

FACULDADE DE ENGENHARIA DA UNIVERSIDADE DO PORTO

Autómatos celulares no estudo das contracções uterinas

Ana Raquel de Almeida Pereira Cavaleiro

(Licenciada em Matemática Aplicada à Tecnologia pela Faculdade de Ciências da
Universidade do Porto)

Dissertação submetida para satisfação parcial dos
requisitos do grau de mestre em
Estatística Aplicada e Modelação

Dissertação realizada sob a supervisão de

Professor Doutor Francisco Lage Calheiros,
do Departamento de Engenharia Civil
da Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Professor Doutor Diogo Ayres-de-Campos
da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto

Porto, Dezembro de 2009

Nós não rimos porque estamos felizes,

Nós estamos felizes porque rimos!

William James

Dedico este trabalho...

...aos sorrisos lindos do meu filho André e do meu marido Nuno,

...aos sorrisos incondicionais e apoiantes dos meus pais e da minha irmã,

...ao sorriso amigo da Ritinha,

...ao sorriso companheiro de trabalho da Carla,

...ao sorriso orientador e dedicado, e também amigo, do meu Prof. Francisco Calheiros.

Agradecimentos

Agradeço...

...aos sorrisos dos professores e colegas que tornaram possível a realização deste trabalho:

Prof. Francisco L. Calheiros, pela sua orientação entusiasta e dedicada.

Prof. Diogo Ayres-de-Campos, pela sua ajuda na discussão sobre temas e termos relacionados com a Obstetrícia.

Prof. João Bernardes, Director do Centro de Simulação Biomédica da Faculdade de Medicina da Universidade do Porto, pelo seu apoio e conselhos humanistas.

Equipa do Prof. Francisco Restivo (Prof. José Alberto Neves, Eng. Richard Pinto e Prof. F. Calheiros), um agradecimento especial por abrirem portas para uma investigação futura.

Prof. Gabriel David e à Catarina David pela realização duma animação do autómato.

E

...aos sorrisos de todos os familiares e amigos, que me acompanharam no alcance de mais um objectivo.

Resumo

A modelação e a simulação são metodologias antigas que ganharam novo fôlego com o advento dos computadores. Os primeiros usos da simulação com computadores electrónicos foram os trabalhos de Von Neumann e Ulam no projecto Manhattan para a construção das primeiras bombas atómicas. Depois vieram inúmeros trabalhos e sucessos desde a engenharia de estruturas (Mecânica) até, mais recentemente, às Ciências Sociais [1].

A modelação matemática em Medicina tem vindo a mostrar fortes êxitos, por exemplo na dinâmica cardiovascular, usando equações diferenciais e métodos numéricos (ver Adélia Sequeira DMAT/IST) [2]. A não linearidade e a propagação espiralada de ondas no tecido cardíaco foram estudadas por A. Holden da Universidade de Leeds em diversos trabalhos, por volta do ano 1998 [3].

Em muitos sistemas de ensino não é aceitável nem a experimentação nem a interacção com alunos em início de aprendizagem, por razões éticas e pedagógicas, por falta de meios, mas também por causa dos riscos humanos ou materiais.

Os simuladores entraram, por isso, no treino médico [4], em particular em ginecologia e obstetrícia [5], baseados nos dados de monitorização fetal (a frequência cardíaca do feto e as contracções uterinas) [6, 7]. A equipa de R. Sierra e G. Székely [8] da ETH de Zurique simularam um procedimento activo de um útero com equações diferenciais já com o propósito de servir de treino para cirurgias (utilizando manequins, realidade aumentada, realidade virtual, etc.). No mesmo sentido foram realizados os trabalhos na Universidade do Porto [9, 10, 11].

Uma boa alternativa ao uso de equações diferenciais é a modelação com autómatos celulares, que é o tema desta tese.

Um simulador informático para as contracções uterinas foi construído, de raiz, usando autómatos celulares. Facilmente foram obtidos padrões temporais semelhantes aos cardiotocogramas observados. Não foi possível validar os padrões espaciais por não serem conhecidas observações; realizou-se um pequeno catálogo com alguns dos comportamentos associados à propagação de ondas neste tipo de autómatos,

preparando novos desenvolvimentos para estudo de autómatos homeomorfos a cilindros.

O estudo foi completado com elementos para a avaliação matemática do sinal associado a cardiogramas.

Abstract

Modeling and simulation are old methods winning new impetus with the advent of computers. The first simulations with electronic computers were done by J. Von Neumann and S. Ulam in the Manhattan Project to build the first atomic bombs. Then many projects and successes were obtained from the structural engineering (Mechanics) to, more recently, the Social Sciences [1].

Mathematical modeling in medicine has successful results, for example in cardiovascular dynamics, using differential equations and numerical methods (see Adélia Sequeira DMAT/IST) [2]. The non-linearity and the propagation of spiral waves in cardiac tissue were studied by A. Holden of the University of Leeds in several papers around 1998 [3].

In many schools of medicine is not acceptable neither the experimentation nor the interaction with students in an early learning, by ethical and pedagogical reasons, for lack of resources, but also because of human or material risks.

Therefore simulators entered in medical training [4], particularly in obstetrics and gynecology [5], based on data of fetal monitoring (fetal heart rate and uterine contractions) [6, 7]. The team of R. Sierra And G. Székely [8] from ETH Zurich simulated the uterus with differential equations to serve the purpose of training to surgeries (using mannequin simulators, increased reality, virtual reality, etc.). Similarly is the work done by a team in the University of Porto [9, 10, 11], but with purpose of undergraduate training.

A good alternative to the use of differential equations is the modeling with cellular automata, which is the subject of this thesis.

A numerical simulator was constructed for uterine contractions using cellular automata. Temporal patterns approaching observed cardiotocograms were easily obtained. Spatial patterns are not currently available so it is impossible to validate simulated patterns seeing if they agree with observed data; a small catalogue was made for spatio-temporal patterns associated to wave propagation on these kinds of cellular automata, preparing new studies on automata homeomorphic to cylinders.

Some elements for signal analysis of cardiotocograms are presented.

Índice

Agradecimentos	<i>i</i>
Resumo.....	<i>iii</i>
Abstract.....	<i>v</i>
Lista de figuras	<i>xi</i>
Lista de tabelas	<i>xix</i>
1. Introdução	<i>1</i>
2. Estado da arte	<i>3</i>
2.1 Simulação no ensino da Medicina	<i>3</i>
2.2 Cardiotocografia	<i>4</i>
2.3 O útero humano e a sua actividade contráctil intra-parto	<i>7</i>
2.3.1 Contractilidade Uterina	<i>10</i>
2.4 Análise do sinal	<i>14</i>
2.4.1 Introdução.....	<i>14</i>
2.4.2 Identificação do modelo Box-Jenkins	<i>16</i>
2.4.2.1 Estacionariedade e sazonalidade	<i>16</i>
2.4.2.2 Diferenciação para encontrar estacionariedade	<i>17</i>
2.4.2.3 Ordem do Processo Autoregressivo (p)	<i>17</i>
2.4.2.4 Ordem do Processo de Média Móvel (q)	<i>17</i>
2.4.2.5 Forma da função de autocorrelação.....	<i>18</i>
2.4.2.6 Identificação dos modelos mistos	<i>18</i>
2.4.3 Elementos da avaliação do sinal.....	<i>19</i>
2.4.3.1 Método de Box-Jenkins	<i>24</i>
2.4.3.2 Representações no espaço de fases	<i>26</i>
2.4.3.2.1 Método da informação mútua	<i>27</i>
2.4.3.2.2 Método dos falsos próximos vizinhos.....	<i>28</i>
2.4.3.2.3 Expoente de Lyapunov.....	<i>29</i>
2.4.3.2.3 Espaço de fases para o primeiro zero da AFC.....	<i>30</i>

3. Autómatos celulares bidimensionais	31
3.1 Introdução	31
3.2 Elementos da teoria.....	31
3.3 Alguns complementos	33
3.4 Implementação.....	35
3.4.1 Condições de fronteira	35
3.4.2 Condições iniciais	36
3.4.3 Regras de transição de autómatos celulares (matriz de transição)	36
3.5 Desenvolvimento do programa	36
3.6 Análise de alguns exemplos	37
3.5.1 Representação de contracções com forma uterina sem reactivação	38
3.5.2 Representação de contracções com forma uterina com reactivação num ponto aleatório	45
3.5.3 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha.....	57
3.5.4 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha de período curto.....	67
3.5.5 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha de período longo	71
3.6 Cardiotocografias simuladas.....	73
3.7. Conclusões.....	79
 4. Análise de trabalhos anteriores.....	 81
4.1 Trabalho publicado	81
4.2 Trabalho relacionado desenvolvido no INEB	82
4.3 Discussão	82
 5. Conclusões e trabalho futuro.....	 85
 6. Bibliografia	 87

Anexo I – Resumo do artigo Cavaleiro et al. 2009	93
Anexo II – Funções de matlab desenvolvidas	95
II.1 Função principal	95
II.2 Função auxiliar	100

Lista de figuras

Figura 2.1 – Representação da monitorização externa (à esq.) e do eléctrodo (à dir.) que permite detectar as contracções uterinas e a frequência fetal.

Figura 2.2 – Representação da monitorização interna da frequência cardíaca fetal.

Figura 2.3 – Cardiotocograma – traçado típico registado durante o trabalho de parto. Esta representação gráfica apresenta a frequência cardíaca fetal (sinal na parte superior) e as contracções uterinas (sinal na parte inferior) ao longo de 20 minutos. Este traçado foi impresso na escala de 1 cm por minuto (1 cm corresponde a dois quadrados).

Figura 2.4 – Representação da anatomia do útero.

Figura 2.5 – Evolução do colo uterino durante o primeiro estadio do parto, com progressiva extinção e dilatação do útero [28].

Figura 2.6 – Onda de contracção (adaptado de Klavan *et al.* [25]).

Figura 2.7 – Mudança de direcção do eixo uterino e fetal durante as contracções no trabalho de parto [28].

Figura 2.8 – Representação dos parâmetros que caracterizam a contractilidade uterina.

Figura 2.9 – Representação do segmento do sinal usado.

Figura 2.10 – Representação da ampliação de um segmento do gráfico anterior.

Figura 2.11 – Exemplificação do procedimento.

Figura 2.12 – Representação das diferenças entre passagens consecutivas do mesmo nível.

Figura 2.13 – Representação das estatísticas das diferenças.

Figura 2.14 – Representação da ordem dos sucessivos instantes de amostragem.

Figura 2.15 – Representação da autocorrelação (*ACF*) e da autocorrelação parcial (*Partial ACF*).

Figura 2.16 – Representação da autocorrelação (*ACF*) da diferenciação de ordem 25.

Figura 2.17 – *Output* do software utilizado.

Figura 2.18 – *Output* do método da informação mútua.

Figura 2.19 – *Output* do método dos falsos próximos vizinhos.

Figura 2.20 – *Output* do expoente de Lyapunov.

Figura 2.21 – *Output* do software usado.

Figura 3.1 – Representação de vizinhanças de autómatos cuja distância da célula activada aos vizinhos é igual a 1 (para $r = 1$ e $r = 2$, respectivamente).

Figura 3.2 – Representação de vizinhanças de autómatos cuja distância da célula activada aos vizinhos é igual a $\sqrt{2}$ (para $r = 1$ e $r = 2\sqrt{2}$, respectivamente).

Figura 3.3 – Representação de vizinhanças de autómatos de forma arbitrária.

Figura 3.4 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (1, 5).

Figura 3.5 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (10, 5).

Figura 3.6 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5).

Figura 3.7 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (15, 5).

Figura 3.8 – Representação da célula de activação (15, 35) de um autómato (60 x 40).

Figura 3.9 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (15, 35) e instantes de reactivação de $120k$ num ponto aleatório.

Figura 3.10 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (60 x 40).

Figura 3.11 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $80k$ num ponto aleatório.

Figura 3.12 – Representação da célula de activação (35, 55) de um autómato (40 x 60).

Figura 3.13 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (35, 55) e instantes de reactivação de $80k$ num ponto aleatório.

Figura 3.14 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (20 x 15).

Figura 3.15 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

Figura 3.16 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.17 – Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (20 x 15).

Figura 3.18 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

Figura 3.19 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.20 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (20 x 25).

Figura 3.21 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 25) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $50k$ num ponto aleatório.

Figura 3.22 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 25) no instante de tempo $t = 410$.

Figura 3.23 – Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.24 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

Figura 3.25 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.26 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 501$.

Figura 3.27 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 502$.

Figura 3.28 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 503$.

Figura 3.29 – Representação da célula de activação (1, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.30 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (1, 15) e instantes de reactivação de $70k$ num ponto aleatório.

Figura 3.31 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.32 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) no instante de tempo $t = 501$.

Figura 3.33 – Representação da célula de activação (35, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.34 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (35, 15) e instantes de reactivação de $70k$ num ponto aleatório.

Figura 3.35 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.36 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.37 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $30k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.38 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.39 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.40 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.41 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.42 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $50k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.43 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 475$.

Figura 3.44 – Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.45 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.46 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.47 – Representação da célula de activação (15, 20) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.48 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.49 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.50 – Representação da célula de activação (25, 15) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.51 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (25, 15) e instantes de reactivação de $70k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.52 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.53 – Representação da célula de activação (35, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.54 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (35, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.55 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.56 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.57 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $29k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.58 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.59 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $29k$ num ponto fixo da primeira linha.

Figura 3.60 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.61 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.62 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $29k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.63 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) no instante de tempo $t = 500$.

Figura 3.64 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.65 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $1500k$ num ponto aleatório da primeira linha.

Figura 3.66 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (1, 15), $A = 2$, $B = 3$ e com período $231k$.

Figura 3.67 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período $231k$.

Figura 3.68 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período $60k$.

Figura 3.69 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (1, 15), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

Figura 3.70 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

Figura 3.71 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

Figura 3.72 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$ e com período $120k$.

Figura 3.73 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 5.

Figura 3.74 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 3.

Figura 3.75 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 2.

Figura 3.76 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 1.

Figura 3.77 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 1 e tónus basal de 10 mmHg.

Figura 3.78 – Representações gráficas de autómatos bidimensionais (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 1 e tónus basal de 10 mmHg.

Figura 3.79 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 2 e tónus basal de 10 mmHg.

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Forma da função de autocorrelação para identificação do modelo.

Tabela 2.2 – Instantes de passagem nos níveis definidos.

Tabela 2.3 – Estatísticas das diferenças entre passagens consecutivas do mesmo nível.

Tabela 2.4 – Estatísticas das diferenças.

Tabela 3.1 – Evolução do número de células em cada estado de um autômato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (1, 5).

Tabela 3.2 – Evolução do número de células em cada estado de um autômato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (10, 5).

Tabela 3.3 – Evolução do número de células em cada estado de um autômato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5).

Tabela 3.4 – Evolução do número de células em cada estado de um autômato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (15, 5).

1. Introdução

A simulação, nas suas diversas formas, é actualmente utilizada em muitos domínios da actividade humana. A indústria de aviação e a ciência militar utilizam a simulação desde há muitas décadas [12], mas só nos últimos anos é que se tornou um método corrente de ensino em Medicina. A maior relevância que tem vindo a ser dada a aspectos relacionados com a segurança e o conforto do doente levaram à necessidade de desenvolver novas formas de ensino e de treino onde a simulação médica ganhou um papel fundamental. Assim, o uso da simulação na educação médica faz um percurso entre dois aspectos fundamentais da vida, o ensino-aprendizagem e a investigação inovadora.

A simulação é uma metodologia que permite substituir ou ampliar experiências reais com experiências guiadas que evocam ou replicam aspectos substanciais da vida real de uma forma interactiva [13]. Por isso, é usada para tentar explicar fenómenos conhecidos, mas, por vezes, também podem aparecer fenómenos não conhecidos. As diversas aplicações da simulação em Medicina podem ser caracterizadas por 11 parâmetros [13]: objectivos da actividade da simulação; a unidade de participação; o nível de experiência dos participantes; o domínio dos cuidados de saúde; as várias áreas de cuidados de saúde; o tipo de conhecimentos, capacidades, atitudes e comportamentos inerentes na simulação realizada; a idade do paciente simulado; a tecnologia aplicada ou necessária para as simulações; o local de participação na simulação; o tipo de participação; e os métodos de *feedback* usados. O uso da simulação, para melhorar a segurança dos doentes, requiere uma boa integração destas categorias nas rotinas estruturais e nas práticas médicas.

A utilização de computadores para a resolução de problemas biológicos e biomédicos remonta ao início da ciência da computação, da teoria de autómatos, e da matemática biológica [14]. Com o advento de computadores mais versáteis e potentes, as aplicações biológicas e biomédicas computacionais têm proliferado tão rapidamente que seria praticamente impossível compilar uma revisão exaustiva de todos os desenvolvimentos nesta área [14]. Contudo, neste trabalho, só estamos interessados na modelação computacional de sistemas biológicos e biomédicos.

Os Autómatos Celulares [15] representam sistemas dinâmicos, onde o tempo e o espaço são discretos, e têm sido utilizados na literatura como modelos matemático-computacionais para simulação de objectos incluindo fenómenos epidemiológicos [16, 17].

A aplicação de autómatos celulares é extensa, podendo ser usados para modelar comportamentos complexos da vida natural (química, física e biológica) além de fenómenos sociais (crescimento populacional, população vs. alimento, planeamento urbano).

2. Estado da arte

Neste capítulo inclui-se uma apresentação da simulação educacional como um complemento para a educação tradicional da medicina e a sua contextualização neste projecto. Também é feita uma descrição dos fenómenos principais do trabalho de parto, dando relevância, neste contexto, à importância da monitorização da actividade uterina. Por último, faz-se uma breve descrição dos métodos utilizados para analisar o sinal obtido através do autómato celular modelado.

2.1 Simulação no ensino da Medicina

As muitas formas de aplicação da simulação médica continuam em franco desenvolvimento, à medida que esta tecnologia integra, cada vez mais, o ensino médico [18]. A simulação é uma técnica educacional valiosa para o treino de intervenções diagnósticas e terapêuticas. Por ser interactiva e potencialmente imersiva, permite integrar conhecimentos teóricos com a aplicação prática, sempre sem qualquer risco e/ou incómodo para os pacientes reais [19].

Para além disso, as vantagens da simulação baseada no treino, em relação aos métodos tradicionais, no ensino da medicina, incluem o ensino-aprendizagem adaptado ao ritmo de cada estudante, o treino das habilidades técnicas (*skills*) num ambiente seguro e controlado que permite uma melhor preparação dos estudantes [4], e o treino da comunicação e do trabalho de equipa.

A forma de se atingirem os objectivos pedagógicos de algumas sessões de treino mais complexas é o uso de simuladores, que respondem de uma forma realista às intervenções terapêuticas (correctas ou não). Para tal, é por vezes necessário desenvolver modelos matemáticos e físicos da fisiologia humana e da farmacologia, que servem de ‘motor de simulação’ (*simulation engine*) [20]. Estes modelos podem ter uma função dupla: integração em programas educacionais de computador (*screen-based simulators*) e integração em simuladores humanos, geralmente de tamanho real, que reagem de forma automática às intervenções (*high-fidelity model-driven simulators*) [21]. Por vezes, se os simuladores não respondem de forma realista às intervenções dos

estudantes podem não existir diferenças significativas no ensino-aprendizagem, em comparação com o ensino tradicional (ver Anexo I) [22].

Na área da Ginecologia e Obstetrícia a simulação tem também o potencial de melhorar o ensino, o treino e a avaliação da competência [23]. Como noutras áreas de cuidados médicos, o erro humano tem sido identificado com tendo um papel importante em desfechos adversos.

Existem distintas situações críticas em Obstetrícia que podem resultar em desfechos desfavoráveis para a mãe e para o feto/recém-nascido. O reconhecimento rápido desses incidentes, e a aplicação apropriada de intervenções terapêuticas no tempo adequado permitem a sobrevivência da mãe e do seu filho progenitor, e a sua qualidade de vida.

A maioria das situações críticas cujo desfecho é evitável ocorre durante o trabalho de parto. Durante este período a monitorização fetal é uma prática instituída em todos os países desenvolvidos. A monitorização fetal pode ser efectuada por auscultação intermitente da frequência cardíaca, mas é mais frequentemente realizada por cardiotocografia (CTG).

2.2 Cardiotocografia

A CTG foi desenvolvida no final da década de 1950 e introduzida na rotina hospitalar a partir da década seguinte [24]. Com esta técnica avalia-se continuamente a frequência cardíaca fetal e a actividade contráctil (total) do útero materno. A interpretação apropriada das informações provenientes destes dois sinais permitem aos profissionais de saúde avaliar o estado de oxigenação do feto e a dinâmica das contracções uterinas, um aspecto importante na evolução do trabalho de parto [6]. A monitorização cardiotocográfica pode ser realizada de forma contínua durante todo o trabalho de parto ou de forma intermitente. A monitorização da frequência cardíaca fetal e da actividade contráctil uterina pode ser realizada de forma externa ou interna [25].

Para a monitorização externa da frequência cardíaca fetal coloca-se um transdutor (sensor) no abdómen materno, sobre um gel de condução, utilizando a ultrassonografia com efeito *Doppler* para avaliar os movimentos das estruturas

cardíacas do feto (figura 2.1). Para a monitorização externa da actividade contráctil uterina é colocado um tocodinamómetro no abdómen materno, junto do fundo uterino (figura 2.4, pág. 7), que avalia a deformidade abdominal causada pelas contracções.

Para a monitorização interna da frequência cardíaca fetal introduz-se um eléctrodo no couro cabeludo do feto, através da vagina e do colo uterino (figura 2.4, pág. 7), o qual vai avaliar os intervalos de tempo entre os sinais electrocardiográficos principais (figura 2.2). Para a avaliação interna da actividade uterina introduz-se um catéter dentro da cavidade uterina, através da vagina e colo do útero, com um sensor de pressão na extremidade (figura 2.2) [25].

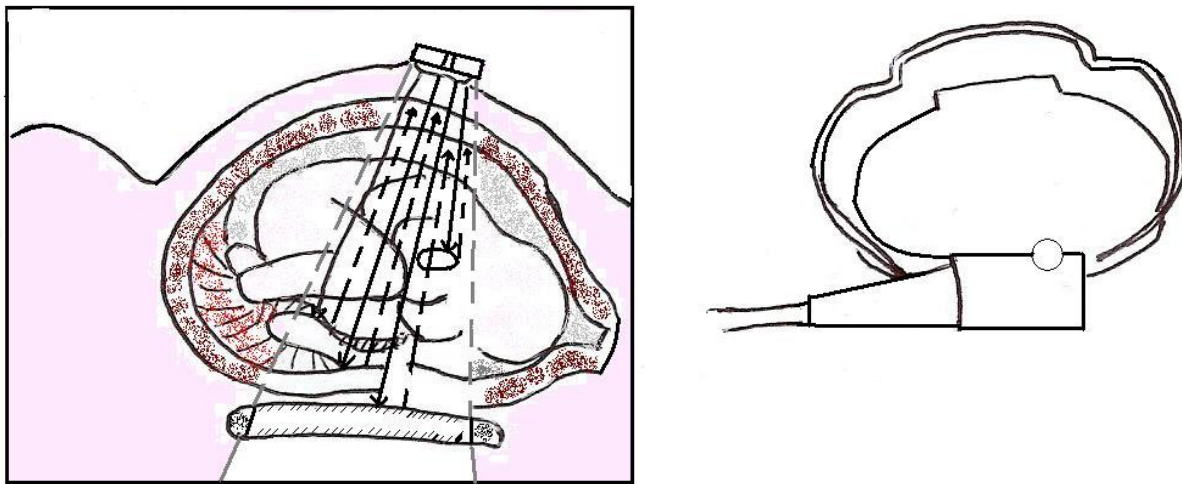


Figura 2.1 – Representação da monitorização externa (à esq.) e do eléctrodo (à dir.) que permite detectar as contracções uterinas e a frequência fetal.

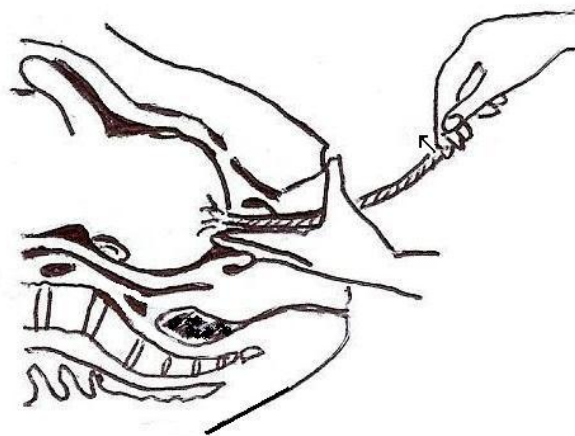


Figura 2.2 – Representação da monitorização interna da frequência cardíaca fetal.

Os sinais adquiridos neste exame são habitualmente impressos sobre uma fita contínua de papel (ou em alternativa visualizados num monitor de computador), onde se pode observar em simultâneo as curvas correspondentes aos dois parâmetros (figura 2.3). Isso permite que os profissionais de saúde apreciem de forma imediata o padrão existente das contracções uterinas e o seu eventual impacto na frequência cardíaca fetal [25].

A figura 2.3 ilustra o traçado típico de um cardiotocograma, representando o registo de 20 minutos de actividade uterina (representação gráfica inferior) e a frequência cardíaca fetal (representação gráfica superior) durante um trabalho de parto.

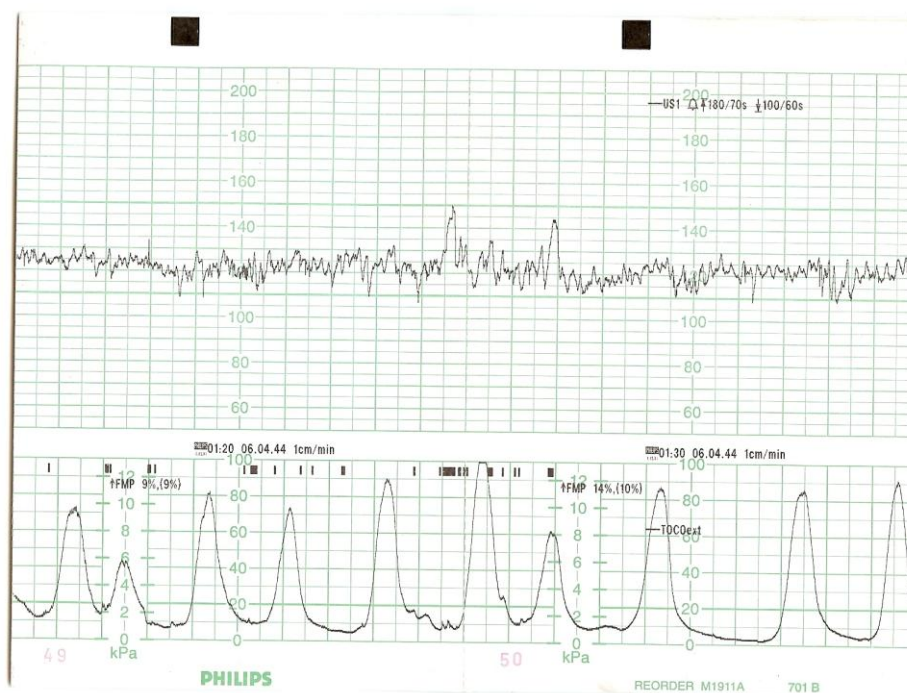


Figura 2.3 – Cardiotocograma – traçado típico registado durante o trabalho de parto. Esta representação gráfica apresenta a frequência cardíaca fetal (sinal na parte superior) e as contracções uterinas (sinal na parte inferior) ao longo de 20 minutos. Este traçado foi impresso na escala de 1 cm por minuto (1 cm corresponde a dois quadrados).

Os aspectos da cardiotocografia relacionados com a avaliação da frequência cardíaca fetal ultrapassam os objectivos desta dissertação. Relativamente à avaliação da actividade contráctil uterina, o registo externo é mais prático e não invasivo, mas reveste-se de alguns inconvenientes. Avaliando apenas a deformidade abdominal

causada pelas contracções uterinas, nem sempre detecta contracções existentes (elevada adiposidade abdominal, incorrecta aplicação do sensor, entre outros) nem é um tradutor minimamente rigoroso da sua intensidade. Assim, apenas permite, quando são registadas contracções, avaliar a frequência das mesmas.

2.3 O útero humano e a sua actividade contráctil intra-parto

O útero é um órgão oco, ímpar e mediano, localizado no interior da pelve e que possui uma forma semelhante à de uma pêra invertida, achatada no sentido antero-posterior [6]. A parede uterina é constituída por três camadas concêntricas (figura 2.4), que da periferia para o interior, são o peritoneu, o miométrio e o endométrio. O peritoneu é um tecido fino e transparente que reveste a grande maioria dos órgãos intra-abdominais, recobrindo o útero e continuando-se para os órgãos adjacentes através dos ligamentos largos e da mesosalpinge¹. O miométrio é constituído por um tecido muscular liso, com capacidade contráctil involuntária. O endométrio é constituído por uma camada de células cuja espessura varia ao longo do ciclo menstrual e que reveste todo o interior da cavidade uterina [26].

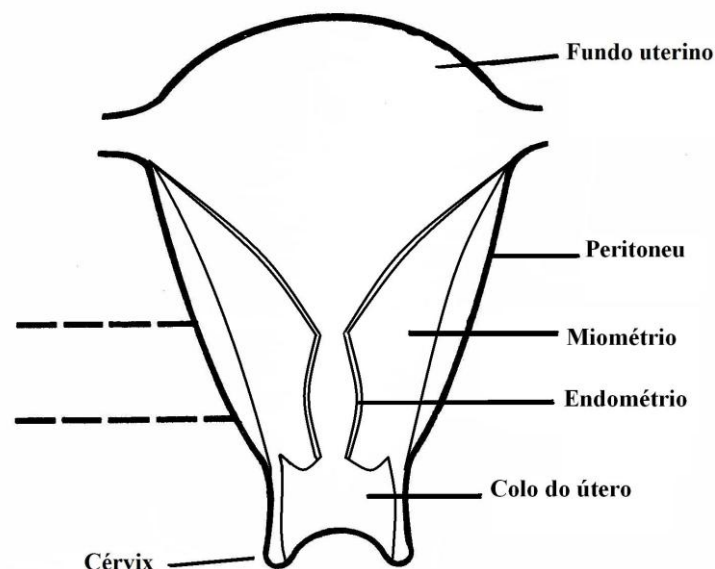


Figura 2.4 – Representação da anatomia do útero.

¹ Mesosalpinge é uma parte de um ligamento que conecta com cada trompa de Falópio.

O útero comunica com a cavidade abdominal através das trompas de Falópio e com a vagina através de um canal estreito que mede 3-5 cm, o canal cervical. Este atravessa uma zona uterina de consistência mais dura e cuja superfície externa é visível através da vagina, que se denomina colo uterino [26].

O miométrio é formado por uma espessa camada de fibras musculares lisas que se distribuem, da periferia para a profundidade, em três planos: longitudinal, plexiforme e circular. Esta porção muscular do útero é a responsável por gerar as contracções necessárias para que ocorra a expulsão do feto através do canal de parto, no decurso do trabalho de parto normal [26].

A sincronização e a coordenação da actividade contráctil de milhões de células miométriais são garantidas pelo desenvolvimento de ligações celulares especiais – as *gap-junctions* – que permitem uma rápida comunicação intercelular, garantindo a contracção sucessiva de todo o órgão. O aparecimento destas ligações celulares é objecto de um controlo bioquímico complexo [26].

Ao contrário da zona superior do útero (corpo uterino), onde as contracções uterinas são geradas e concretizadas, as zonas inferiores (zona ístmica na mulher não grávida que vai dar origem ao segmento inferior na mulher grávida, e colo uterino) não têm capacidade contráctil. Estas zonas sofrem marcadas alterações bioquímicas do tecido conjuntivo na fase final da gravidez e início do trabalho de parto (modificação da composição em glicosaminoglicanos² e enriquecimento em água), que lhes aumentam as capacidades elásticas, permitindo a sua dilatação e a passagem do feto para o exterior [26].

No final da gravidez, por influência de algumas hormonas produzidas (os estrogénios), o miométrio aumenta progressivamente a sua capacidade de contrair. O aparecimento de contracções ritmadas do corpo uterino, associadas à extinção e dilatação do canal cervical, caracterizam clinicamente o início do trabalho de parto [26].

Do aparecimento das contracções uterinas regulares resultam a extinção (diminuição da grossura e comprimento) e a dilatação do colo do útero, a descida do feto ao longo do canal de parto até ser libertado para o exterior e a expulsão, em

² Os glicosaminoglicanos são cadeias lineares de polissacarídeos, constituídos por subunidades de dissacarídeos. Polissacarídeos, são hidratos de carbono que, por hidrólise, originam uma grande quantidade de monossacarídeos; são polímeros naturais. Dissacarídeos, são cadeias orgânicas constituídas por duas unidades de monossacarídeos unidos por uma ligação glicosídica.

seguida, da placenta e das membranas fetais. No final, a contracção sustentada do útero é um elemento fundamental para assegurar a hemostase³ dos vasos sanguíneos (que irrigavam anteriormente a placenta), isto é, para que haja a compressão destes vasos por fibras musculares para controlar a hemorragia pós-parto [26].

Assim, o trabalho de parto corresponde a um conjunto de fenómenos dinâmicos caracterizados sobretudo pela ocorrência de contracções uterinas mais ou menos rítmicas, que se estendem geralmente ao longo de algumas horas. A duração do trabalho de parto é muito variável, mas demora em média cerca de 13 horas nas mulheres em que ocorre pela primeira vez (primíparas), e cerca de 8 horas nas mulheres que já tiveram um parto anterior (múltiparas) [27].

Convencionou-se dividir o trabalho de parto em três estadios [27, 28]:

Primeiro estadio: é a fase mais longa, que se estende desde o início das contracções regulares até à extinção e à dilatação completa do colo uterino (figura 2.5). O primeiro estadio pode ser subdividido em duas fases:

- **Fase latente**: é a que decorre desde o início das contracções regulares até ao momento em que o colo está quase completamente extinto e com 3-4 centímetros de dilatação; esta fase não deve exceder 20 horas numa mulher nulípara nem 14 horas numa mulher múltipara.

- **Fase activa**: desde o momento em que o colo está praticamente extinto e com 3-4 cm de dilatação até à dilatação completa. Nesta fase, espera-se que o ritmo de dilatação seja mais homogéneo. Geralmente, a duração desta fase não excede as 7-8 horas numa nulípara ou 4-5 horas numa múltipara.

³ Hemostase é o conjunto dos fenómenos fisiológicos responsáveis pela paragem de uma hemorragia, que incluem: a) vasoconstrição dos vasos sanguíneos; b) formação de um conjunto de plaquetas sanguíneas; c) coagulação.

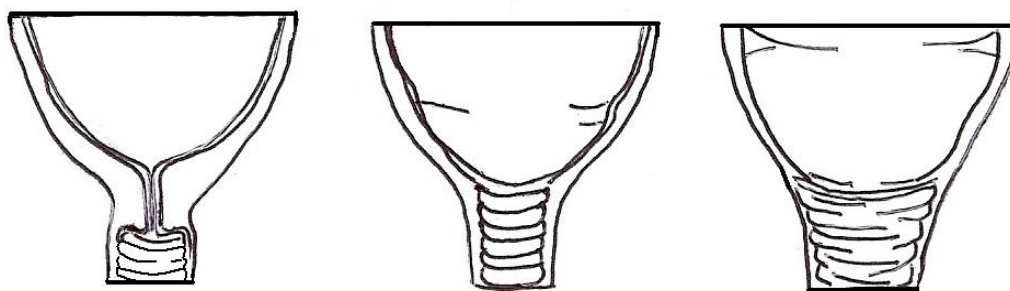


Figura 2.5 – Evolução do colo uterino durante o primeiro estadio do parto, com progressiva extinção e dilatação do útero [27].

Segundo estadio: também conhecido por período expulsivo. Inicia-se quando a dilatação cervical está completa (cerca de 10 centímetros de dilatação) e termina com a expulsão do feto. Nesta fase existe um mecanismo reflexo, que leva aos esforços expulsivos maternos concomitantes às contracções uterinas. Estes esforços implicam a contracção da musculatura do diafragma e da parede abdominal, no sentido de aumentar a pressão intra-abdominal e assim contribuir para a expulsão do feto. Este estadio dura geralmente cerca de 60 minutos numa nulípara, mas pode-se prolongar até 3 horas. Numa múltípara é frequente não ultrapassar os 30 minutos, mas pode-se prolongar até 2 horas [28].

Terceiro estadio: também conhecido como fase da dequitação. Inicia-se após a expulsão do feto, altura em que as contracções uterinas se mantêm até que ocorra desprendimento e posterior expulsão da placenta e das membranas fetais (dequitação). As contracções uterinas diminuem o volume uterino causando a disrupção mecânica da inserção placentária. As membranas fetais mantêm-se geralmente ligadas à placenta, exteriorizando-se ao mesmo tempo. A dequitação ocorre geralmente entre 5 a 10 minutos após o fim do período expulsivo, não devendo exceder os 60 minutos [28].

2.3.1 Contractilidade Uterina

A actividade contráctil uterina é gerada por contracções das células do músculo liso miometrial, que compõem a maior parte da parede uterina [29]. À semelhança do que acontece em outros tecidos musculares, a despolarização da membrana celular permite a entrada de iões de cálcio (Ca^{2+}). Estes iniciam uma cadeia de reacções

intracelulares, que levam à formação de pontes conectantes entre os filamentos de actina e de miosina, e desta forma, a célula contrai [29], exercendo força nas células vizinhas.

As contracções são geralmente iniciadas junto do corno uterino esquerdo e propagam-se em sentido descendente através de ligações preferenciais, *gap-junctions*, entre as células do miométrio [6]. As contracções do início do trabalho de parto têm, caracteristicamente, um «triplo gradiente descendente» (figura 2.6), primeiro ocorrem na porção superior ou fúndica do útero, onde são mais intensas e menos duradouras do

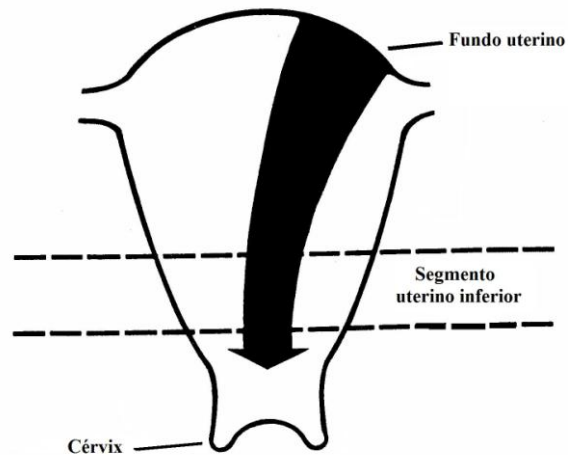


Figura 2.6 – Onda de contracção (adaptado de Klavan *et al.* [6]).

que no segmento inferior. Este fenómeno é conhecido como a dominância fúndica e é essencial para a progressiva extinção e dilatação do colo uterino. Com a contracção do útero e dos seus ligamentos circulares, o maior eixo uterino estreita-se e o feto tende a ser deslocado no sentido descendente (figura 2.7).

O realinhamento do eixo uterino potencia a descida da parte da apresentação do feto uma vez que ele é directamente puxado para a parte inferior da cavidade pélvica [26].

Como resultado, o ovóide fetal é transformado num cilindro, apresentando a menor área possível que permite mais facilmente atravessar o canal de parto [26].

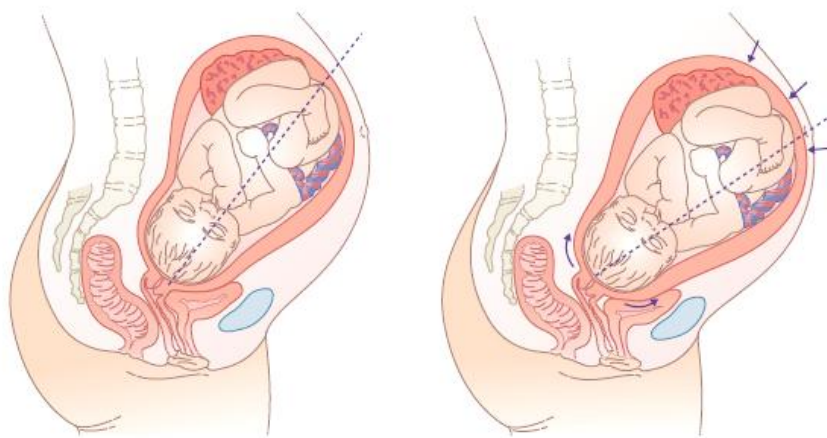


Figura 2.7 – Mudança de direcção do eixo uterino e fetal durante as contracções no trabalho de parto [26].

Conforme o útero contrai, a pressão intra-uterina aumenta progressivamente e a seguir diminui gradualmente, exibindo uma forma uniforme semelhante à de um sino (figura 2.8) [6].

O objectivo da análise cardiotocográfica do sinal que representa a actividade contráctil uterina é o reconhecimento de padrões de contracções. Como já foi anteriormente referido, com a monitorização externa da actividade uterina apenas é possível avaliar a frequência das contracções. Com a monitorização interna é possível determinar outros parâmetros usados para a avaliação quantitativa das contracções uterinas no domínio do tempo [25]. A contractilidade uterina é caracterizada pela amplitude, duração e frequência das contracções, pela linha de base da pressão intra-uterina e finalmente pela configuração da onda contráctil (figura 2.8).

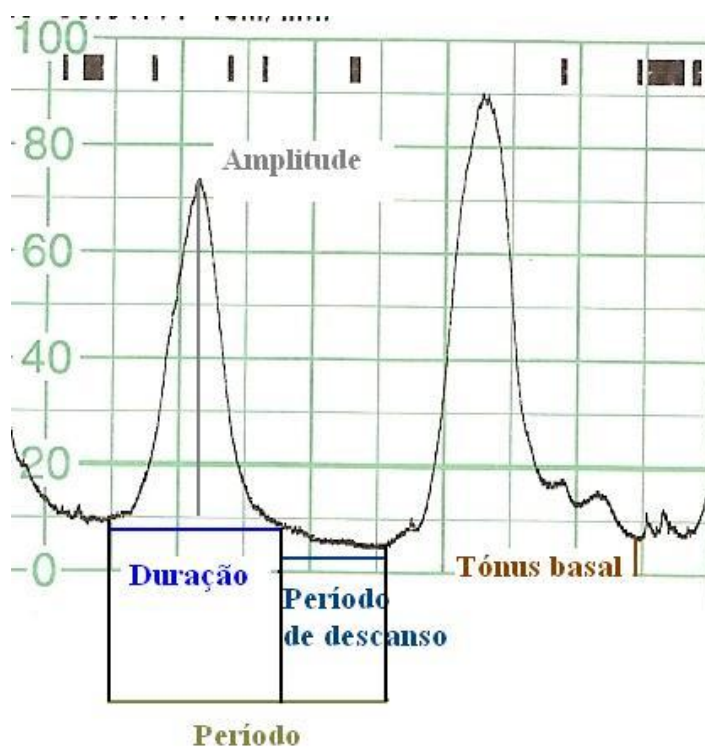


Figura 2.8 – Representação dos parâmetros que caracterizam a contractilidade uterina.

A amplitude da contração é definida como o nível de pressão intrauterina no pico da contração, subtraindo o tónus basal de descanso. As contracções aumentam de amplitude ao longo do trabalho de parto, iniciando-se geralmente com 20–30 mmHg e atingindo habitualmente pressões de 50–75 mmHg no primeiro estadio do parto. Em

muitas parturientes, a pressão intrauterina pode atingir amplitudes de 100 mmHg sem que ocorram déficits de oxigenação fetal [6].

O tônus basal é definido como a pressão intra-uterina em descanso no intervalo das contracções. O tônus normal do útero em trabalho de parto ronda os 5-10 mmHg no início do trabalho de parto e vai aumentando ligeiramente até ao período expulsivo [6].

A frequência das contracções varia muito ao longo do trabalho de parto. No início da fase latente o intervalo entre as contracções ronda os 7-12 minutos, no início da fase activa é geralmente de 3 a 5 minutos, e no período expulsivo é de cerca de 1 a 2 minutos [6, 28].

A duração das contracções mantém-se relativamente constante ao longo do trabalho de parto, rondando os 40-75 segundos [6].

Com o desenvolvimento da cardiotocografia, surgiram na literatura científica diversas formas de avaliação e quantificação das contracções uterinas, que englobavam as diferentes componentes: amplitude, frequência e duração [30]. As três formas mais divulgadas são as unidades de Montevideo, as unidades de Alexandria e o integral da actividade uterina; no entanto, nenhuma delas foi incorporada na rotina assistencial dos hospitais Europeus [31, 32]. As unidades de Montevideo representam o produto da intensidade média das contracções uterinas pelo número de contracções observadas num período de 10 minutos [30]. As unidades de Alexandria representam o produto das unidades de Montevideo pela média da duração das contracções em minutos [30]. O integral da actividade uterina é definido como a área total abaixo da curva da contracção uterina e acima do tônus basal, medido em kPa·seg, num período de 15 minutos [30].

A quantificação da actividade uterina apresenta problemas porque reflecte o resultado cumulativo de possíveis componentes escondidas ao longo do tempo e de contribuições individuais [32]. Contudo, estas unidades de quantificação são as únicas medidas disponíveis nos estudos publicados.

2.4 Análise do sinal

A primeira análise do sinal neste trabalho foi feita com recurso aos processos autoregressivos e médias móveis (ARMA), e ao método de Box-Jenkins [33].

2.4.1 Introdução

Os processos ARMA permitem entender a dinâmica de dados, prever novos acontecimentos e controlar acontecimentos, pertencendo à classe de séries temporais discretas. Por sua vez, as equações às diferenças pertencem aos processos ARMA [34].

O estudo dos processos estacionários pode fazer-se no domínio da frequência ou no domínio do tempo. O estudo no domínio do tempo atribui papel preponderante às funções de autocovariância e de autocorrelação [34].

Definição 2.1. Seja $\{X_t : t = 0, \pm 1, \pm 2, \dots\}$, ou $\{X_t\}$, o processo estacionário com média μ ;

O valor esperado,

$$\gamma_k = E\{(X_t - \mu)(X_{t+k} - \mu)\},$$

que existe, por hipótese, pode calcular-se para $k = 0, \pm 1, \pm 2, \dots$ e designa-se por função de autocovariância (FACV) do processo.

Para cada k a função γ_k mede a intensidade com que covariam os pares de valores do processo, separados por um intervalo de amplitude k .

Escrevendo,

$$\rho_k = \gamma_k / \gamma_0 ,$$

Obtém-se, para cada k , a função de autocorrelação (FAC) do processo considerado; a representação gráfica de ρ_k em função de k designa-se por correlograma.

No domínio do tempo, além de se investigar a correlação total, interessa também dar atenção à correlação parcial que existe entre X_t e X_{t+k} quando se fixam as variáveis intermédias $X_{t+1}, X_{t+2}, \dots, X_{t+k-1}$, isto é, a correlação simples entre X_t e X_{t+k} depois de eliminar o efeito que sobre elas produzem as variáveis intermédias $X_{t+1}, X_{t+2}, \dots, X_{t+k-1}$.

Definição 2.2. O processo X_t diz-se ARMA (p, q) quando satisfaz a equação estocástica às diferenças,

$$X_t - \varphi_1 X_{t-1} - \dots - \varphi_p X_{t-p} = X_t - \theta_1 \epsilon_{t-1} - \dots - \theta_q \epsilon_{t-q}, \quad (2.1)$$

ou de forma equivalente,

$$\varphi_p(B)X_t = \theta_q(B)\epsilon_t,$$

onde ϵ_t constitui ruído branco e onde

$$\varphi_p(B) = 1 - \varphi_1 B - \dots - \varphi_p B^p \text{ e } \theta_q(B) = 1 - \theta_1 B - \dots - \theta_q B^q$$

correspondem, respectivamente, aos polinómios autoregressivo e médias moveis.

A FAC de um processo ARMA (p, q) pode determinar-se por um método já conhecido. Notando que (2.1) se escreve,

$$X_t = \varphi_1 X_{t-1} + \dots + \varphi_p X_{t-p} + X_t - \theta_1 \epsilon_{t-1} - \dots - \theta_q \epsilon_{t-q},$$

Multiplicando por X_{t-k} , $k > 0$, e tomando valores esperados vem,

$$\gamma_k = \varphi_1 \gamma_{k-1} + \dots + \varphi_p \gamma_{k-p} + E\{X_t X_{t-k}\} - \theta_1 E\{X_{t-1} X_{t-k}\} - \dots - \theta_q E\{X_{t-q} X_{t-k}\} \quad (2.2)$$

Por ser $E\{X_{t-j} X_{t-k}\} = 0$, $k > j$, tem-se,

$$\gamma_k = \varphi_1 \gamma_{k-1} + \dots + \varphi_p \gamma_{k-p}, \quad k \geq q+1, \quad (2.3)$$

Donde,

$$\rho_k = \varphi_1 \rho_{k-1} + \dots + \varphi_p \rho_{k-p}, \quad k \geq q+1, \quad (2.4)$$

Assim, a equação às diferenças (2.4) mostra que a partir de $k = q + 1$, a FAC dos processos ARMA (p, q) comporta-se como a de um processo autoregressivo (AR) –

decai gradualmente para zero – sendo esse comportamento determinado exclusivamente pelos parâmetros da componente AR (p). Os valores de $\rho_1, \dots, \rho_q$ dependem dos parâmetros das duas componentes e funcionam como condições iniciais ou antecedentes do padrão autoregressivo. A FACP prolonga-se indefinidamente comportando-se eventualmente de modo muito semelhante à dos processos médias móveis puros, isto é, apresenta um decaimento gradual para zero majorado por uma soma de exponenciais e/ou sinusóides amortecidas [34].

2.4.2 Identificação do modelo Box-Jenkins

Para identificar um modelo deste tipo, consideram-se alguns passos, que serão descritos nesta subsecção [33, 34].

2.4.2.1 Estacionariedade e sazonalidade

O primeiro passo no desenvolvimento de um modelo Box-Jenkins é determinar se a série temporal é estacionária e se existe alguma sazonalidade expressiva que precisa de ser modelada.

Detectar estacionariedade

A estacionariedade pode ser avaliada por um gráfico sequencial, que deve mostrar localização e escala constantes.

Também pode ser detectada por um gráfico de autocorrelação. De forma específica, a não estacionariedade é frequentemente detectada por um gráfico de autocorrelação com um decaimento muito lento.

Detectar sazonalidade

A sazonalidade (ou periodicidade) pode geralmente ser avaliada por um gráfico de autocorrelação, por um gráfico sazonal da subsérie ou por um gráfico espectral.

2.4.2.2 Diferenciação para encontrar estacionariedade

Box e Jenkins recomendam a aproximação por diferenciação para encontrar a estacionariedade. Contudo, aproximar uma curva e subtrair os valores ajustados aos dados originais também pode ser usado.

- Diferenciação Sazonal

Na fase de identificação do modelo, o objectivo é detectar sazonalidade, se ela existir, e identificar a ordem para os termos autoregressivos sazonais e para os de média móvel sazonais. Para muitas séries, o período é conhecido e um termo simples de sazonalidade é suficiente para identificar o modelo.

- Identificar p e q

Com a sazonalidade e a estacionariedade identificadas, o próximo passo é identificar a ordem (isto é, p e q) dos termos autoregressivos e de média móvel.

As principais ferramentas para esta identificação são os gráficos de autocorrelação e de autocorrelação parcial para comparar com o comportamento teórico destes gráficos quando a ordem é conhecida.

2.4.2.3 Ordem do Processo Autoregressivo (p)

Para um processo AR (1), especificamente, a função de autocorrelação amostral deve ter uma aparência exponencial decrescente. Contudo, processos de AR de ordem superior são frequentemente uma mistura de componentes sinusoidais amortecidas e componentes exponencialmente decrescentes. E o gráfico de autocorrelação tem que ser complementado com um de autocorrelação parcial.

A autocorrelação parcial de um processo AR (p) anula-se a partir do passo $p + 1$ (inclusive), e examina-se a função de autocorrelação parcial para observar se há alguma evidência na função a partir de zero, colocando um intervalo de confiança, por exemplo, de 95%.

2.4.2.4 Ordem do Processo de Média Móvel (q)

A função de autocorrelação de um processo MA (q) anula-se a partir do passo $q + 1$ (inclusive), e examina-se a função para verificar essa anulação; da mesma forma que anteriormente, coloca-se um intervalo de confiança de 95%. A função de

autocorrelação parcial não é, regra geral, uma boa ferramenta para identificar a ordem do processo de média móvel.

2.4.2.5 Forma da função de autocorrelação

A tabela seguinte sumariza como se pode utilizar a função de autocorrelação para identificar o modelo.

Tabela 2.1 – Forma da função de autocorrelação para identificação do modelo [34].

Forma	Modelo Indicado
Exponencial, a decair para zero	Modelo Autoregressivo (AR). Usar a função de autocorrelação parcial para identificar a ordem do modelo autoregressivo.
Alternando entre valores positivos e negativos, a decair para zero	Modelo Autoregressivo (AR). Usar a função de autocorrelação parcial para identificar a ordem.
Decaimento brusco para zero a partir de um certo passo k	Modelo Média Móvel (MA). A ordem é identificada a partir do instante que a função se anula.
Decaimento para zero	Modelo misto autoregressivo e de média móvel (ARMA).
Todos os pontos são nulos ou próximos de zero	Os dados são essencialmente aleatórios.
Valores altos em intervalos fixos	Inclui um termo autorregressivo sazonal.
Não decai para zero	A série não é estacionária.

2.4.2.6 Identificação dos modelos mistos

Na prática, as funções de autocorrelação e de autocorrelação parcial da amostra são variáveis aleatórias que não fornecem a mesma informação em comparação com as

funções teóricas, o que dificulta a identificação do modelo. Conclui-se, de forma particular, que os modelos mistos são mais difíceis de identificar.

2.4.3 Elementos da avaliação do sinal

Algumas cardiocografias, cedidas pelo Prof. Diogo Ayres de Campos, de pacientes do Hospital S. João, permitiram uma análise do sinal.

Esta análise deveria ter sido um ponto de partida, mas só se tornou claro que esta avaliação do sinal tinha que ser feita perto do final da elaboração desta dissertação. A forma como diversos grupos tratavam os cardiocogramas sugeria que a análise básica estava concluída.

Apresentamos, com a cardiocografia de uma paciente, alguns dos passos que devem ser realizados para se poder avançar.

Na figura seguinte está uma cardiocograma sem a representação dos primeiros 1000 instantes. Verifica-se que existe instabilidade e que a tendência é virtualmente nula.

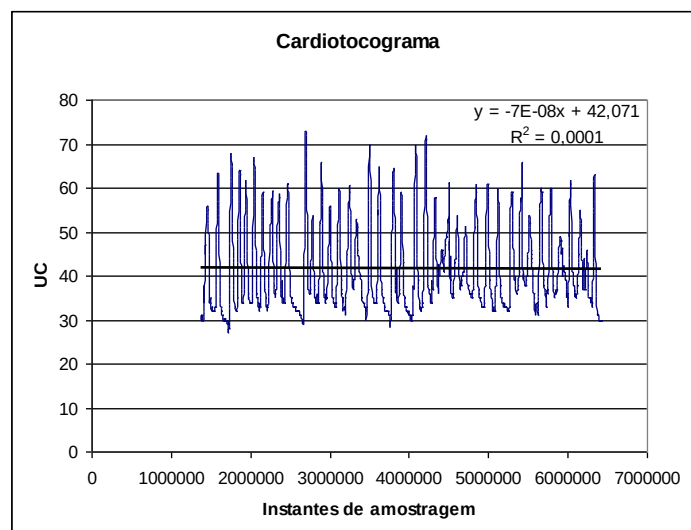


Figura 2.9 – Representação do segmento do sinal usado.

É comum os profissionais de saúde de saúde materna e obstétrica ligarem o cardiocógrafa mas só começarem a registar a actividade uterina partir dum certo momento.

A figura que se segue é um fragmento do gráfico anterior e mostra a irregularidade da tensão uterina.

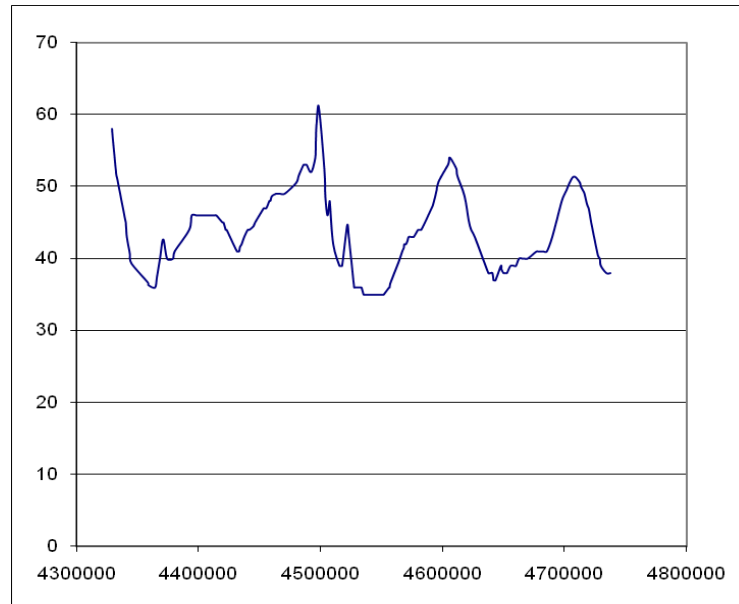


Figura 2.10 – Representação da ampliação de um segmento do gráfico anterior.

Uma parte desta irregularidade pode ser atribuída ao contacto dos eléctrodos com a parede abdominal materna, aos movimentos fetais, entre outras possibilidades. Mais do que isso, parece haver uma irregularidade intrínseca.

Assim, fomos procurar as características das contracções individuais num intervalo longo. Definimos t_1 , t_2 , t_3 e t_4 , como sendo os instantes de ultrapassagem dos níveis n_1 , igual a trinta mmHg, e n_2 , igual a cinquenta mmHg (figura 2.11). Os valores considerados foram suficientes para uma primeira análise descritiva do modelo, embora possam ser eventualmente melhorados numa análise posterior.

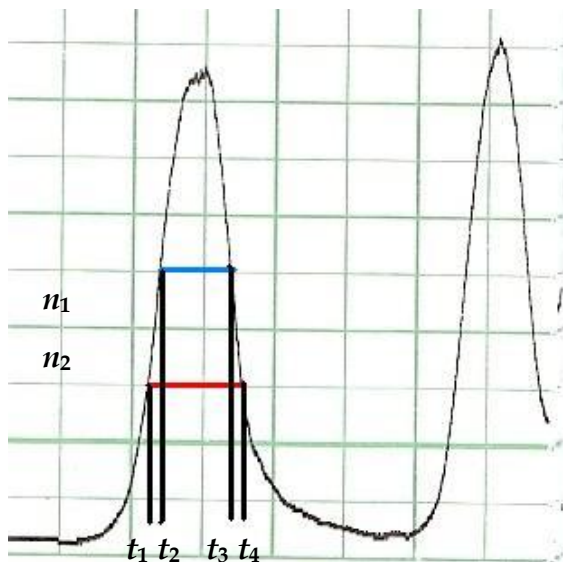


Figura 2.11 – Exemplificação do procedimento.

Obtivemos a tabela seguinte:

Tabela 2.2 – Instantes de passagem nos níveis definidos.

t1	t2	t3	t4
600810	632390	655830	700910
770420	796870	819390	895630
912050	1077860	1090610	1148190
1186110	1215300	1241330	1371220
1413770	1445400	1470100	1503890
1562290	1573220	1600340	1629900
1731430	1746330	1776970	1796200
1829770	1847890	1873090	1891030
1910130	1927170	1956670	1980090
2017620	2032090	2062090	2078100
2117740	2137860	2165070	2198140
2219870	2249700	2279340	2289570
2319510	2333330	2371690	2402030
2426750	2446510	2482180	2516640
2666970	2678740	2719350	2725650
2754630	2768290	2786670	2817020
2860470	2871480	2906420	2928260
2968420	2985660	3012390	3039450
3081280	3099050	3131210	3160120
3200490	3226690	3258920	3275960
3303050	3324930	3346560	3393990
3475730	3483670	3517560	3547920
3582160	3602880	3635420	3663460
3769990	3781800	3820490	3838080

3875310	3892070	3919340	3942820
4049160	4064400	4098230	4122610
4169370	4187090	4224150	4237010
4294510	4307940	4339950	4374580

Como já foi referido anteriormente, eliminámos os primeiros termos que correspondem à instabilidade inicial.

Designando por dt_i a diferença entre dois t_i 's consecutivos, obtivemos para cada dt_i as estatísticas descritivas média, desvio-padrão, assimetria, achatamento e coeficiente de variação (tabela 2.3).

Tabela 2.3 – Estatísticas das diferenças entre passagens consecutivas do mesmo nível.

	dt1	dt2	dt3	dt4
média	136803,7	136131,5	136448,9	136061,9
desvio padrão	49710,53	48939,1	50172,58	43563,59
assimetria	1,357767	1,513288	1,192706	1,240915
"achatamento"	1,224576	2,047224	0,963116	0,780951
CV	0,363371	0,359499	0,367702	0,320175

Observa-se que existe uma maior assimetria e um maior “achatamento” na parte ascendente da contracção uterina. O coeficiente de variação, c_v , não difere muito entre os dt_i 's, o que indica uma alguma homogeneidade nesta zona do cardiotocograma relativamente à frequência (figura 2.12).

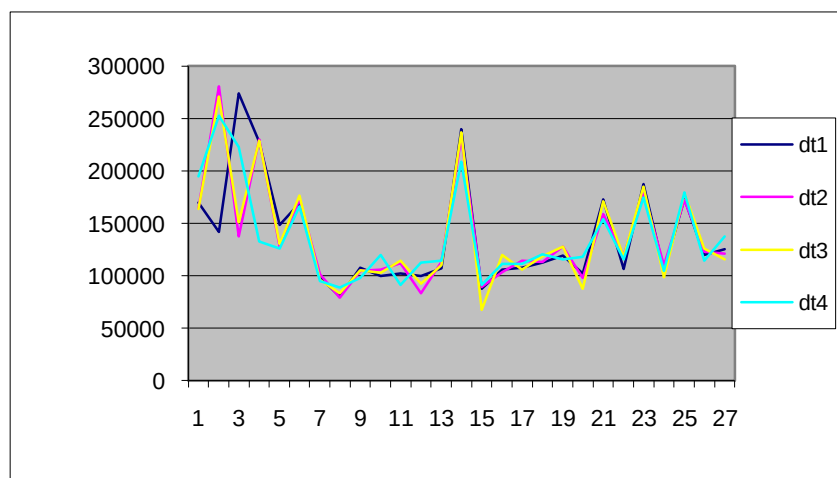


Figura 2.12 – Representação das diferenças entre passagens consecutivas do mesmo nível.

O gráfico apresenta a instabilidade inicial, retirada anteriormente para fazer a avaliação do sinal.

A forma da intensidade das contracções pode ser avaliada pelas diferenças t_4-t_1 e t_3-t_2 e as suas estatísticas (tabela 2.4), assim como pela sua representação (figura 2.13).

A primeira diferença é um minorante da duração duma contracção e a segunda diferença é uma observação da duração temporal da fase da contracção com mais intensidade.

Tabela 2.4 – Estatísticas das diferenças.

	t_4-t_1	t_3-t_2
média	85873,7	29360,74
desvio padrão	39305,28	6512,602
assimetria	2,950289	-0,45833
"achatamento"	9,044394	0,28198
CV	0,45771	0,221813

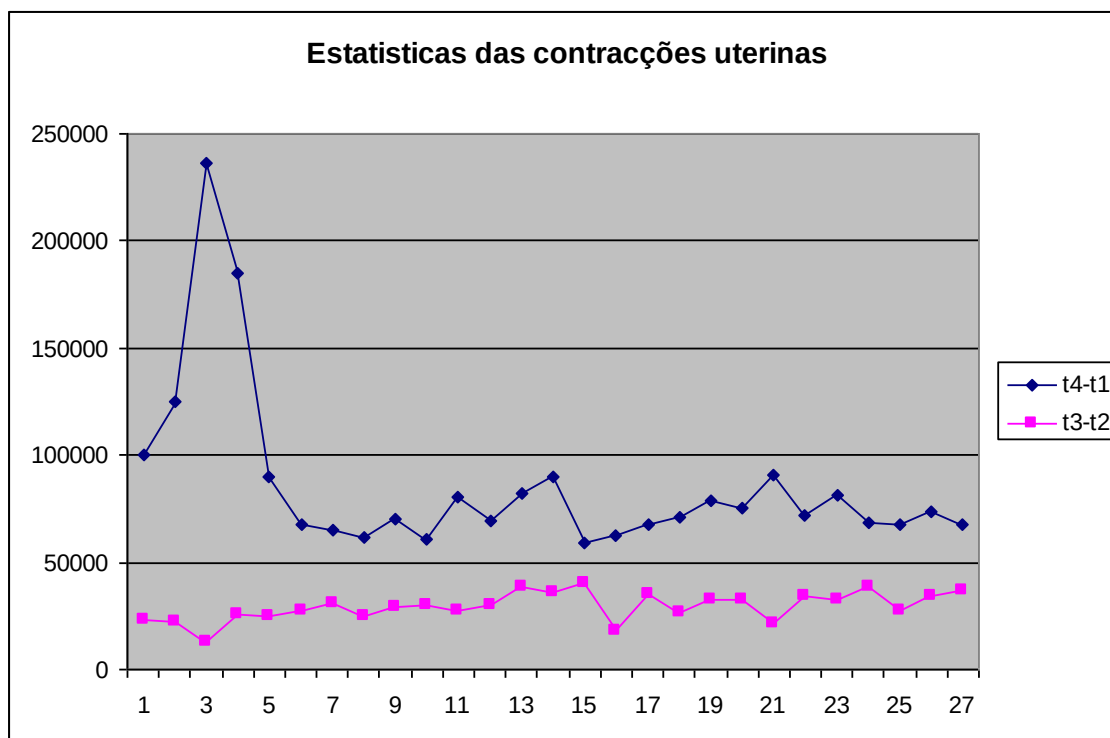


Figura 2.13 – Representação das estatísticas das diferenças

Pelo gráfico anterior (figura 2.13) verifica-se que há uma grande homogeneidade linear nestas medidas temporais, com excepção na contracção número 3. Esta contracção tem uma duração longa, mas a duração dos valores com intensidade elevada é curta.

Com a representação do intervalo entre instantes de amostragem (figura 2.14) conclui-se que este segmento de dados parece prometededor para uma análise temporal mais fina.

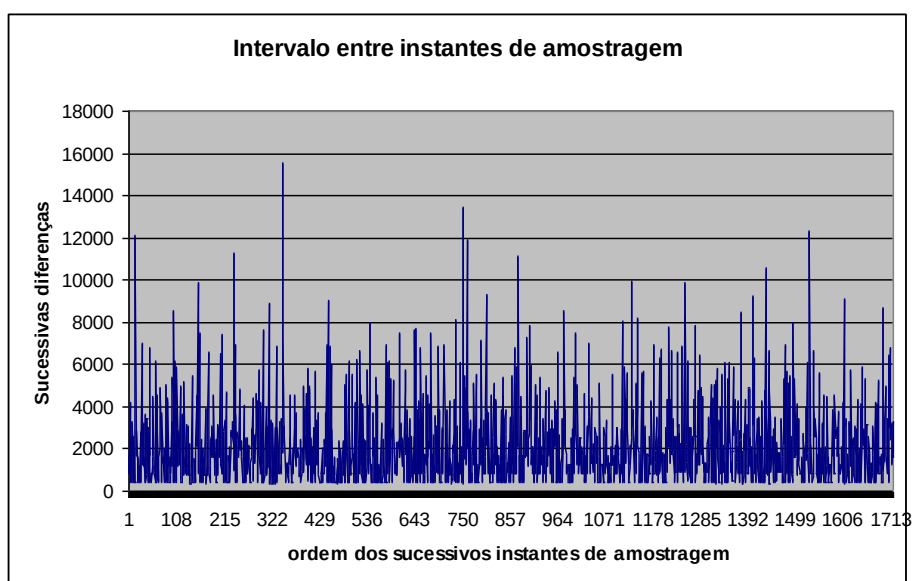


Figura 2.14 – Representação da ordem dos sucessivos instantes de amostragem.

2.4.3.1 Método de Box-Jenkins

Pela análise anterior, verificámos que a base de tempo obriga a um pré-tratamento que não realizamos nesta tese.

Ainda assim procedemos à análise linear pelo método de Box-Jenkins, começando por observar a autocorrelação (*ACF*) e a autocorrelação parcial (*Partial ACF*) (figura 2.15).

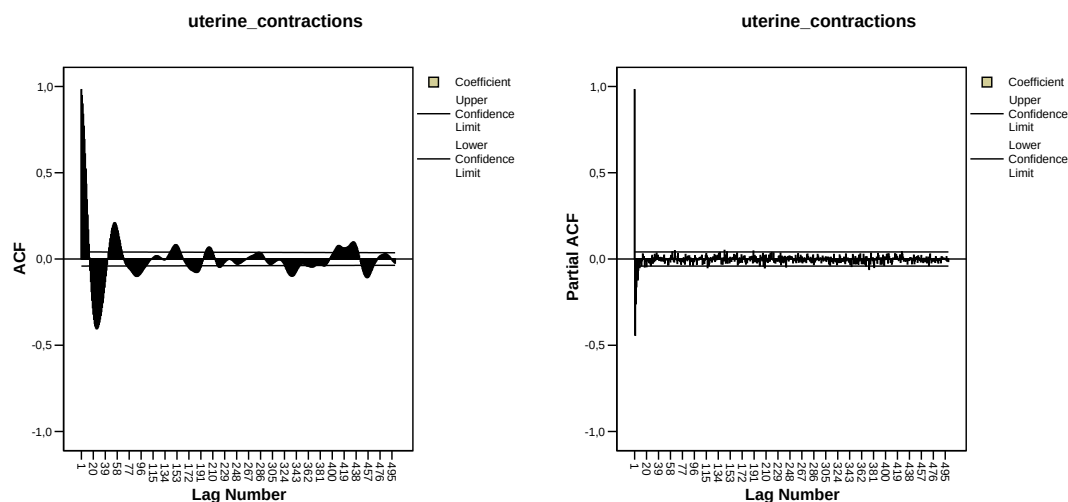


Figura 2.15 – Representação da autocorrelação (ACF) e da autocorrelação parcial (*Partial ACF*).

A função de autocorrelação tem decaimento, mas com correlações fortes a longa distância com alguma regularidade sugerindo uma componente (quase) sazonal que como vimos é irregular.

Pode-se observar que o primeiro zero está entre 14 e 17, conforme os softwares usados e o segundo entre 40 e 42. Sugere assim uma diferenciação da ordem de 25 ± 3 .

Como as diferenciações nessas ordens são inconclusivas, apresentamos a *ACF* da diferenciação de ordem 25 (figura 2.16).

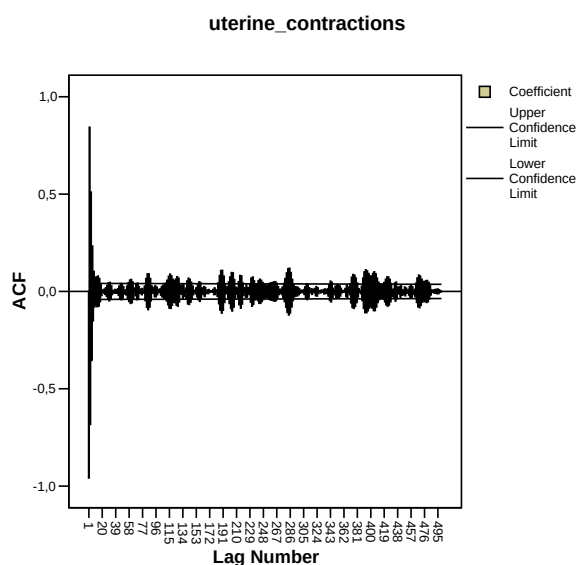


Figura 2.16 – Representação da autocorrelação (ACF) da diferenciação de ordem 25.

2.4.3.2 Representações no espaço de fases

Para completar o estudo fez-se uma curta análise não linear.

Nesta subsecção optámos por introduzir as definições que transcrevemos de [35] conforme necessário. O software aqui utilizado encontra-se em [36].

Define-se por espaço de fases um sistema de coordenadas associado às variáveis de estado que descrevem a dinâmica dum sistema. Assim, as coordenadas num ponto do espaço de fases, para um determinado instante, correspondem aos valores das variáveis de estado do sistema para esse instante. Tais coordenadas são vulgarmente designadas por vectores de estado.

O espaço de fases é definido pelo conjunto de vectores $y(k)$ definidos por,

$$y(k) = \{x(k), x(k + L), \dots, x(k + [d - 1]L)\} \quad (2.5)$$

A figura seguinte (2.17) mostra que a análise espectral (Fourier) efectuada é pouco conclusiva, apresentando um pico na frequência 0.02.

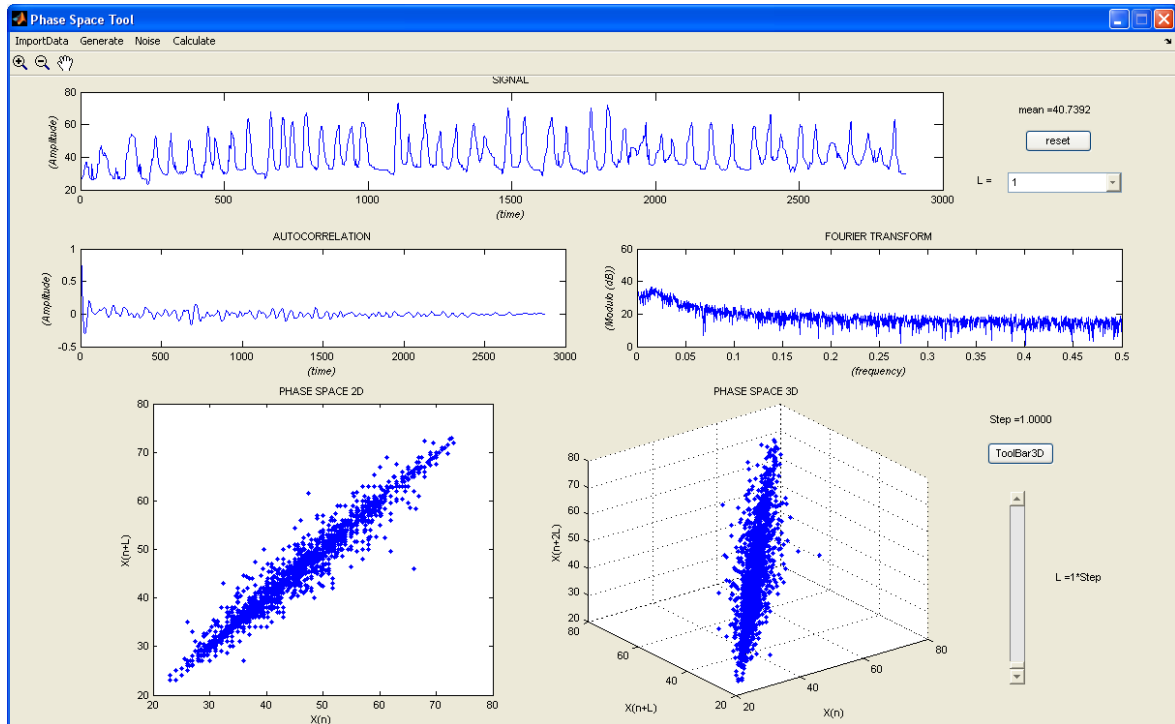


Figura 2.17 – Output do software utilizado.

2.4.3.2.1 Método da informação mútua

O método da informação mútua média (IMM) é descrito em [37]. A IMM indica em que grau, uma série temporal contém informação acerca de outra série temporal. Dada uma série temporal $\{x(n)\}$ de comprimento N e uma outra série temporal $\{y(m)\}$ de comprimento M , a IMM entre $\{x(n)\}$ e $\{y(m)\}$ vem dada por,

$$I(x; y) = \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^M P[x(i), y(j)] \cdot \log_2 \{P[x(i), y(j)] / P[x(i)] \cdot P[y(j)]\} \quad (2.6)$$

onde $P[x(i)]$ é a probabilidade da medida $x(i)$, $P[y(j)]$ é a probabilidade da medida $y(j)$ e finalmente, $P[x(i), y(j)]$, é a probabilidade conjunta das medidas $[x(i), y(j)]$. No nosso caso estamos interessados em medir o grau de informação que há entre uma série temporal $\{x(n)\}$ e a mesma série temporal desfasada L posições. Na expressão (2.6), ao substituir $y(j) = x(j + L)$, obtém-se a informação mútua média de $\{x(n)\}$, em função do desfasamento L .

Dois métodos se destacam na determinação do desfasamento L , um baseia-se na função autocorrelação (estudada anteriormente) e o outro baseia-se no método da informação mútua média. O primeiro método consiste em atribuir como valor para o desfasamento, o valor correspondente ao primeiro zero da função autocorrelação, onde se verifica uma não correlação linear entre $x(n)$ e $x(n + L)$. Contudo, para sistemas que apresentam comportamentos não lineares, uma medida de dependência não linear, como a informação mútua média (IMM), será mais efectiva.

Em [37], o valor recomendado para o desfasamento, na reconstrução do espaço de fases, é o valor de L para o qual a função informação mútua média tem o seu primeiro valor de mínimo.

A figura seguinte (2.18) apresenta o *output* do método da informação mútua.

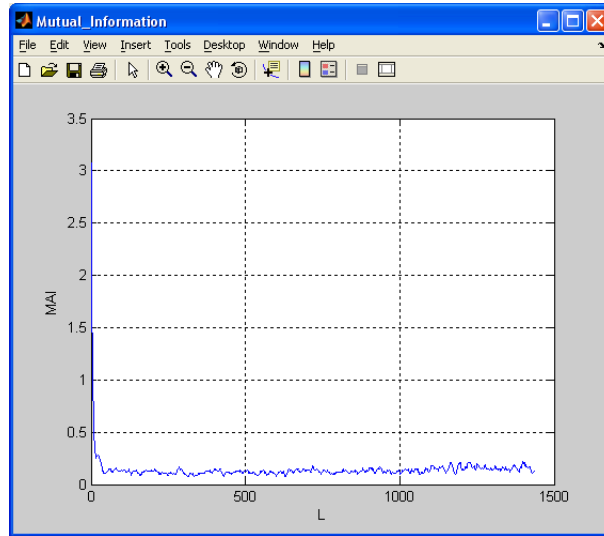


Figura 2.18 – Output do método da informação mútua.

2.4.3.2.2 Método dos falsos próximos vizinhos

O método dos falsos próximos vizinhos permite calcular a dimensão ideal do espaço de reconstrução. A dimensão de imersão do espaço de reconstrução corresponde ao número mínimo de coordenadas do espaço, necessárias para representar correctamente a dinâmica do sistema. Pretende-se então determinar a dimensão necessária para que as órbitas geradas pela série temporal não se autointersectem.

Seguindo a representação (2.5) e calculando o valor de L com base no método da IMM, vamos definir o ponto $y^{NN}(k) = \{x^{NN}(k), x^{NN}(k + L), \dots, x^{NN}(k + [d - 1]L)\}$ como sendo o ponto com menor distância euclidiana em relação a $y(k)$ e, por tanto, o vizinho mais próximo de $y(k)$ no espaço de fases. Sendo assim o quadrado da distância entre $y(k)$ e $y^{NN}(k)$ vem dado por,

$$R_d^2(k) = \{x(k) - x^{NN}(k)\}^2 + \{x(k + L) - x^{NN}(k + L)\}^2 + \dots + \{x(k + [d - 1]L) - x^{NN}(k + [d - 1]L)\}^2 \quad (2.7)$$

Contudo, mais uma vez não foi possível encontrar qualquer resposta positiva por este método (figura 2.19).

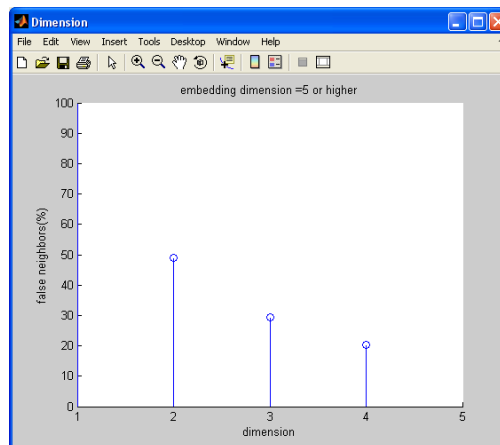


Figura 2.19 – Output do método dos falsos próximos vizinhos.

2.4.3.2.3 Expoente de Lyapunov

O expoente de Lyapunov [38] é um parâmetro que caracteriza a dinâmica de um atrator. Mede a taxa de divergência de órbitas vizinhas dentro do atrator e, assim, quantifica a dependência ou sensibilidade do sistema em relação às condições iniciais. A existência de pelo menos um expoente de Lyapunov positivo, é um forte indício da presença de caos no sistema. O resultado obtido (figura 2.20) é inconclusivo.

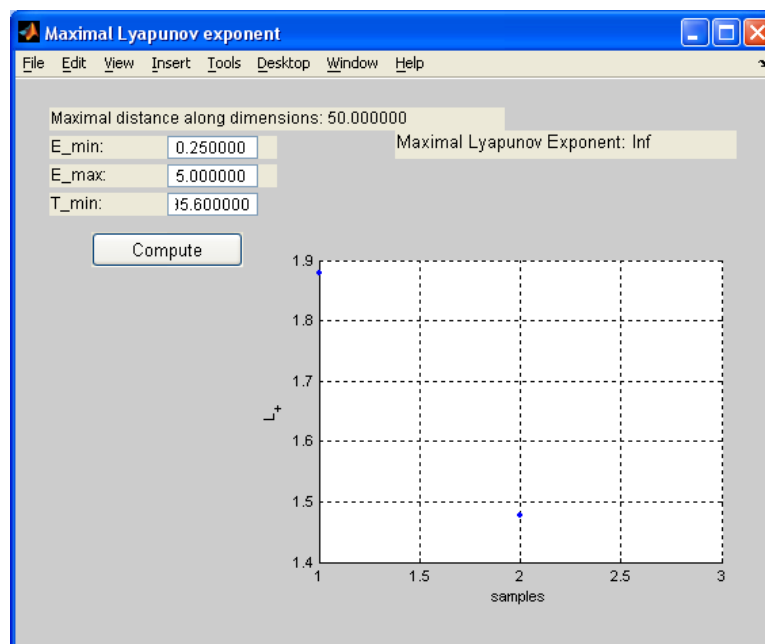


Figura 2.20 – Output do expoente de Lyapunov.

2.4.3.2.3 Espaço de fases para o primeiro zero da AFC

A forma do espaço de fases no primeiro zero da AFC mostra alguma ordem, que de momento não conseguimos interpretar.

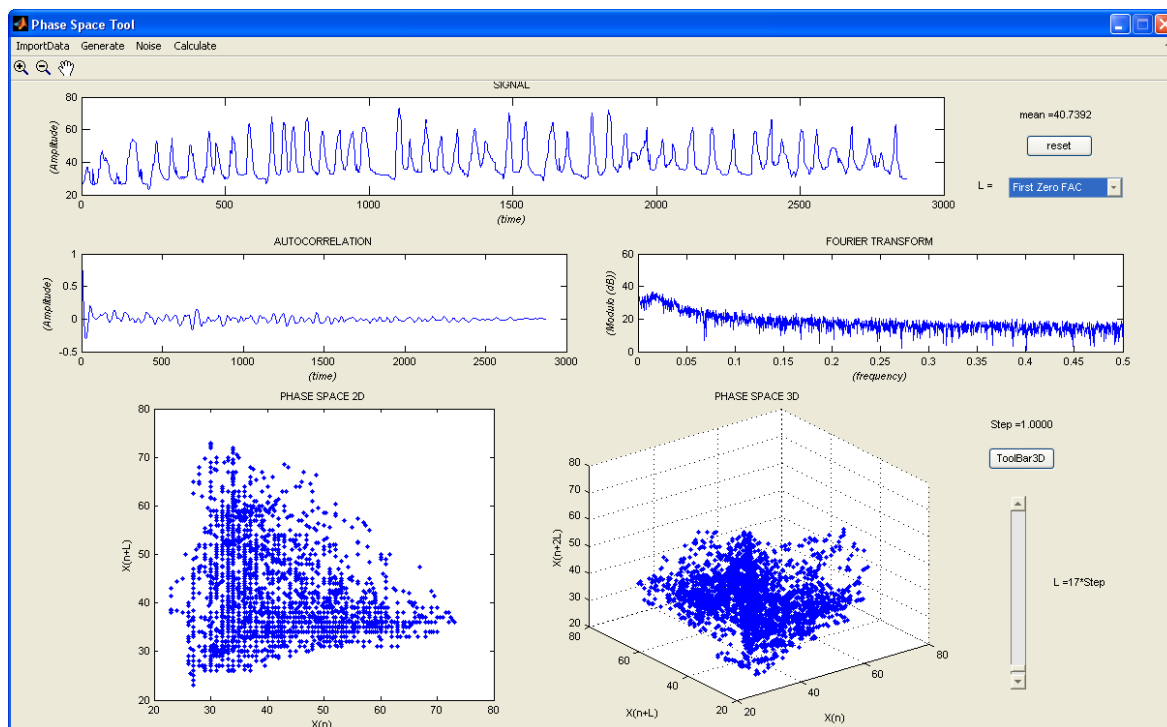


Figura 2.21 – Output do software usado.

Conclui-se com o conhecimento de que os profissionais de saúde materna e obstétrica usam com grande sucesso sinais cardiotocográficos, todavia o conhecimento Matemático destes sinais parece-nos incipiente.

3. Autómatos celulares bidimensionais

Autómatos celulares com duas dimensões são o tema deste capítulo. Inicia-se com uma breve introdução, apresentando de seguida alguns elementos teóricos sobre o tema e a explicação de como deverá ser feita a sua implementação. Para finalizar, apresenta-se alguns exemplos da implementação de um autómato, com diferentes características, com o objectivo de estudar as contracções uterinas de um trabalho de parto normal.

3.1 Introdução

Autómatos Celulares, formalmente introduzidos por John von Neumann e Ulam em 1951, são uma classe de sistemas dinâmicos espacialmente e temporalmente discretos caracterizados por interacções locais e de uma forma de evolução muitas vezes paralela [39]. Contudo os autómatos têm estruturas simples, e como possuem comportamentos dinâmicos ricos correspondendo ao desenho das diferentes regras, têm sido usados como modelos abstractos para sistemas de diversas áreas da ciência.

Os autómatos celulares têm sido estudados e utilizados extensivamente para a modelação e a simulação de processos espacio-temporais reais, a maior parte no contexto de sistemas complexos físicos, ecológicos, biológicos ou de sistemas de engenharia (dinâmica de fluídos, de tráfego [40], de crescimento florestal, de incêndios [41] ou de propagação epidémica [42], [43] etc.). Para além destas áreas, também são estudados na teoria da computação e em Matemática.

3.2 Elementos da teoria

Os autómatos celulares são sistemas dinâmicos discretos no espaço e no tempo, operando geralmente numa área finita ou infinita regular e são caracterizados por interacções locais. A cada elemento (célula) está associado um dado estado de um conjunto discreto que é actualizado baseado nos estados anteriores das células vizinhas, de acordo com um conjunto de regras locais [43].

De seguida é apresentada uma definição básica [44]:

Definição 3.1. Seja L um espaço geralmente contido em Z^m e S um conjunto discreto (muitas vezes finito). Um autómato celular A pode ser definido pelo par

$$A = (f, N)$$

onde

N é o conjunto das vizinhanças que pode ser dado como a correspondência:

$$\begin{aligned} N : L &\rightarrow Z^n \\ c &\rightarrow N(c) = (c_1, c_2, c_3, \dots, c_n) \end{aligned}$$

Assim, $\{c_1, c_2, c_3, \dots, c_n\}$ é o conjunto vizinhança de c . Este conjunto indica as células cuja evolução depende da célula c .

f é uma função de transição que calcula o estado da célula $c \in L$ no instante $t + 1$ ($s_{t+1}(c)$) a partir dos estados das suas células vizinhas $N(c)$ no instante t , $s_t(N(c)) = \{s_t(c_i), c_i \in N(c)\}$.

Pode ser definida como:

$$\begin{aligned} f_c : S_n &\rightarrow S \\ s_t(N(c)) &\rightarrow s_{t+1}(c) = f(s_t(N(c))) = f(s_t(c_1), \dots, s_t(c_n)) \end{aligned}$$

A vizinhança $N(c)$ representa um conjunto que muitas vezes pode ser escrito como:

$$N(c) = \{c' \in L \mid \|c' - c\|_i \leq r\}$$

onde $\|c\|_i$, são as normas usuais de R^n . Designamos por $n = |N(c)|$ a cardinalidade do conjunto $N(c)$ que é outra medida do tamanho da vizinhança. Para a norma euclidiana: se $r = 1$, $N(c)$ designa-se vizinhança de *von Neumann* e se $r = \sqrt{2}$, designa-se vizinhança de *Moore*.

3.3 Alguns complementos

Podemos caracterizar um autómato celular pelo seu conjunto de estados, pela sua geometria, pela sua dimensão, pelo seu formato e pelo tamanho das vizinhanças.

Interpretação do conjunto de estados

Um autómato celular deve ter um conjunto de estados, que serão os possíveis estados em que as células se podem encontrar. Por exemplo, o conjunto de estados pode ser um conjunto de cores (preto, branco e azul), uma certa propriedade (ligado e desligado), entre outros.

Geometria

Para um sistema de autómatos celulares, é conveniente que se tenha, tanto quanto possível, uma geometria regular. A geometria do sistema pode ser classificada quanto a dois aspectos: a dimensão e o formato da célula.

Dimensão

Geralmente, o espaço de um autómato celular é o subconjunto de Z^n e designamos n por dimensão (linear) do autómato.

Formato da célula

A forma das células é *a priori* arbitrária. Contudo, as mais usualmente utilizadas são as que correspondem a redes regulares (como por exemplo: todas as células triangulares, todas as células quadrangulares, etc).

Tamanho da Vizinhança

Num autómato também é necessário especificar quais serão os vizinhos de uma célula, pois as regras de transição serão aplicadas baseadas nos estados deles e da própria célula.

Como foi explicado anteriormente, a distância máxima aos vizinhos pode ser igual a 1 (*Von Neumann*) ou igual a $\sqrt{2}$ (*Moore*). Na segunda regra são vizinhas de uma célula as células que estão no menor quadrado que a contém, ou seja, as células que se encontram no quadrado de lado 3 – onde a medida é o número de células – com centro

na célula em questão, excepto ela própria. Também há formas que não seguem uma regra simples de vizinhança, pois são arbitrárias.

Nas figuras seguintes (3.1-3.3) estão apresentadas três formas de vizinhança, em que as células de cor azul representam as vizinhas da célula vermelha e o r significa o raio da vizinhança.

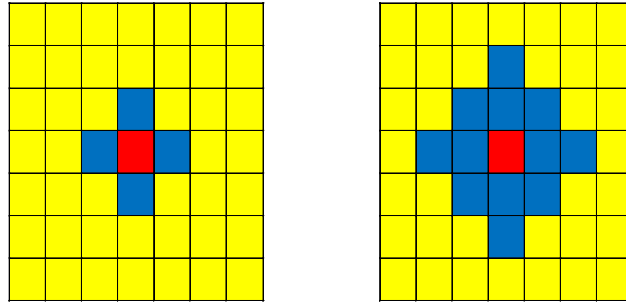


Figura 3.1 – Representação de vizinhanças de autómatos cuja distância da célula activada aos vizinhos é igual a 1 (para $r = 1$ e $r = 2$, respectivamente).

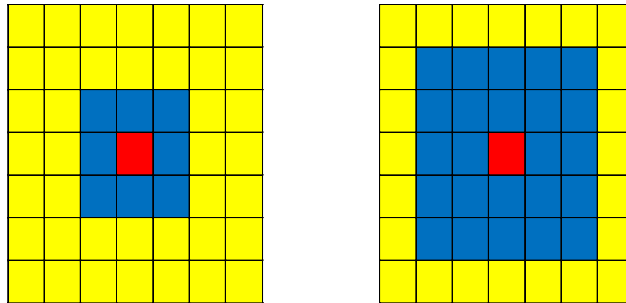


Figura 3.2 – Representação de vizinhanças de autómatos cuja distância da célula activada aos vizinhos é igual a $\sqrt{2}$ (para $r = 1$ e $r = 2\sqrt{2}$, respectivamente).

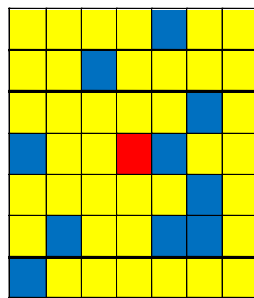


Figura 3.3 – Representação de vizinhanças de autómatos de forma irregular.

3.4 Implementação

Para implementar um autômato é necessário definir as condições de fronteira do autômato, quais as condições iniciais e qual a regra de evolução do autômato entre dois instantes consecutivos.

3.4.1 Condições de fronteira

Na modelação de um autômato é importante a definição das condições de fronteira.

Geralmente há uma necessidade de que o autômato seja infinito em todas as direcções, mas tal é impossível de implementar num computador (por limitação de espaço de memória), então precisamos de determinar condições de fronteira para que possamos simular um autômato infinito. Estas condições de fronteira indicam como o autômato se encontra além do seu limite e são também necessárias (ou pelo menos convenientes) para completar o conjunto de vizinhos das células que se encontram nos limites do autômato.

Há vários tipos de condições de fronteira, das quais citaremos três delas:

Fronteira periódica

As fronteiras periódicas são obtidas periodicamente prolongando-se o autômato. É como se autômato fosse copiado nas fronteiras, da forma como ele se encontra, num dado instante. Para um melhor proveito de tempo e memória, não precisamos de colocar o autômato inteiro, basta colocarmos uma representação dele (que são as r colunas ou r linhas mais próximas, e r é o raio da vizinhança).

Considerando um autômato, a , com dimensão $i \times j$, e os seus vizinhos, V :

- Se $a(i, j, t) = 1$ então $d((i, j), (i', j')) = r$, com $i', j' \in V_{ij}$

Fronteira fixa

Esta condição de fronteira é obtida, simplesmente descrevendo como serão os estados das células no contorno do autômato, e estes estados serão os mesmos em qualquer instante da simulação.

Fronteira livre

Nesta condição de fronteira, o autómato não se reflecte. Os estados das células evoluem livremente e os vizinhos mais próximos das fronteiras são nulos ou inertes.

3.4.2 Condições iniciais

Um outro ponto importante na implementação de um sistema de autómatos celulares é a condição em que o sistema se encontra no tempo inicial (t_0). As diferentes evoluções que serão obtidas dependem de como o sistema é iniciado.

3.4.3 Regras de transição de autómatos celulares (matriz de transição)

Para implementar um sistema autómato celular, a matriz de transição é, muitas vezes, a especificação mais importante do sistema. Isto porque é de acordo com esta que o sistema terá uma evolução de um modo ou de outro.

Em função da finalidade, as regras de transição devem estar o mais próximo possível da realidade.

Uma das formas de se especificar a função de transição é directamente, ou seja, através de uma especificação directa da tabela de transição, que consiste na listagem de todos os possíveis estados das células vizinhas, da própria célula, e do próximo estado.

As regras de evolução conjuntamente com os conjuntos de estados, são muitas vezes também designados por autómato celular.

3.5 Desenvolvimento do programa

Tendo em conta as condições descritas anteriormente, um modelo [45] foi implementado usando o software MATLAB Release 13 (The Mathworks Inc, 2002). Com base neste modelo construiu-se um autómato celular cujas especificações estão descritas de seguida.

O autómato modelado é bidimensional, com as células de formato quadrado. Relativamente ao tamanho da vizinhança, estudou-se as diferenças existentes neste autómato com a regra de evolução que considera os vizinhos que se encontram à distância máxima igual a 1 (raio 1) e com a que considera os que estão à distância máxima igual a $\sqrt{2}$ (raio $\sqrt{2}$).

A condição de fronteira de contorno é periódica e as fronteiras superior e inferior são fronteiras livres.

O conjunto de estados possíveis das células, de acordo com a caracterização da actividade uterina é {N – Neutro (Repouso); A – Activo; C – Contractivo; R – Refractário}. Também se pode representar os estados de outra forma, como {N = 0; A = 1; C = 2; C = 3; R = 4; R = 5; R = 6; R = 7}, pois considera-se que a fase activa ocorre num instante de tempo, a fase contractiva em dois e fase refractária ocorre em quatro instantes de tempo.

O autómato celular é iniciado (t_0) com as células todas no estado neutro, depois o sistema, a , é activado (t_1) considerando que a célula do meio do sistema (i linhas x j colunas) está no estado activo. A regra de evolução é a seguinte:

1) Se $a(i, j, t) = n$ então $a(i, j, t + 1) = n + 1$, se $1 \leq n \leq 6$

Se $a(i, j, t) = 7$ então $a(i, j, t + 1) = 0$

2) Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

Se $d((i, j), (i', j')) = \sqrt{2}$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j), (i - 1, j + 1),$

$(i + 1, j + 1), (i + 1, j - 1), (i - 1, j - 1)\}$

3.6 Análise de alguns exemplos

Para modelar a evolução espacio-temporal das contracções uterinas no trabalho de parto propõe-se um autómato celular bidimensional ($C \times L$), com C linhas e L colunas.

Nesta secção são representadas as bases para a modelação das contracções uterinas, fazendo variar duas condições iniciais, a dimensão do autómato celular e a célula onde se activa o autómato.

3.5.1 Representação de contracções com forma uterina sem reactivação

Nesta subsecção apresenta-se representações gráficas de autómatos bidimensionais que são activados numa dada célula e não são reactivados.

1) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (60 x 40)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Célula de activação (1, 5)

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

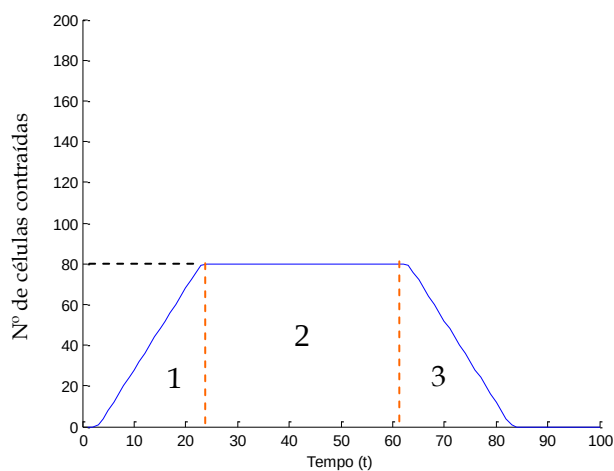


Figura 3.4 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (1, 5).

Considerando um autómato 60 x 40, com m células, em que se activa este no instante $t = 1$ na célula (1, 5) e no intervalo de tempo com duração de 80 instantes, podemos dividir esta representação gráfica em 3 fases:

- 1 – aumento do número de células contraídas, com declive aproximado quatro;
- 2 – o número de células contraídas estaciona porque os extremos activos ainda não atingiram as fronteiras superior e inferior, regime estacionário;
- 3 – início da diminuição do número de células contraídas porque os estados começam a atingir a fronteira inferior livre sem activarem para baixo.

Verificou-se que mudando a célula de activação do autómato, por exemplo para (1, 25), obtemos o mesmo tipo de evolução (número de células contraídas).

Na tabela 3.1 apresenta-se a evolução do número de células em cada um dos seis estados. No instante $t = 2$, o número de células que se encontram no estado zero é $m - 1 - (2t - 1) = m - 2t$, e no instante $t = 3$ são $m - 1 - (2t - 1) - t = m - 3t$ células.

Tabela 3.1 – Evolução do número de células em cada estado de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (1, 5).

		t	0	1	2	3	4	5	...	n
Nº de células	Estado									
	0		m	$m-1$	$m-2t$	$m-3t$	$m-4t$	$m-5t$	...	$m-nt$
	1			1	3	5	7	9		$2t-1, t>0$
	2				1	3	5	7		$2t-3, t>1$
	3					1	3	5		$2t-5, t>2$
	4						1	3		$2t-7, t>3$
	5							1		$2t-9, t>4$
	6									$2t-11, t>5$

2) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (60 x 40)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Célula de activação (10, 5)

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

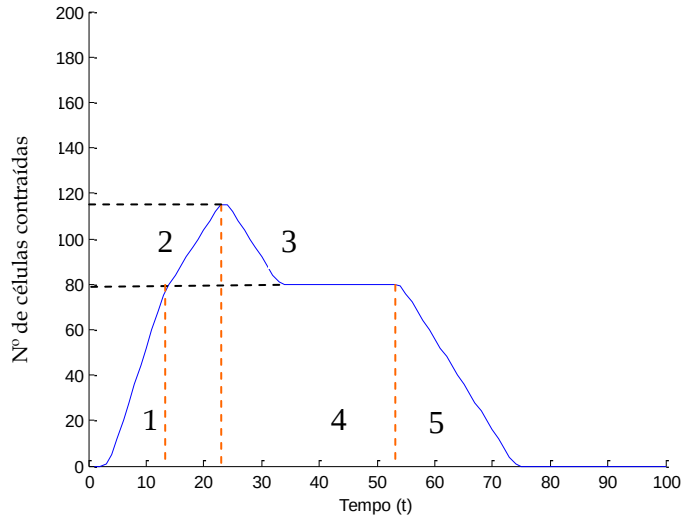


Figura 3.5 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (10, 5).

Considerando um autômato 60 x 40, com m células, em que se activa no instante $t = 1$ na célula (10, 5) e com intervalo de tempo com a duração de 75 instantes, podemos dividir esta representação gráfica em cinco fases:

- 1 – aumento do número de células contraídas, com declive aproximado oito;
- 2 – continuação do aumento do número de células contraídas e início das ‘perdas’ pela fronteira livre superior;
- 3 – início da diminuição do número de células contraídas devido ao choque entre duas ondas (da esquerda e da direita);
- 4 – o número de células contraídas estaciona porque os dois estados ainda não atingiram as fronteiras superior e inferior, regime estacionário;
- 5 – início da diminuição do número de células contraídas porque os estados começam a atingir a fronteira inferior livre.

Verificou-se que mudando a célula de activação do autômato, por exemplo para (10, 25), obtemos o mesmo tipo de evolução (número de células contraídas).

Na tabela 3.2 apresenta-se a evolução do número de células em cada um dos seis estados. No instante $t = 2$, o número de células que se encontram no estado zero $m - 1 - 4(t - 1) = m - 4t + 3$, no instante $t = 3$ são $m - 1 - 4(t - 1) - 4(t - 2) = m - 8t + 11$ células, no instante $t = 4$ são $m - 1 - 4(t - 1) - 4(t - 2) - 4(t - 3) = m - 12t + 23$ células, e no instante $t = 5$ são $m - 1 - 4(t - 1) - 4(t - 2) - 4(t - 3) - 4(-4) = m - 12t + 39$ células.

Tabela 3.2 – Evolução do número de células em cada estado de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (10, 5).

	Estado \ t	0	1	2	3	4	5	...	n
Nº de células	0	m	m-1	m-4t +3	m-8t +11	m-12t +23	m-12t +39	...	m-1-4(t-1)-... -4(t-n-1)
	1		1	4	8	12	16		4(t-1), t>1
	2			1	4	8	12		4(t-2), t>2
	3				1	4	8		4(t-3), t>3
	4					1	4		4(t-4), t>4
	5						1		4(t-5), t>5
	6								4(t-6), t>6

3) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (40 x 60)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Célula de activação (1, 5)

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

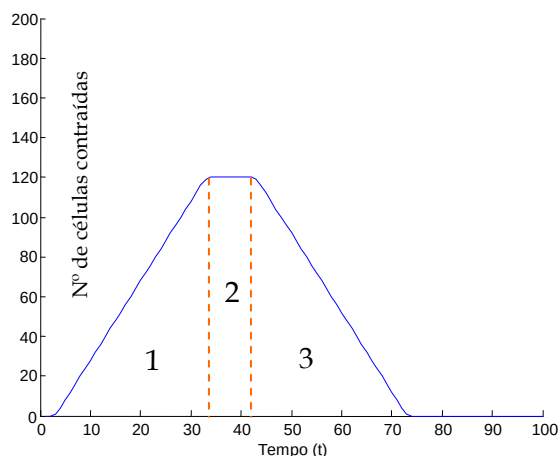


Figura 3.6 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5).

Tabela 3.3 – Evolução do número de células em cada estado de um autômato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5).

	Estado	
	t	n
Nº de células	0	$m-nt$
	1	$2t-1, t>0$
	2	$2t-2, t>1$
	3	$2t-3, t>2$
	4	$2t-4, t>3$
	5	$2t-5, t>4$
	6	$2t-6, t>5$

Considerando um autômato 40 x 60, com m células, em que se activa no instante $t = 1$ na célula (1, 5) e com intervalo de tempo com a duração de 70 instantes, podemos dividir esta representação gráfica em três fases:

- 1 – aumento do número de células contraídas, com declive aproximado quatro;
- 2 – o número de células contraídas estaciona porque os dois estados não atingiram as fronteiras superior e inferior, regime estacionário;
- 3 – início da diminuição do número de células contraídas porque os estados começam a atingir a fronteira inferior livre.

Verificou-se que mudando a célula de activação do autômato, por exemplo para (1, 15), (1, 35), obtemos o mesmo tipo de evolução (número de células contraídas).

Na tabela 3.3 apresenta-se a evolução do número de células contraídas para um dado estado n .

4) Autómatos com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (40 x 60)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Célula de activação (15, 5)

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

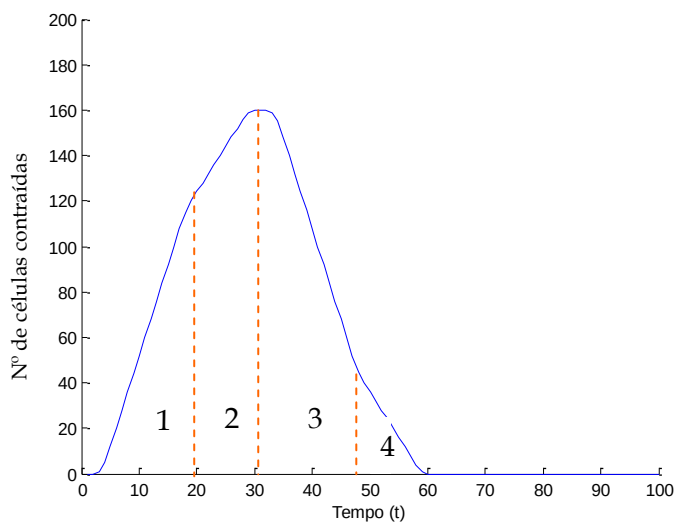


Figura 3.7 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (15, 5).

Considerando um autómato 40 x 60, com m células, em que se activa no instante $t = 1$ na célula (15, 5) e com intervalo de tempo com a duração de 60 instantes, podemos dividir esta representação gráfica em quatro fases:

- 1 – aumento do número de células contraídas, com declive aproximado 6;
- 2 – continuação do aumento do número de células contraídas, com declive aproximado 4, e início das ‘perdas’ pela fronteira livre inferior;

3 – início da diminuição do número de células contraídas devido ao choque de duas ondas;

4 – início da diminuição do número de células contraídas porque os estados de contracção começam a atingir a fronteira superior livre.

Verificou-se que mudando a célula de activação do autómato, por exemplo para (1, 15), (1, 35), obtemos o mesmo tipo de evolução (número de células contraídas).

Na tabela 3.4 apresenta-se a evolução do número de células em cada um dos seis estados.

Tabela 3.4 – Evolução do número de células em cada estado de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (15, 5).

	Estado \ $t \quad n$	
	Estado	
Nº de células	0	$m-1-4(t-1)-\dots-4(t-n-1)$
	1	$4(t-1), t>1$
	2	$4(t-2), t>2$
	3	$4(t-3), t>3$
	4	$4(t-4), t>4$
	5	$4(t-5), t>5$
	6	$4(t-6), t>6$

3.5.2 Representação de contracções com forma uterina com reactivação num ponto aleatório

Nesta subsecção apresenta-se representações gráficas de autómatos bidimensionais que são reactivados ao fim de alguns instantes de tempo, após a primeira activação, num ponto aleatório do autómato.

1) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (60 x 40)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

a) Célula de activação inicial (15, 35)

i) Instantes de reactivação de $120k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

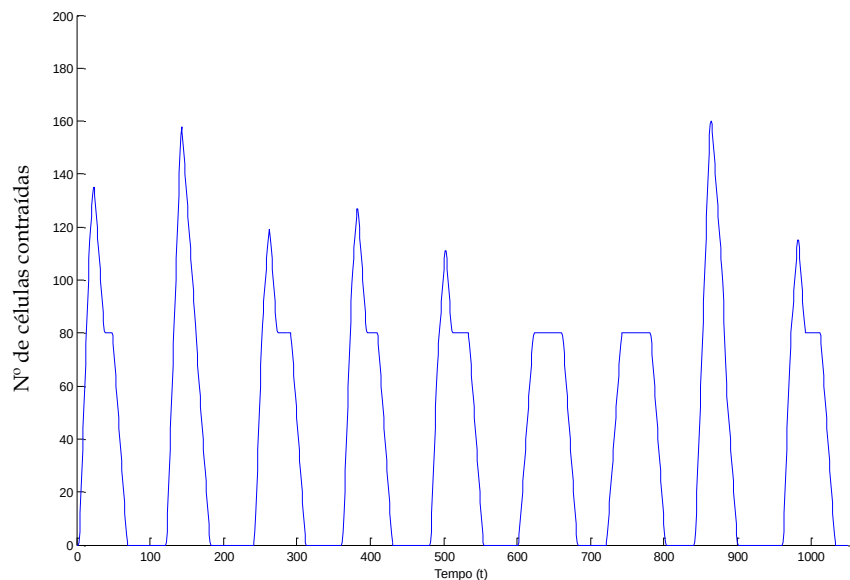
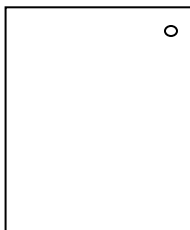


Figura 3.8 – Representação da célula de activação (15, 35) de um autómato (60 x 40).

Figura 3.9 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (60 x 40) com célula de activação (15, 35) e instantes de reactivação de $120k$ num ponto aleatório.

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

2) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (40 x 60)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $80k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

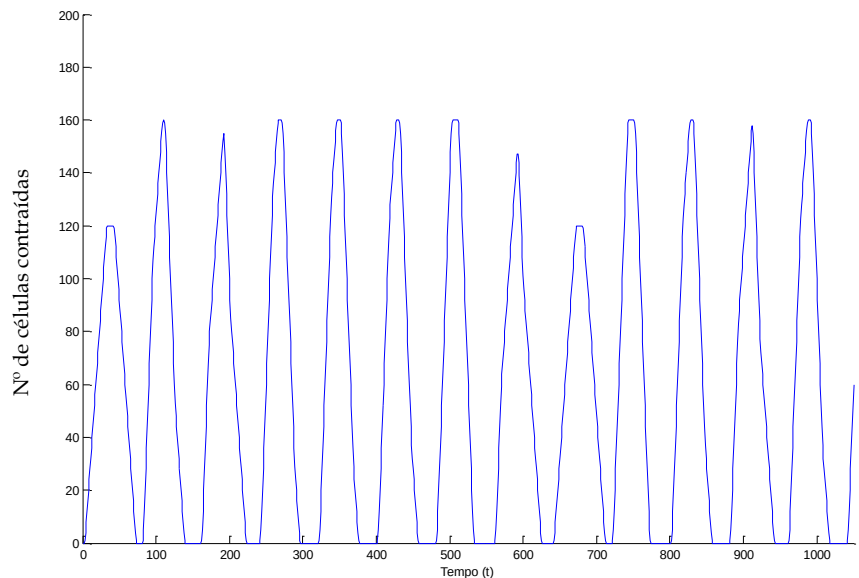
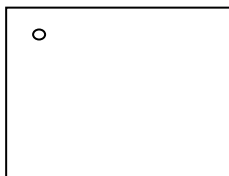


Figura 3.10 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (60 x 40).

Figura 3.11 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $80k$ num ponto aleatório.

b) Célula de activação inicial (35, 55)

i) Instantes de reactivação de $80k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

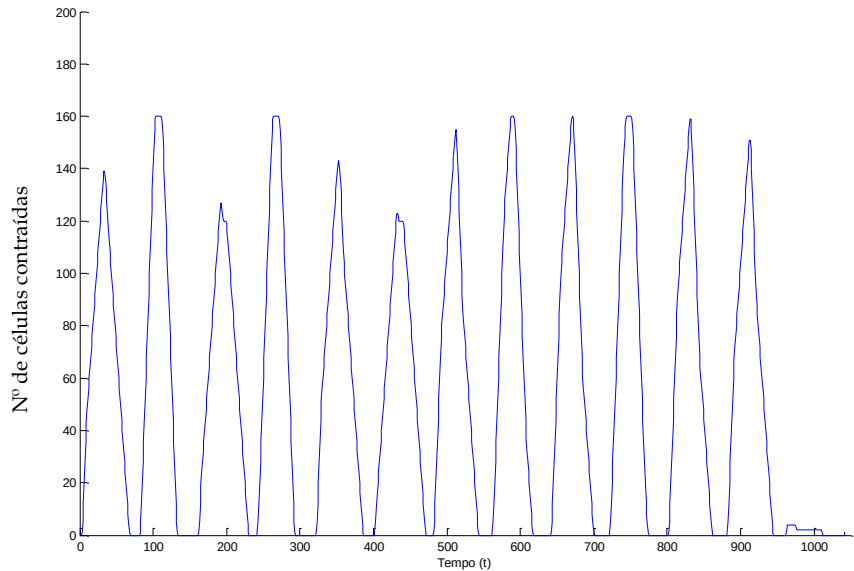
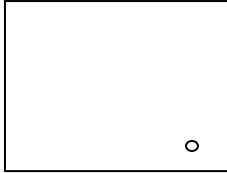


Figura 3.12 – Representação da célula de activação (35, 55) de um autómato (40 x 60).

Figura 3.13 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (40 x 60) com célula de activação (35, 55) e instantes de reactivação de $80k$ num ponto aleatório.

3) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (20 x 15)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

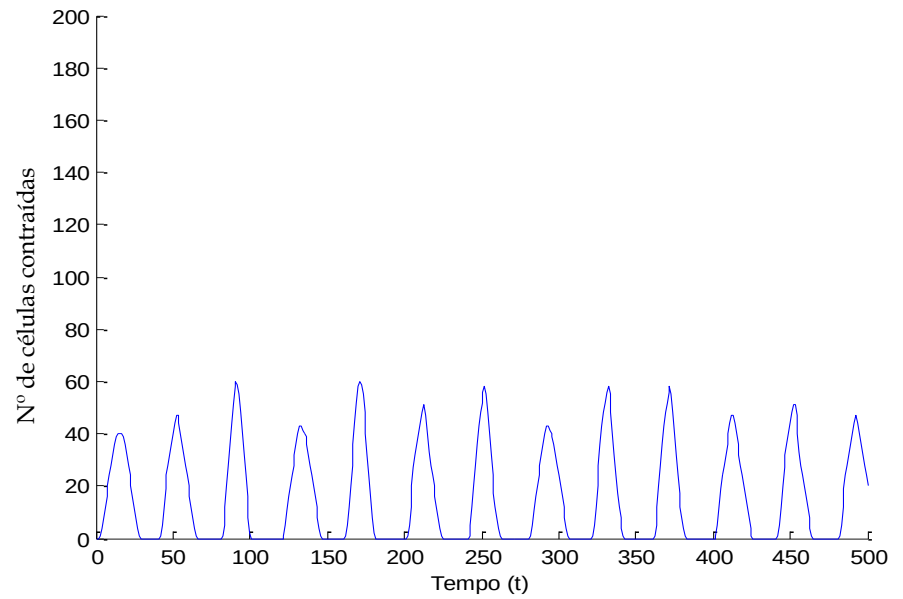


Figura 3.14 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (20 x 15).

Figura 3.15 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

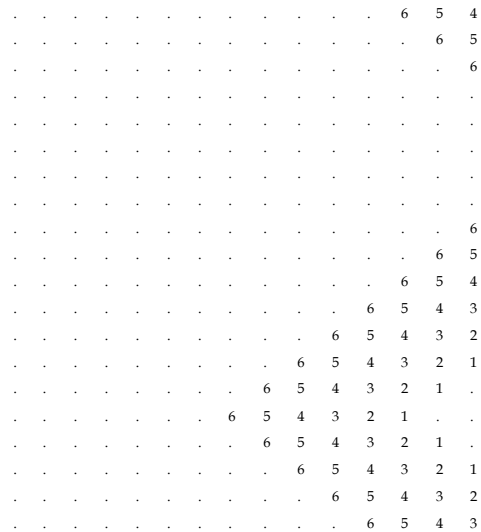


Figura 3.16 – Representação gráfica de um estado do autômato bidimensional (20 x 15) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.16 observa-se que há 16 células no estado activo, 5 células para activar e 39 células refractárias.

b) Célula de activação inicial (5, 15)

i) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

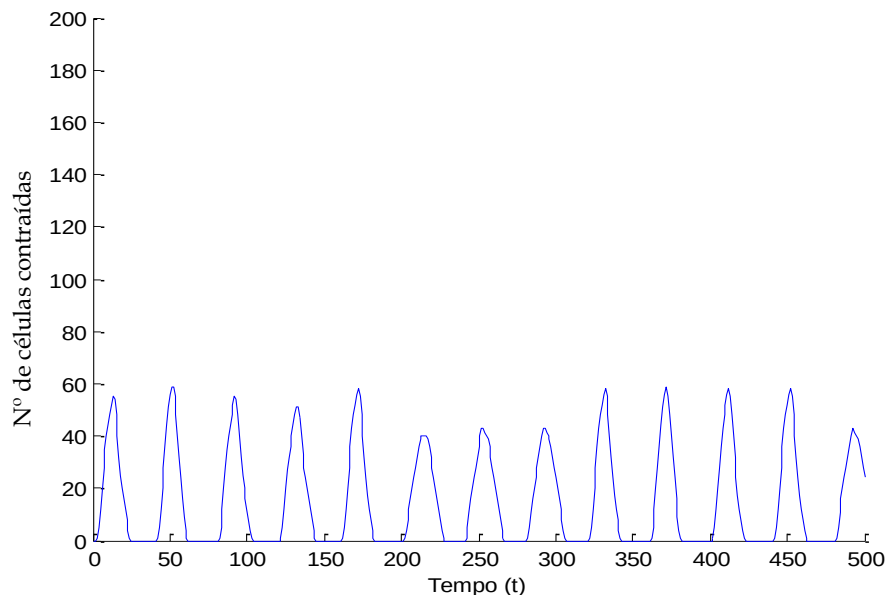


Figura 3.17 – Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (20 x 15).

Figura 3.18 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (20 x 15) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

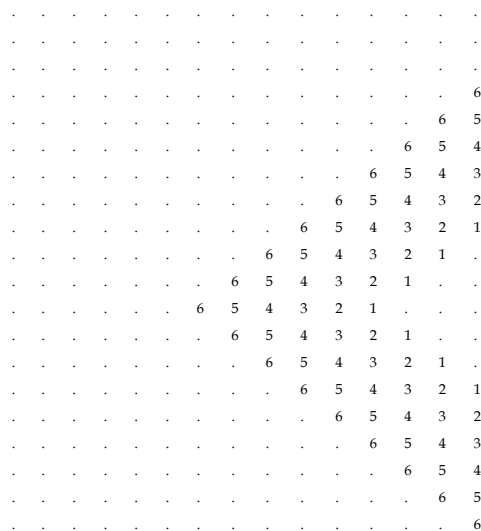


Figura 3.19 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (20 x 15) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.19 verifica-se que há 20 células no estado activo, 7 células para activar e 45 células refractárias.

4) Autómatos com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (20 x 25)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $50k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

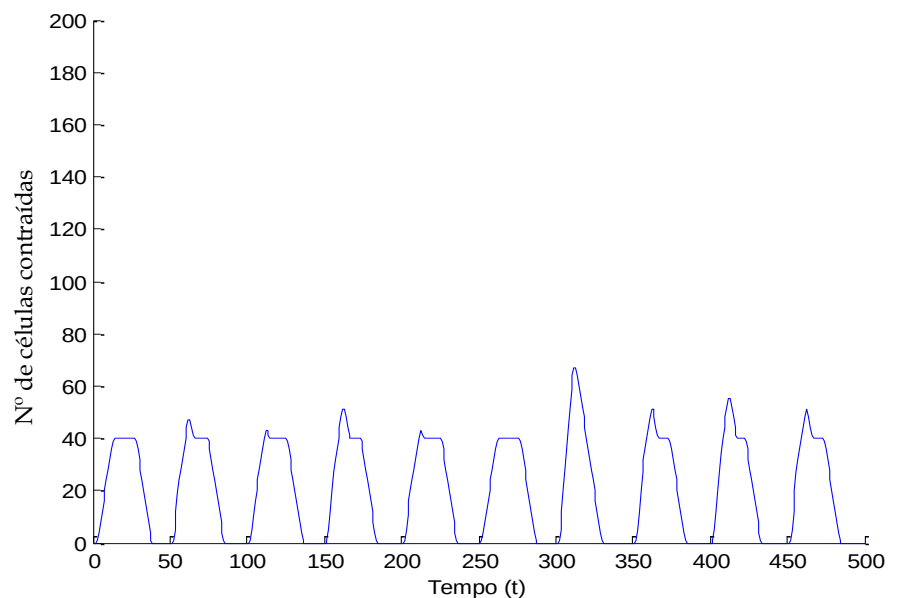
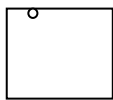


Figura 3.20 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómatos (20 x 25).

Figura 3.21 – Representação gráfica de um autómatos bidimensional (20 x 25) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $50k$ num ponto aleatório.

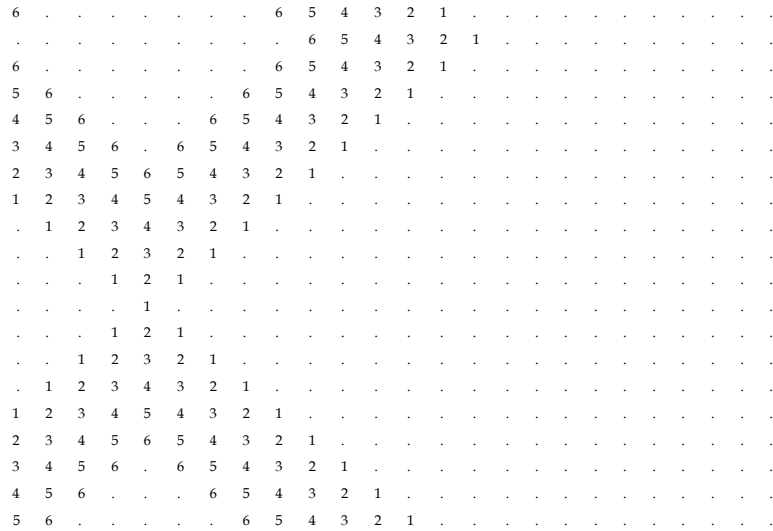


Figura 3.22 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (20 x 25) no instante $t = 410$.

Pela figura 3.22 verifica-se que há 51 células no estado activo, 28 células para activar e 63 células refractárias.

5) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (25 x 20)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (5, 15)

i) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

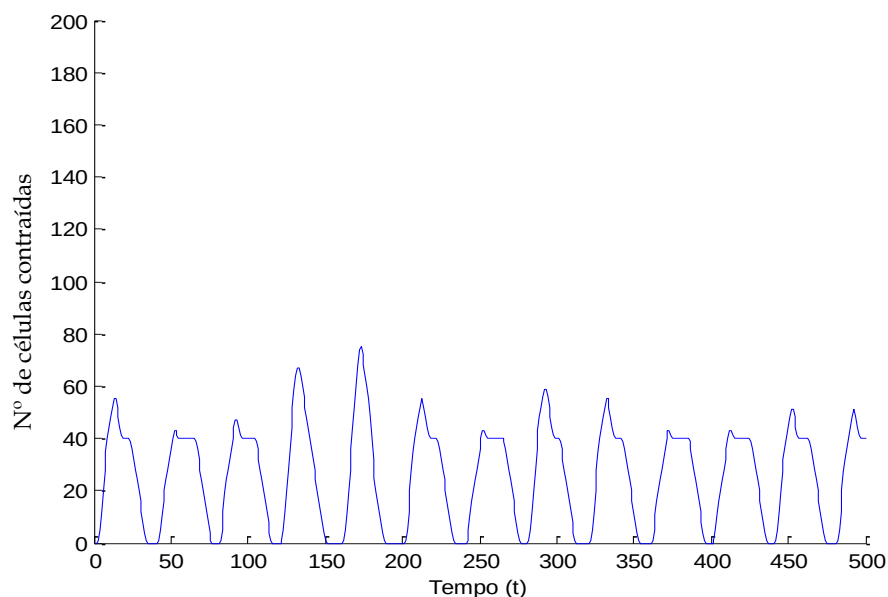
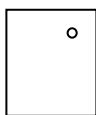


Figura 3.23 – Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.24 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório.

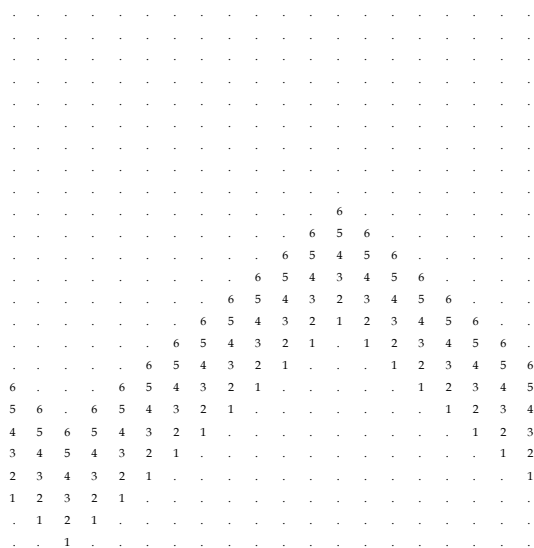
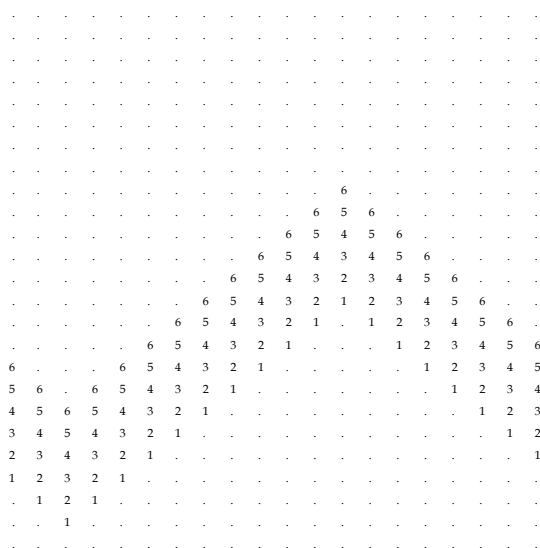


Figura 3.25 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 500$.

Figura 3.26 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 501$.

Nas duas figuras anteriores (3.25 e 3.26), correspondentes a dois instantes consecutivos, verifica-se que há 40 células no estado activo, 20 células para activar e 60 células refractárias.

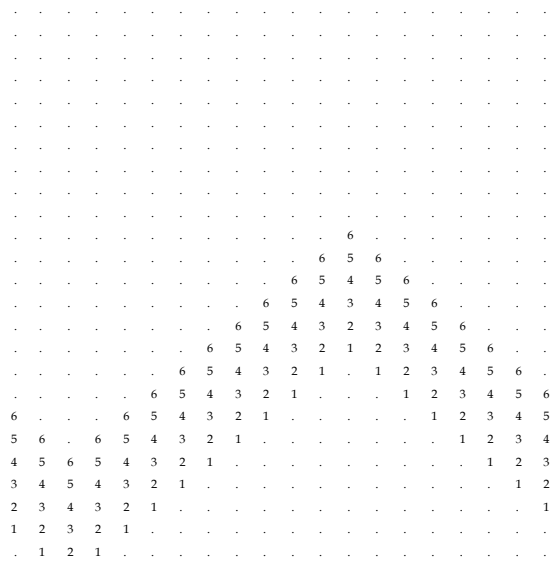


Figura 3.27 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 502$.

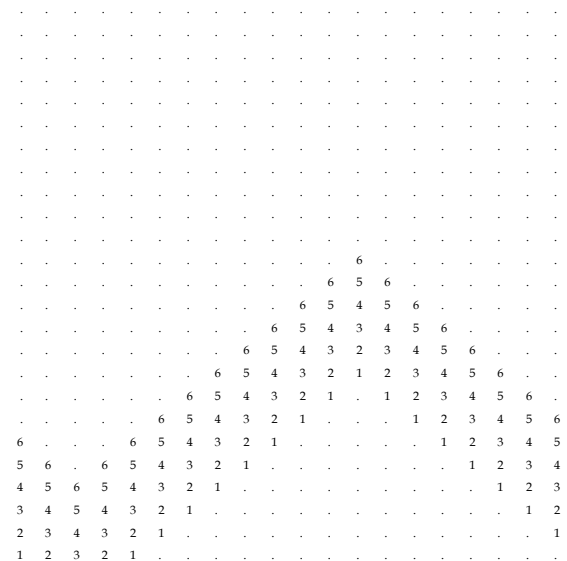


Figura 3.28 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 503$.

Pela figura 3.27 verifica-se que há 40 células no estado activo, 17 células para activar e 60 células refractárias. No instante de tempo seguinte (figura 3.28) verifica-se que há 39 células no estado activo, 17 células para activar e 60 células refractárias.

No instante seguinte, conclui-se que haverá 36 células no estado activo.

6) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (35 x 20)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 15)

i) Instantes de reactivação de $70k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

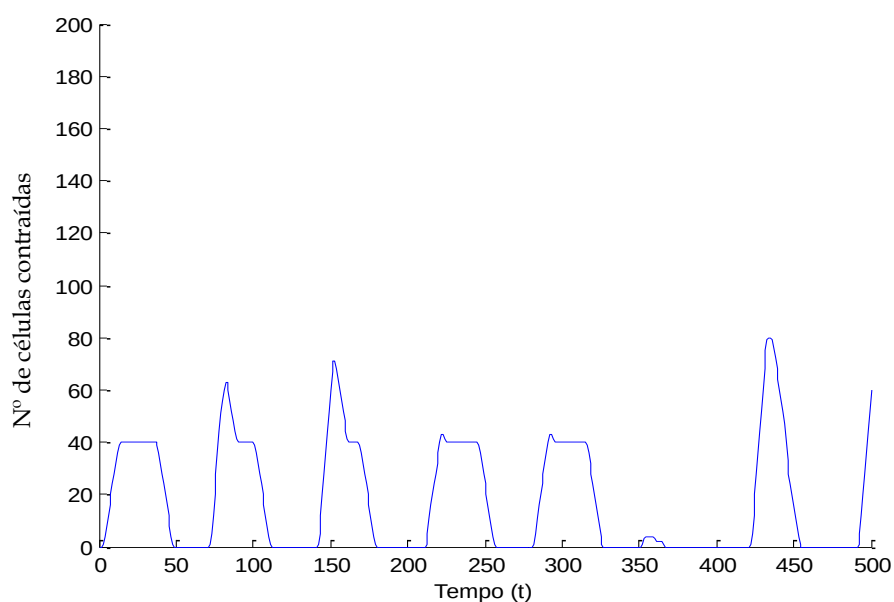
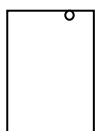


Figura 3.29 – Representação da célula de activação (1, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.30 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (1, 15) e instantes de reactivação de 70k num ponto aleatório.

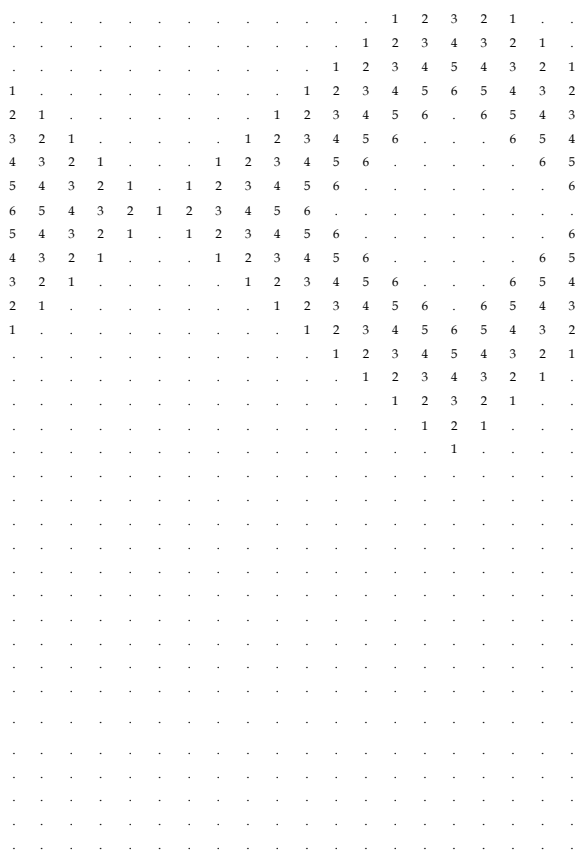


Figura 3.31 – Representação gráfica de um estado do autômato bidimensional (35 x 20) no instante $t = 500$.

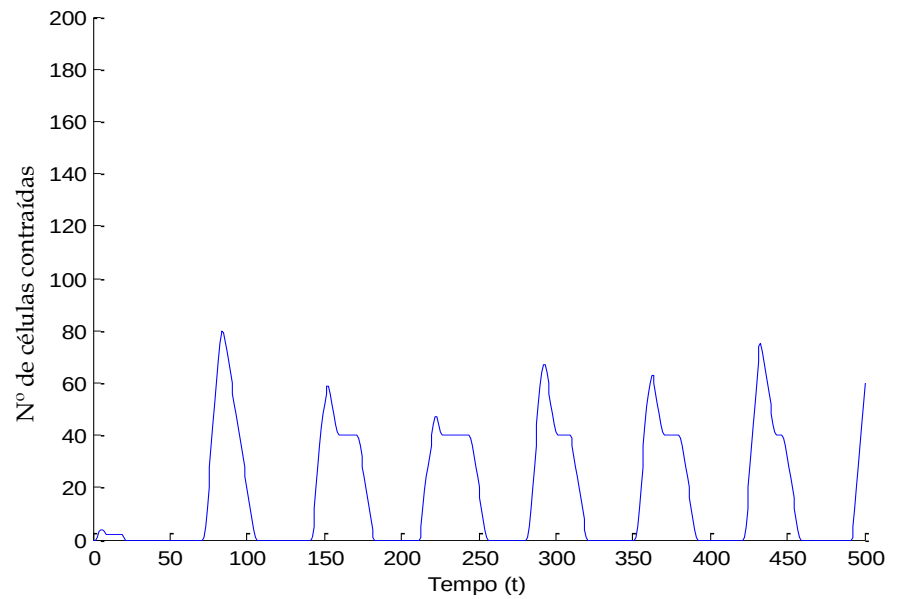


Figura 3.33 – Representação da célula de activação (35, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.34 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (35, 15) e instantes de reactivação de 70k num ponto aleatório.

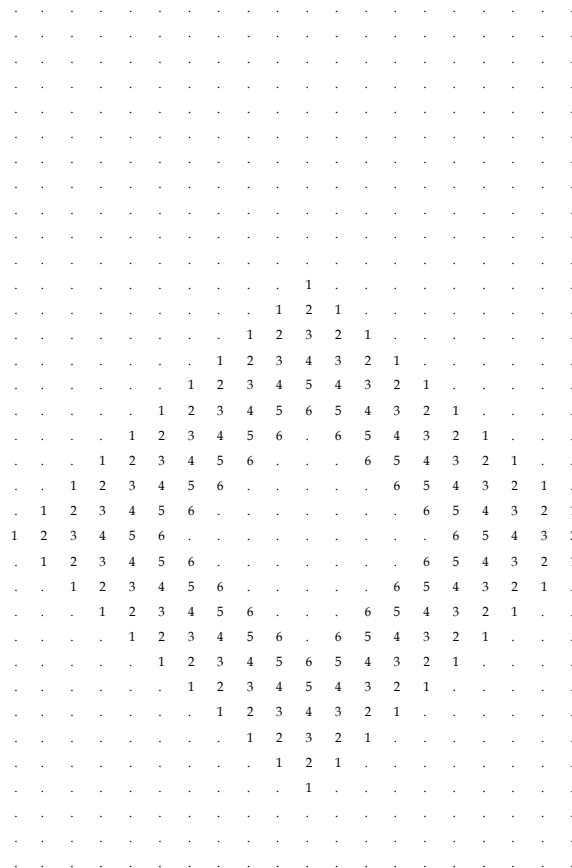


Figura 3.35 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (35 x 20) no instante $t = 500$.

3.5.3 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha

Nesta subsecção apresenta-se representações gráficas de autómatos bidimensionais que são reactivados ao fim de alguns instantes de tempo, após a primeira activação, num ponto aleatório da primeira linha.

1) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (15 x 20)

Duração da Actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $30k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.

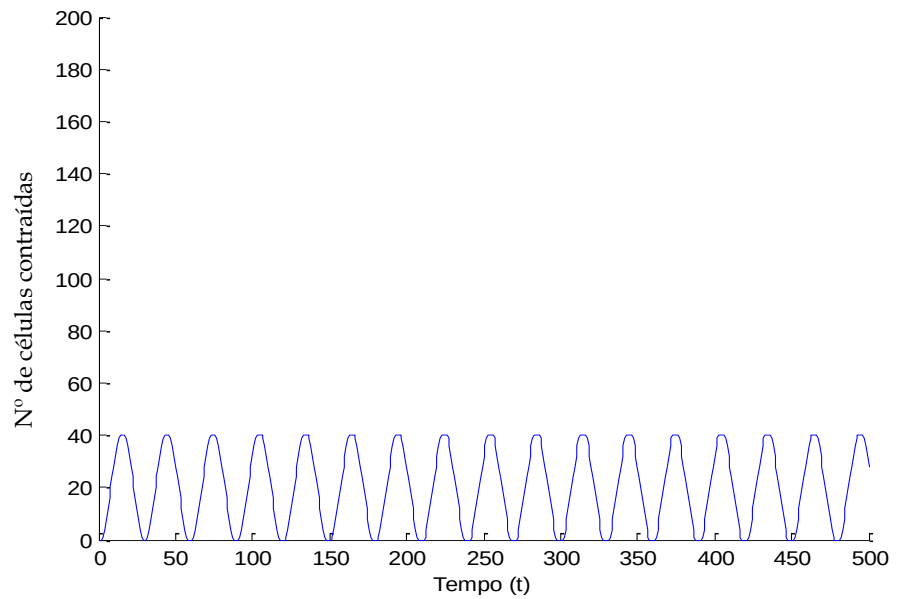


Figura 3.36 - Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.37 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $30k$ num ponto aleatório da primeira linha.

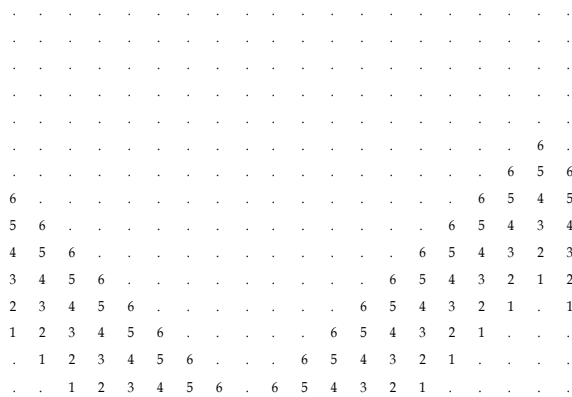


Figura 3.38 – Representação gráfica de um estado do autômato bidimensional (15 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.38 verifica-se que há 24 células no estado activo, 9 células para activar e 51 células refractárias. No próximo passo haverá 20 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 16 células no estado activo.

- ii) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.

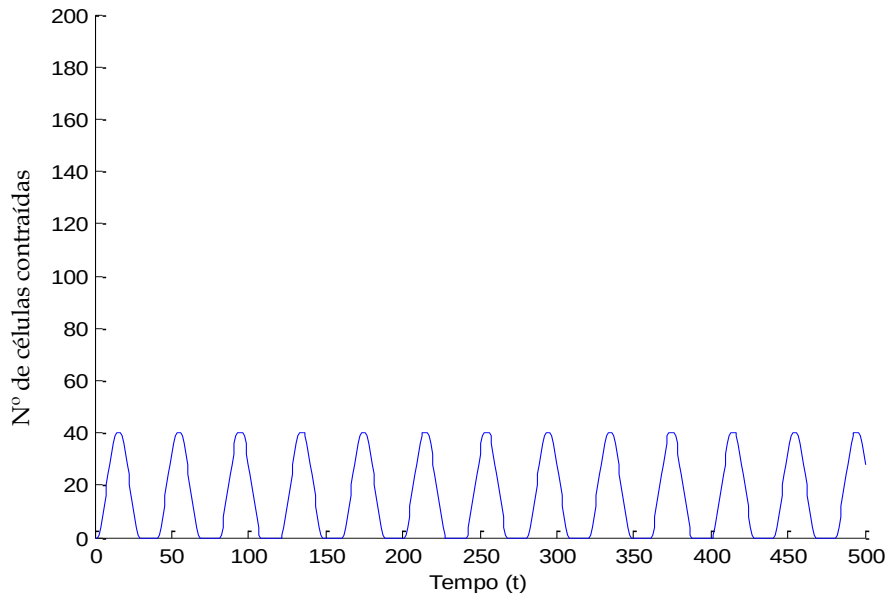


Figura 3.39 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

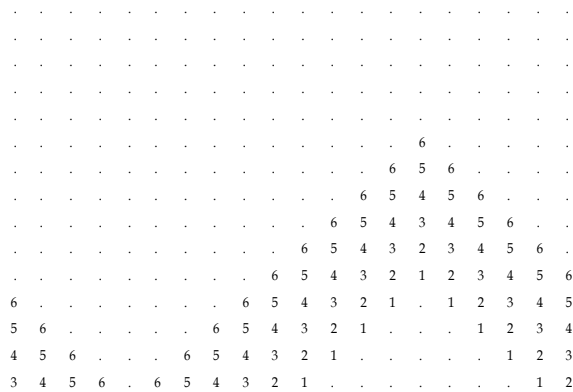


Figura 3.40 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (15 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.40 verifica-se que há 24 células no estado activo, 9 células para activar e 51 células refractárias. No próximo passo haverá 20 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 16 células no estado activo.

2) Autómatos com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (25 x 20)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $50k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.

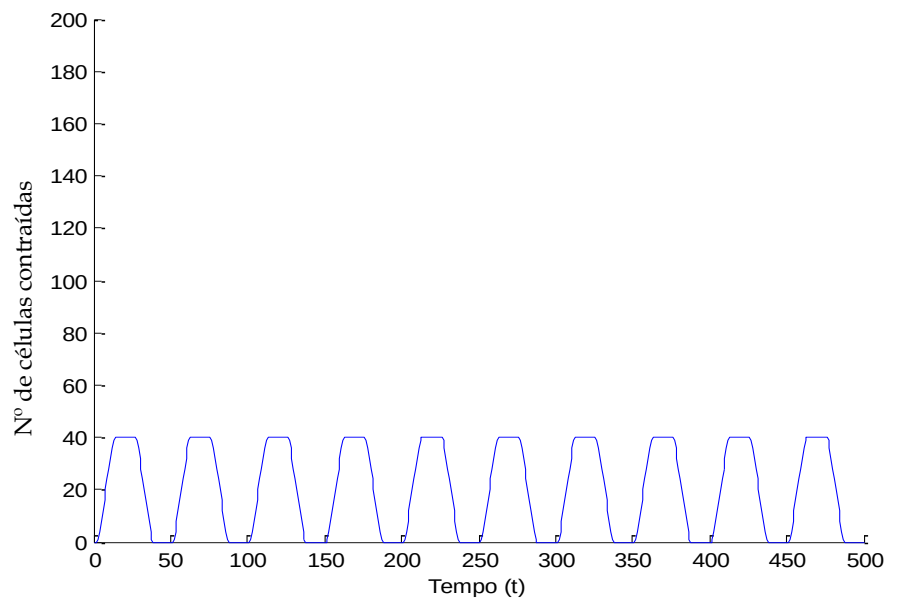
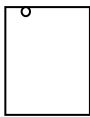
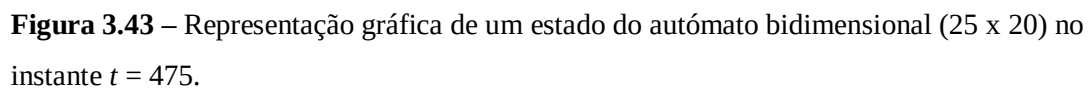


Figura 3.41 - Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.42 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $50k$ num ponto aleatório da primeira linha.



61

b) Célula de activação inicial (5, 15)

- i) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.**

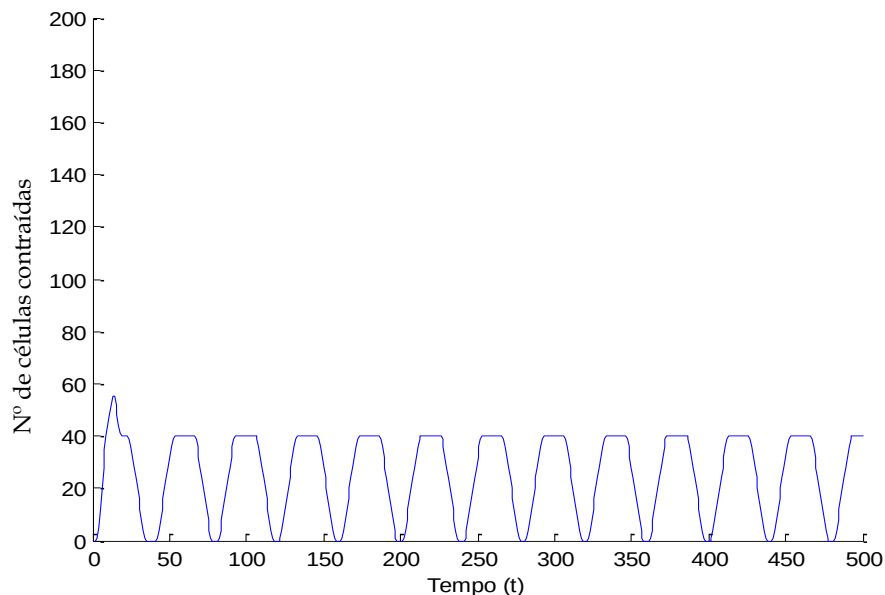
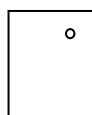


Figura 3.44 - Representação da célula de activação (5, 15) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.45 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

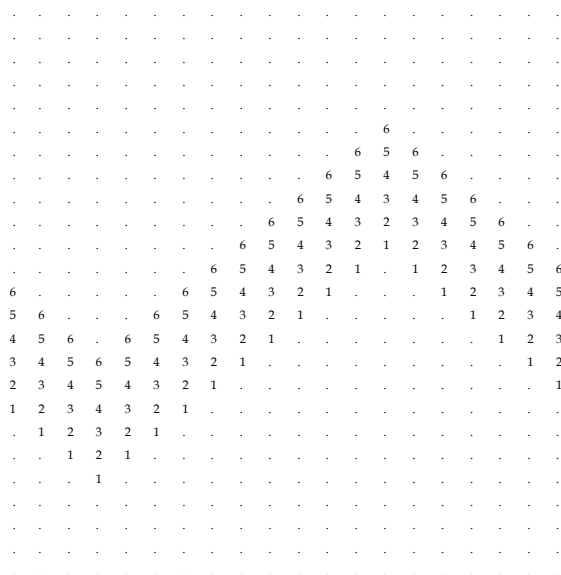


Figura 3.46 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.46 verifica-se que há 40 células no estado activo, 20 células para activar e 60 células refractárias. No próximo passo e no passo $t + 2$ haverá o mesmo número de células no estado activo.

- c) Célula de activação inicial (15, 20)
 - i) Instantes de reactivação de $50k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.

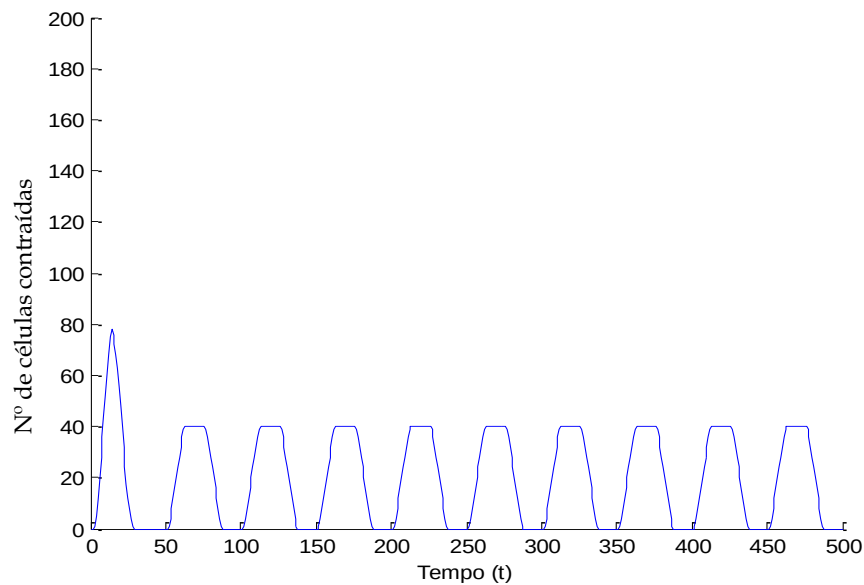
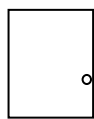


Figura 3.47 - Representação da célula de activação (15, 20) de um autómato (25 x 20). **Figura 3.48** – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (5, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

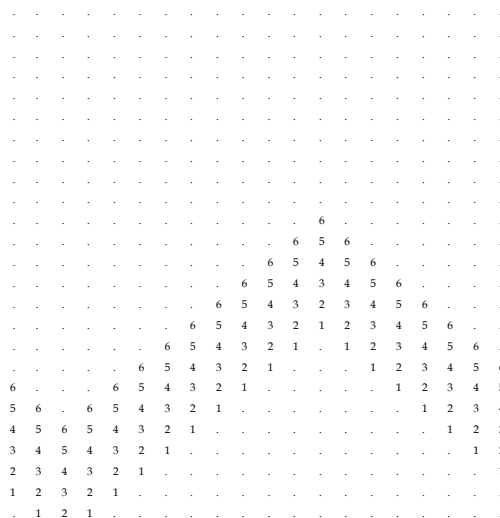


Figura 3.49 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.49 verifica-se que há 40 células no estado activo, 19 células para activar e 60 células refractárias. No próximo passo haverá 39 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 36 células no estado activo.

- d) Célula de activação inicial (25, 15)
 - i) Instantes de reactivação de $70k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

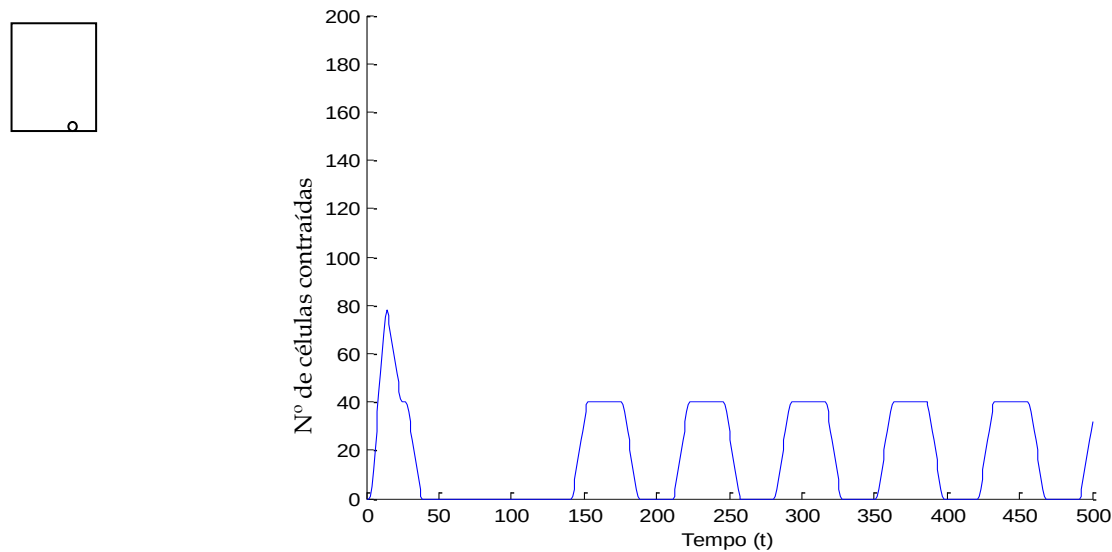


Figura 3.50 - Representação da célula de activação (25, 15) de um autómato (25 x 20). **Figura 3.51** – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (25, 15) e instantes de reactivação de $70k$ num ponto aleatório da primeira linha.

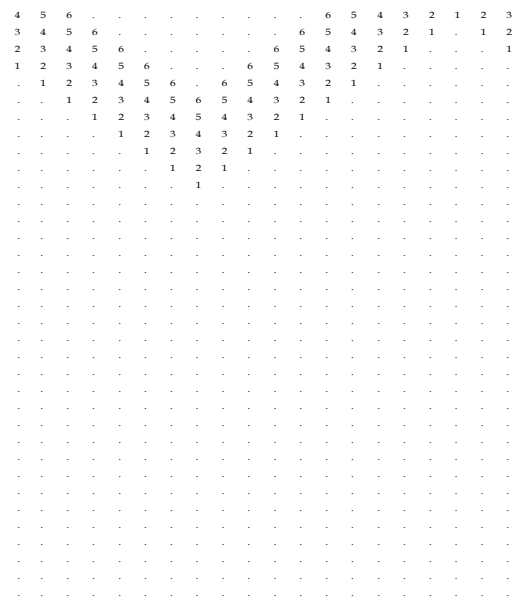


Figura 3.52 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.52 verifica-se que há 36 células no estado activo, 20 células para activar e 39 células refractárias. No próximo passo haverá 39 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 40 células no estado activo.

3) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (35 x 20)

Duração da Actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (35, 15)

i) Instantes de reactivação de $40k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

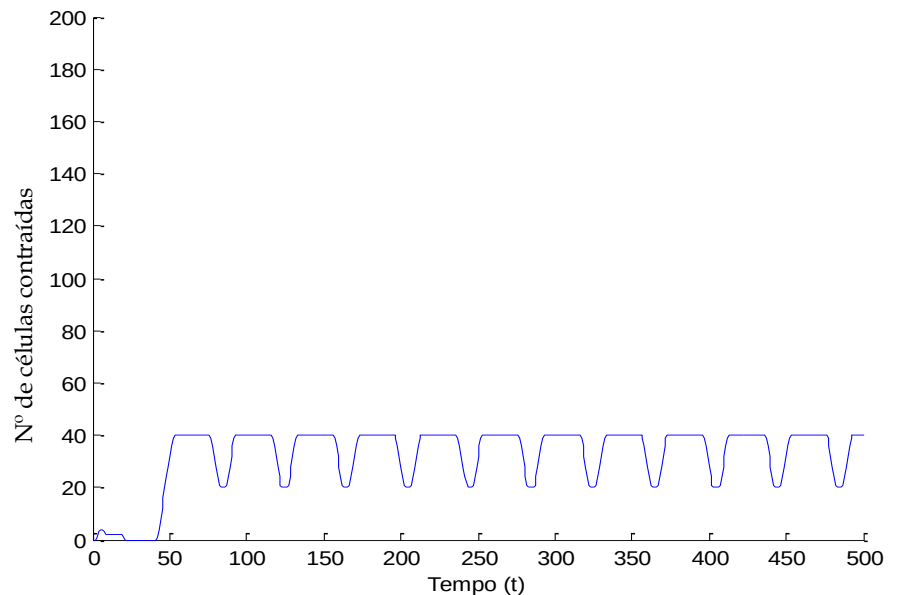


Figura 3.53 - Representação da célula de activação (35, 15) de um autómato (35 x 20).

Figura 3.54 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (35 x 20) com célula de activação (35, 15) e instantes de reactivação de $40k$ num ponto aleatório da primeira linha.

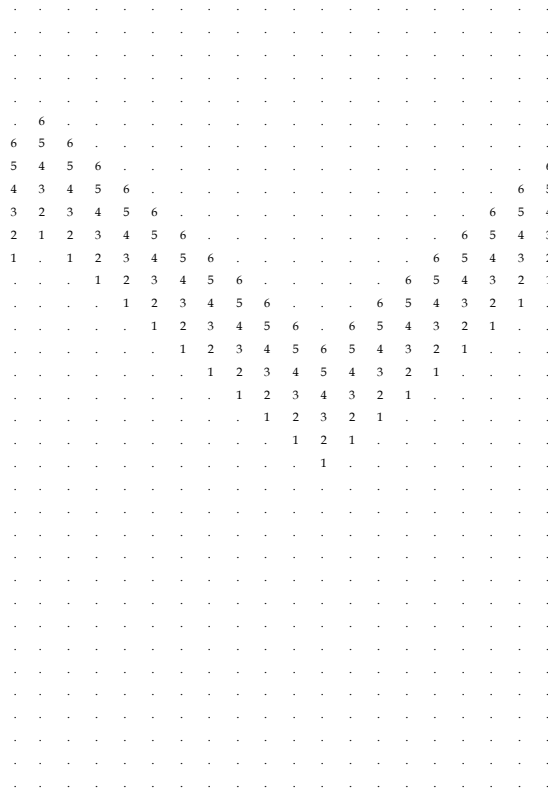


Figura 3.55 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (35 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.55 verifica-se que há 40 células no estado activo, 20 células para activar e 60 células refractárias. No próximo passo e no passo $t + 2$ haverá 40 células no estado activo.

3.5.4 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha de período curto

Considerando um autómato de dimensão 15 x 20, verificou-se qual a sua propagação se a reactivação for feita considerando um número primo entre 15 e 20.

1) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (15 x 20)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $29k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório na primeira linha.

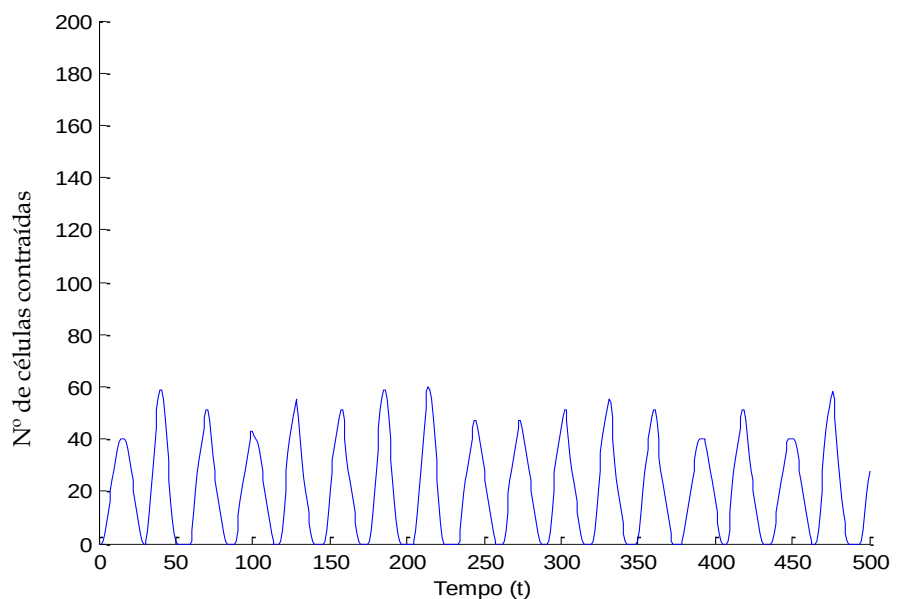


Figura 3.56 - Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.57 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $29k$ num ponto aleatório da primeira linha.

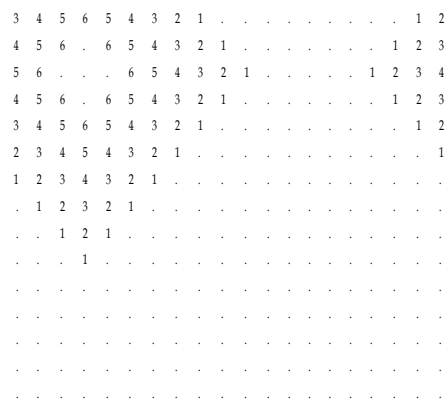


Figura 3.58 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (15 x 20) no instante $t = 500$.

A reactivação neste autómato foi feita de 29 em 29 instantes, num ponto aleatório da primeira linha, sendo 29 um número primo de 15 e 20.

Pela figura 3.58 verifica-se que há 32 células no estado activo, 19 células para activar e 60 células refractárias. No próximo passo haverá 36 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 40 células no estado activo.

- ii) Instantes de reactivação de $29k$, para k inteiro, com ponto de activação fixo na primeira linha.

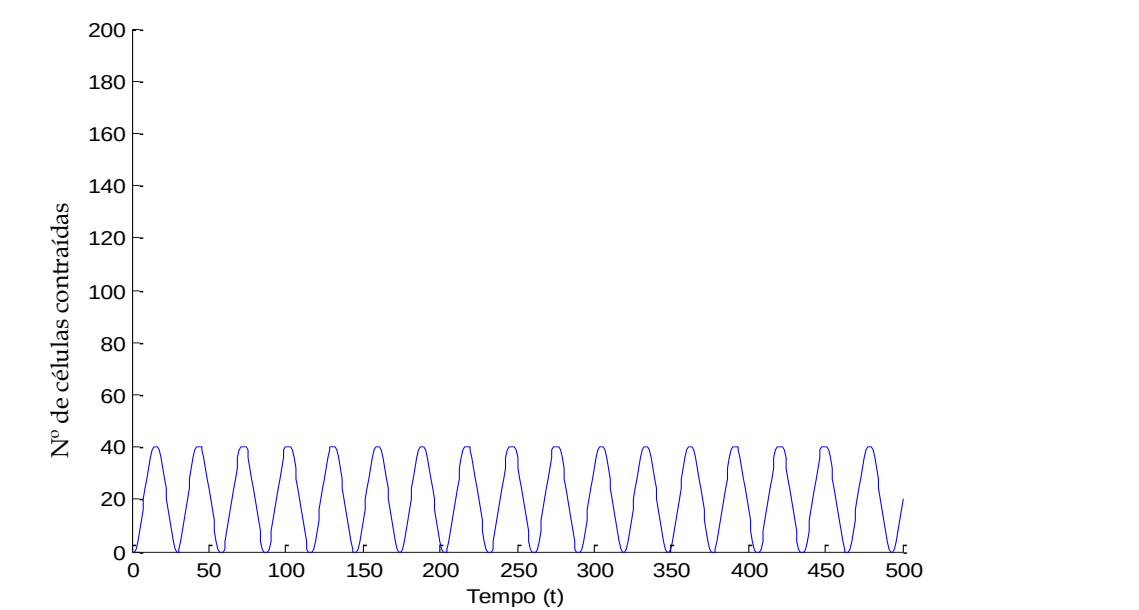


Figura 3.59 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de $29k$ num ponto fixo da primeira linha.

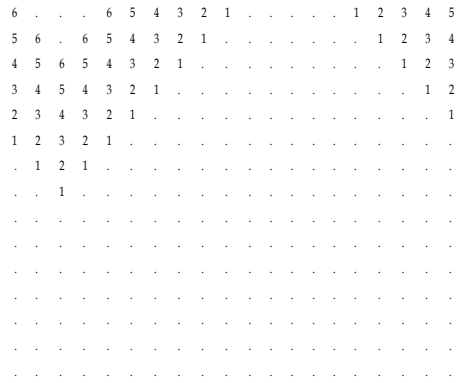


Figura 3.60 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (15 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.60 verifica-se que há 24 células no estado activo, 15 células para activar e 21 células refractárias. No próximo passo haverá 28 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 32 células no estado activo.

Se a célula de activação for (5, 10), por exemplo, só a primeira contracção vai ser de amplitude maior e as outras iguais às anteriores.

Se a coluna de activação for aleatória não há diferenças. Neste caso, foi aleatória.

2) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (25 x 20)

Duração da Actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i - 1, j), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) Instantes de reactivação de $29k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

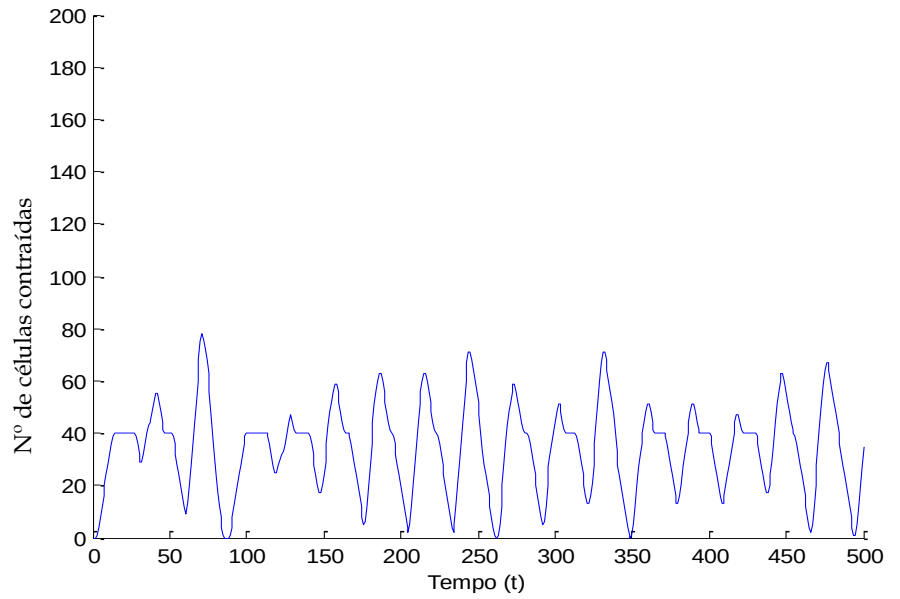
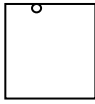


Figura 3.61 - Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (25 x 20).

Figura 3.62 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (25 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de 29k num ponto aleatório da primeira linha.

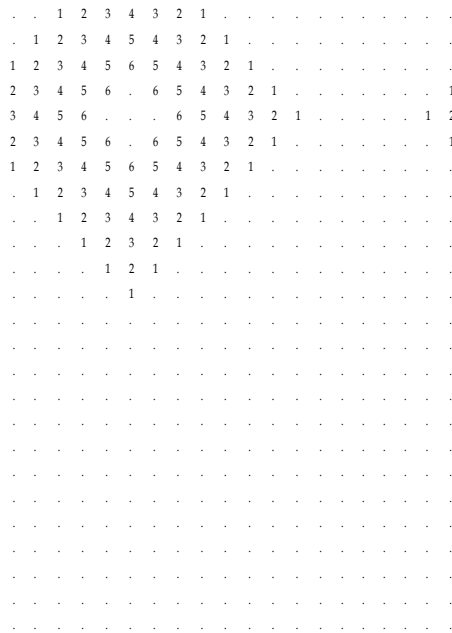


Figura 3.63 – Representação gráfica de um estado do autómato bidimensional (25 x 20) no instante $t = 500$.

Pela figura 3.63 verifica-se que há 40 células no estado activo, 24 células para activar e 36 células refractárias. No próximo passo haverá 44 células no estado activo e no passo $t + 2$ haverá 48 células no estado activo.

3.5.5 Representação de contracções com forma uterina com activação num ponto aleatório da primeira linha de período longo

Nesta subsecção considerou-se um autómato de dimensão 15×20 , verificou-se qual a sua propagação se se fizer a reactivação considerando um período longo da forma nmc (n , o número de linhas; m , o número de colunas e c , a duração entre o início de a célula ficar activa e deixar de estar refractária).

1) Autómato com:

Condições fronteira: Periódicas à direita e à esquerda, e livre em cima e em baixo

Condições iniciais:

Dimensão da matriz (15×20)

Duração da actividade – 2 instantes

Tempo refractário – 3 instantes

Regra de propagação:

Se $a(i, j, t) = 1$ então $a(i', j', t + 1) = 1$, com $i', j' \in V_{ij}$

Se $d((i, j), (i', j')) = 1$, $V_{ij} = \{(i, j + 1), (i, j - 1), (i + 1, j)\}$

a) Célula de activação inicial (1, 5)

i) instantes de reactivação de $1500k$, para k inteiro, com ponto de activação aleatório.

Neste exemplo, o período terá a duração de 1500 instantes, pois o produto $n \cdot m \cdot c$ é igual a $15 \cdot 20 \cdot 5$.

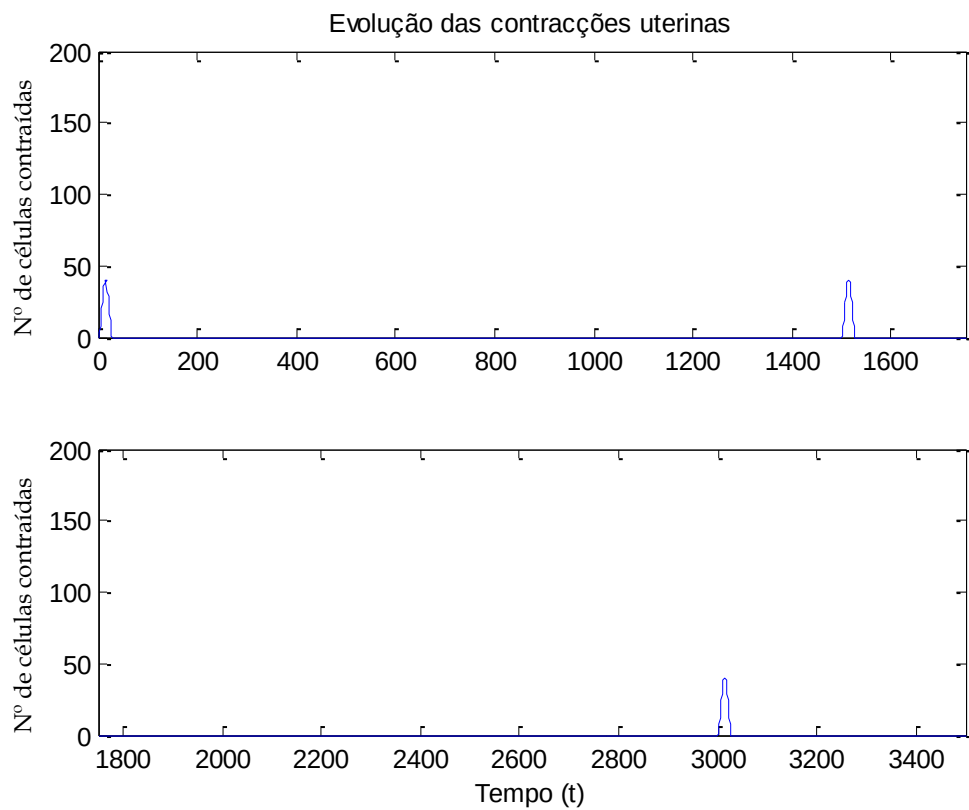


Figura 3.64 – Representação da célula de activação (1, 5) de um autómato (15 x 20).

Figura 3.65 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (15 x 20) com célula de activação (1, 5) e instantes de reactivação de 1500k num ponto aleatório da primeira linha.

3.6 Cardiotocografias simuladas

De acordo com a função no anexo II, designamos a função principal por $automato(A,B,linha_ativacao,coluna_ativacao)$, em que A representa a duração de tempo em que as células se encontram no estado activo, B representa a duração de tempo em que as células se encontram no estado refractário, $linha_ativacao$ e $coluna_ativacao$ representam a linha e coluna da célula inicial de activação do autómato.

Alterando estes parâmetros, fizemos experiências com a função de forma empírica, para que o sinal se aproximasse de uma CTG e apresentamos os resultados nas figuras 3.66-3.72.

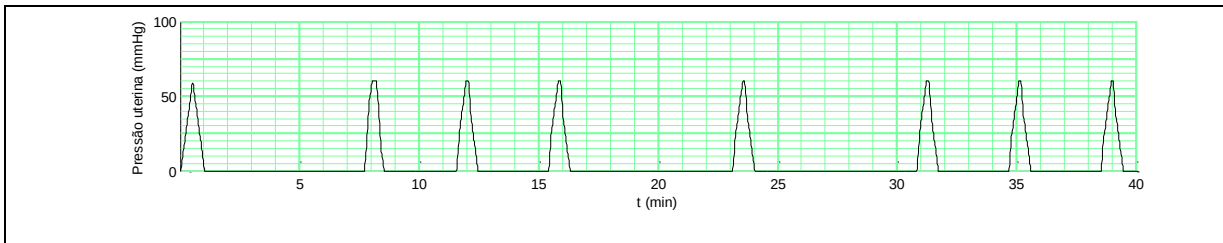


Figura 3.66 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (1, 15), $A = 2$, $B = 3$ e com período 231k.

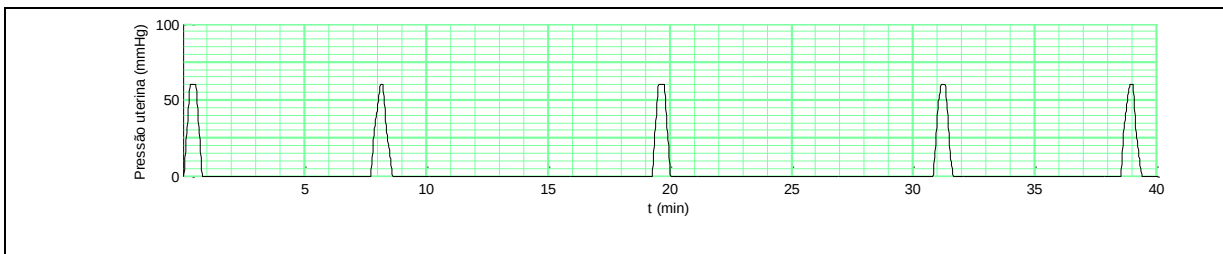


Figura 3.67 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período 231k.

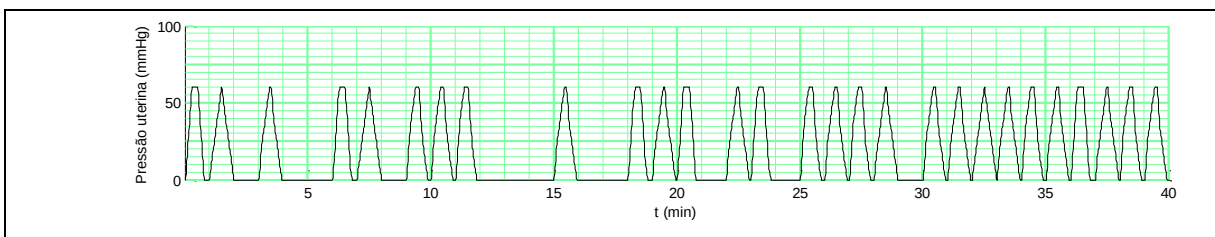


Figura 3.68 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período $60k$.

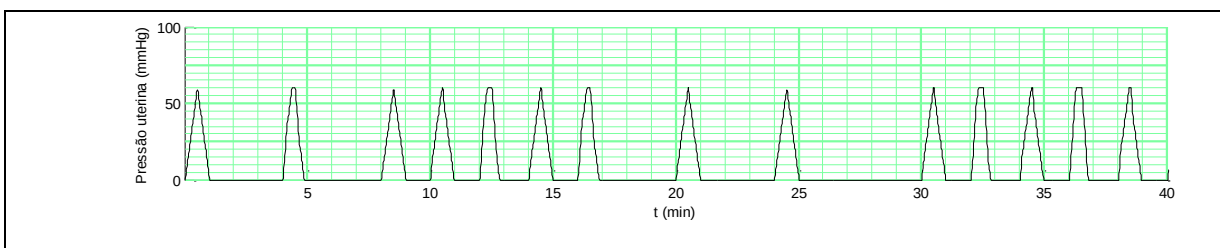


Figura 3.69 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (1, 15), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

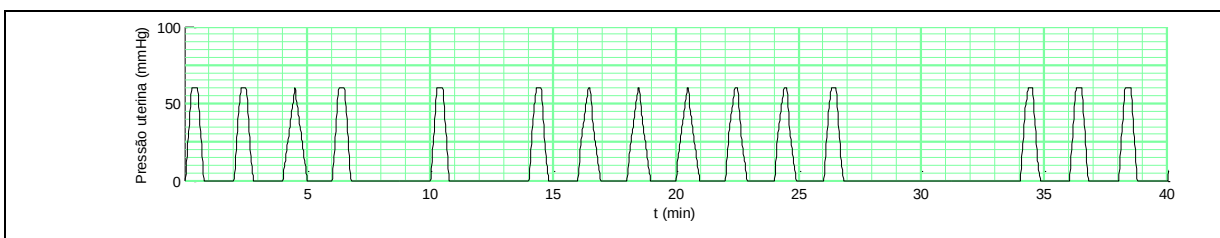


Figura 3.70 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (15, 30), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

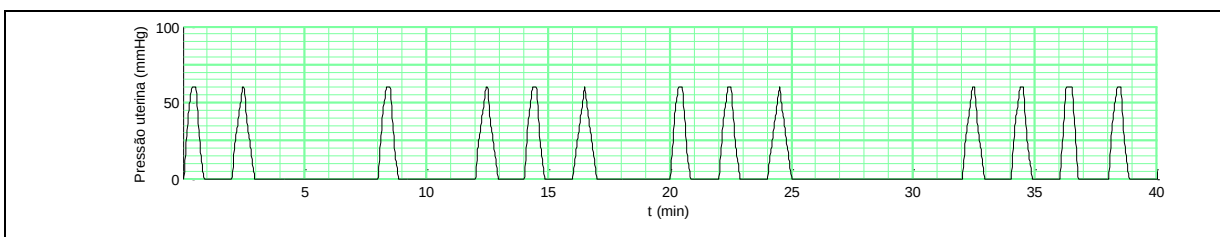


Figura 3.71 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 3$ e com período $120k$.

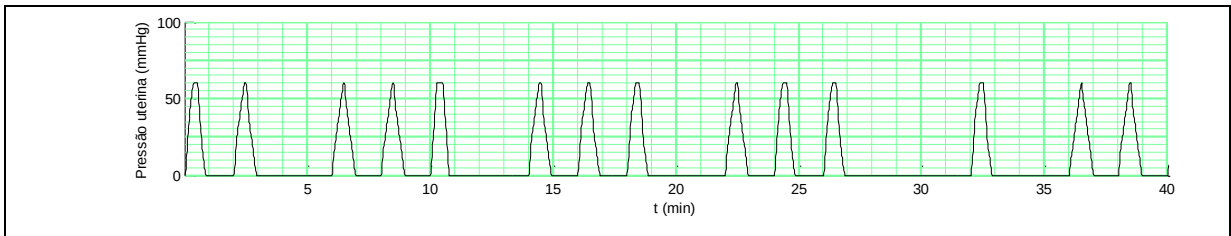


Figura 3.72 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$ e com período $120k$.

De seguida, apresenta-se as simulações resultantes (figuras 3.73-3.76) da adição de ruído branco ao sinal simulado.

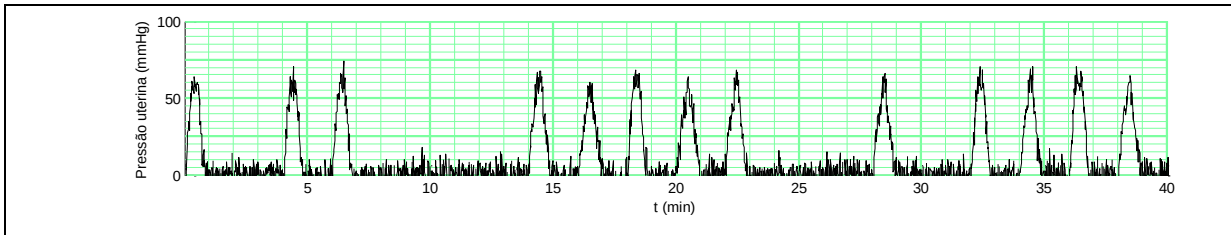


Figura 3.73 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 5.

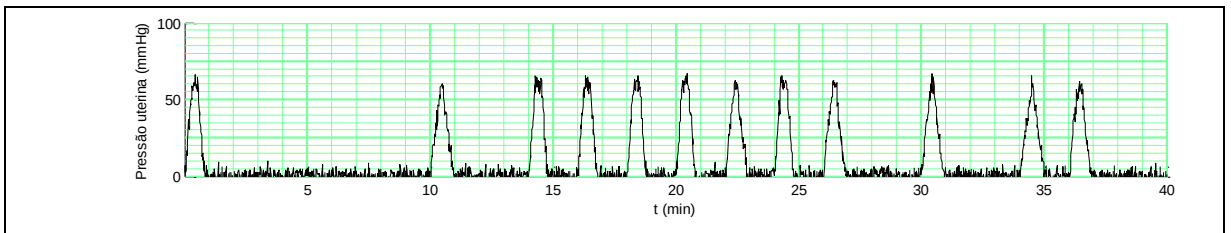


Figura 3.74 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 3.

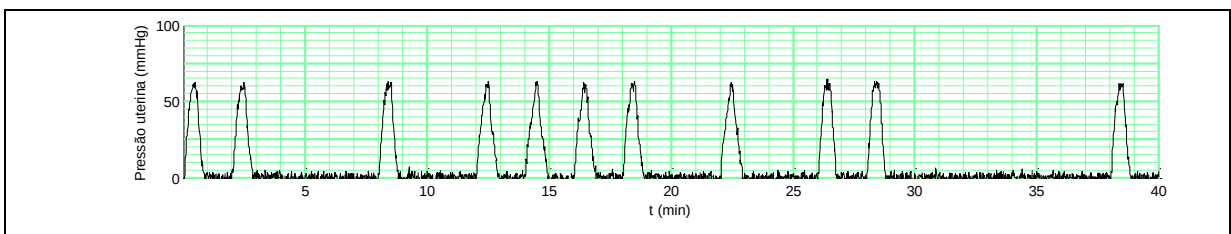


Figura 3.75 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 2.

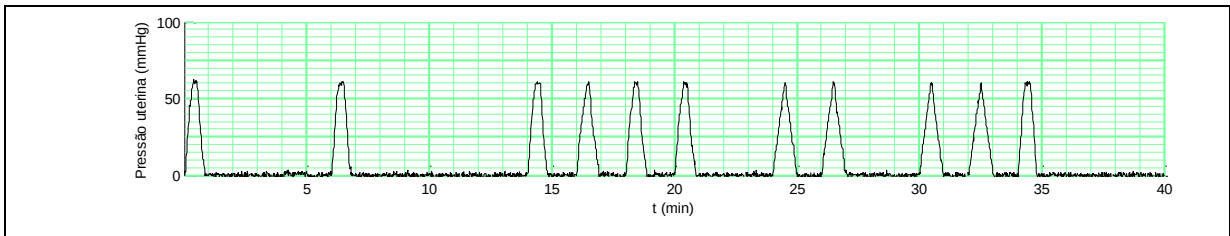


Figura 3.76 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$ e ruído branco de variabilidade 1.

Depois para obter o tônus basal, um parâmetro que caracteriza a contractilidade uterina, adicionou-se 10 unidades ao sinal (figura 3.77).

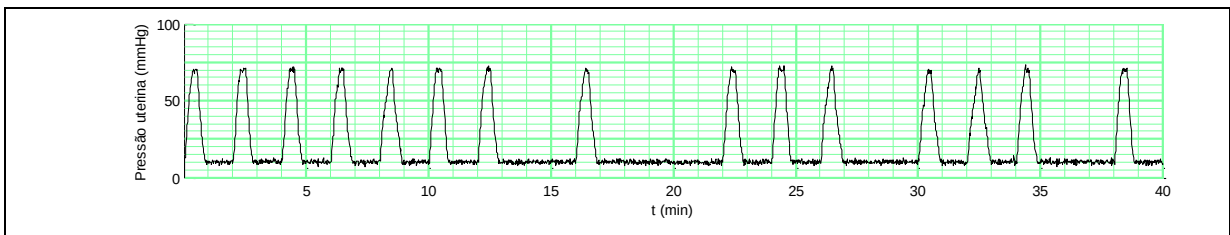
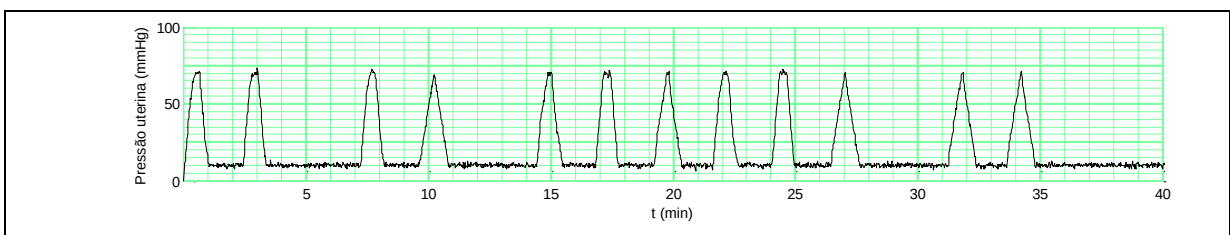


Figura 3.77 – Representação gráfica de um autômato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 1 e tônus basal de 10 mmHg.

Continuando com os mesmos parâmetros de entrada e as mesmas características de contractilidade anteriores, dividiu-se o vector do tempo por 50, por 40 e por 30 (gráfico superior, gráfico do meio, e gráfico inferior, respectivamente, da figura 3.78) para alterar a duração das contracções.



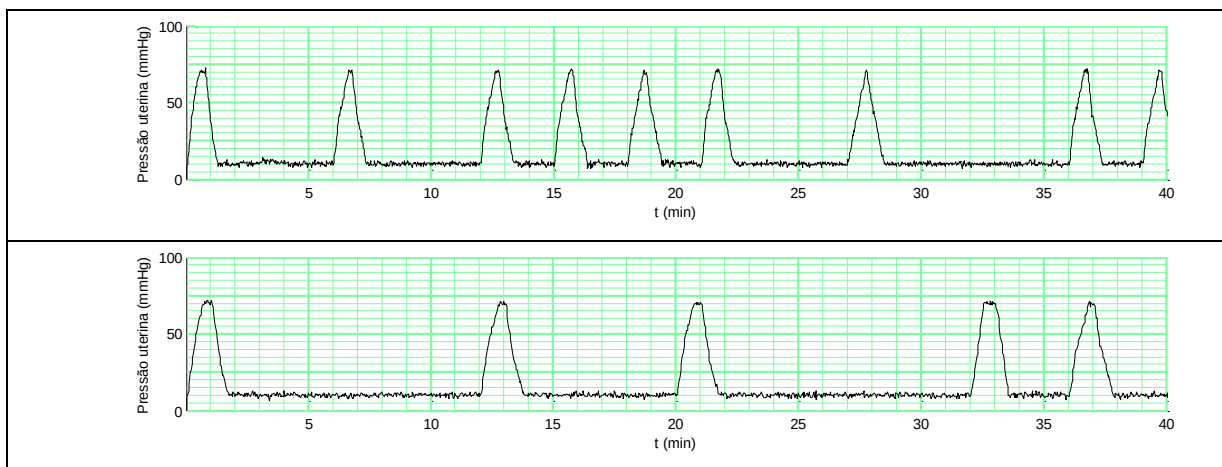


Figura 3.78 – Representações gráficas de autómatos bidimensionais (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 1 e tónus basal de 10 mmHg.

Uma vez que, dos resultados anteriores, o sinal simulado mais empiricamente parecido com uma CTG foi a representação inferior da figura 3.78, apresenta-se mais um resultado de uma simulação com esse vector tempo. A figura seguinte apresenta um sinal simulado com as mesmas características encontradas anteriormente e com ruído branco de variabilidade 2.

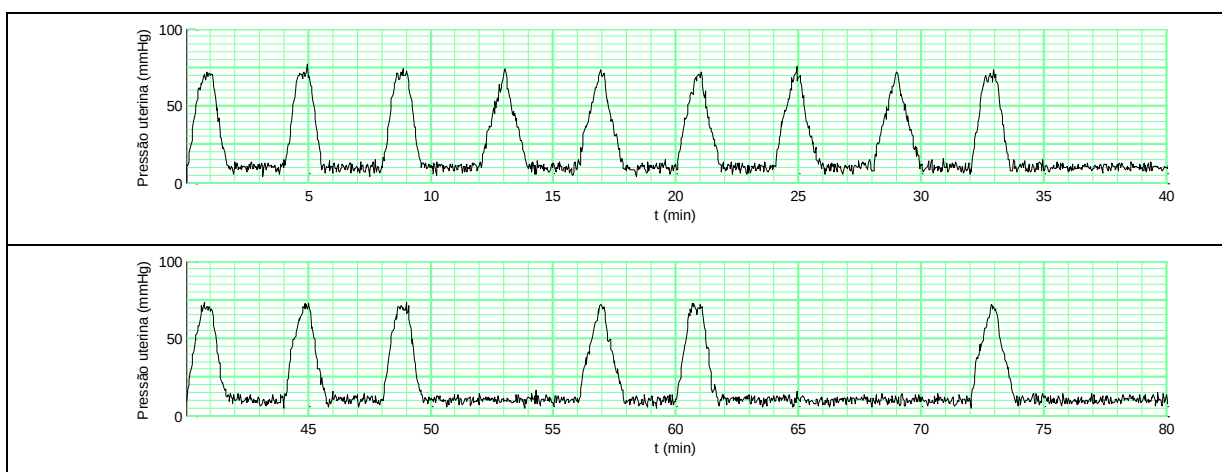


Figura 3.79 – Representação gráfica de um autómato bidimensional (30 x 60) com célula de activação (20, 40), $A = 2$, $B = 4$, com período $120k$, ruído branco de variabilidade 2 e tónus basal de 10 mmHg.

3.7. Conclusões

Para modelar a evolução espacio-temporal das contracções uterinas no trabalho de parto propomos um autómato celular bidimensional. Este deve ser espacialmente semelhante à forma do útero e espacio-temporalmente capaz de reproduzir contracções uterinas.

Através das simulações feitas com diferentes tamanhos da matriz, concluímos que a forma de um cilindro parece ser a mais adequada para a modelação de um útero através de matrizes (com o número de colunas igual ao dobro do número de linhas) e de condições fronteira laterais periódicas. Parece ser uma representação topologicamente compatível até porque o detalhe da extremidade superior do útero não parece ser muito importante e a extremidade inferior é o local de saída da propagação das contracções uterinas.

A dependência da célula de activação, mostra que a activação deverá ser feita mais no centro da matriz para que haja uma melhor propagação da contracção.

Sem dificuldade, com o autómato desenvolvido, através das várias simulações com a dependência da célula de reactivação, obtemos os padrões temporais da contractilidade uterina. Não conseguimos validar as formas das contracções por não haver mais dados disponíveis do que a sugestão de serem espiralados.

O aumento de tamanho, peso e volume do útero durante a gravidez é enorme. Durante este período de gestação, o peso do útero aumenta cerca de 20 vezes, de cerca de 50-60 g, antes da gestação, para cerca de 900-1000 g, ao termo, e aumenta de tamanho de cinco a seis vezes. O útero humano tem volume aproximado de 90cm^3 [46]. Ao fim da gravidez o útero tem de 30 a 35 cm de comprimento, de 20 a 25 cm de largura e cerca de 22 cm de profundidade. A sua capacidade terá aumentado de 700 a 1000 vezes, de aproximadamente 4 ml para de 4000 a 5000 ml [47].

Para modelar uma dinâmica de um útero tem de se considerar também estes factores, não sendo por isso, este órgão um objecto de modelação simples. Mas, por exemplo, o coração também não era simples e actualmente está bem modelado.

4. Análise de trabalhos anteriores

Este capítulo pretende apresentar e fazer uma avaliação dos modelos de actividade uterina encontrados na literatura e outros desenvolvidos anteriormente no Instituto de Engenharia Biomédica (INEB) por Ana Pereira, Luísa Bastos e Pedro Sá Couto, para a simulação de sinais das contracções uterinas.

4.1 Trabalho publicado

Nesta secção é apresentada uma revisão da literatura publicada sobre informação e modelos relevantes para a simulação de contracções uterinas. Com base nesta informação e no trabalho desenvolvido anteriormente no INEB [11], foi possível desenvolver uma nova proposta de um modelo de actividade uterina utilizando os autómatos celulares.

Existem alguns modelos publicados para a simulação de contracções uterinas. Estes modelos são baseados nos aspectos fisiológicos dos eventos intracelulares que ocorrem durante as contracções uterinas. Os modelos encontrados na literatura consideram os elementos contrácteis (células do miométrio) como a base para a actividade uterina.

O trabalho com a simulação de um útero com contracções apresentado por Andersen *et al.* [45] é feito através de autómatos celulares. O modelo implementado [45] é um “ovóide” composto por células individuais, em que cada uma comunica com 8 células vizinhas. Quando uma contrai, o impulso é propagado iterativamente para as células vizinhas. Neste modelo sabe-se, em cada instante de tempo, qual o estado de cada célula individual e o qual será o seu estado no próximo instante de tempo, assim como o estado dos seus oito vizinhos.

O modelo computacional apresentado por Young *et al.* [48] resulta da combinação de dois mecanismos conhecidos da comunicação intercelular. Estes

mecanismos consistem de potenciais de acção, através do útero, e localmente, através do tecido, por ondas de cálcio.

Vauge *et al.* [49] sugerem um modelo matemático baseado em 3 estados fisiológicos das células do miométrio, que descrevem as mudanças da pressão intrauterina associada com as contracções uterinas existentes durante o trabalho de parto de uma parturiente. O miométrio é modelado como um conjunto de células de músculo contrácteis, que podem experimentar um dos seguintes estados (em descanso, em contracção ou em refracção) num dado instante de tempo.

4.2 Trabalho relacionado desenvolvido no INEB

Esta secção apresenta uma descrição do modelo de actividade uterina anteriormente implementado. Este modelo é composto por um gerador de pressão intrauterina, por uma linguagem dirigida por *scripts* (no *software* Matlab) para gerar a actividade uterina espontânea, e por um modelo farmacológico para a administração de oxitocina.

Com o modelo de actividade uterina anteriormente desenvolvido é possível simular sinais de pressão intrauterina a partir dos parâmetros que caracterizam a contractilidade uterina: amplitude, frequência, duração e tónus basal de descanso. Estes sinais são gerados de acordo com uma condição inicial que determina o tipo de trabalho de parto espontâneo (normal, hipotónico ou hipertónico). A administração de oxitocina tem efeito nos parâmetros das contracções uterinas (amplitude e frequência) de acordo com o modelo farmacocinético-farmacodinâmico da oxitocina.

4.3 Discussão

Nesta secção, descrevemos qual a valia dos modelos existentes, descritos anteriormente neste capítulo. A análise feita neste ponto tem como objectivo a

compreensão da fisiologia do útero durante o trabalho de parto para uma melhor modelação das contracções uterinas com os autómatos celulares.

Andersen *et al.* [45] consideram que o útero tem uma forma de “ovóide” e que se propaga a 8 vizinhos, não explicando o que se passa nos pólos. Verificaram que a propagação não depende do número de células constituintes do autómato e que os padrões de contracções uterinas menos normais podem resultar de posições não usuais dos *pacemakers*. Os autores definiram que a pressão intrauterina é igual ao número de células activas, também apresentam a definição da fase activa e que o passo de tempo é igual à unidade. Nas dimensões do útero, hesitam e mencionam «*long short axis ratio* 1:1, 3:2 e 2:1». No trabalho publicado não se consegue perceber o modelo com 373 células referido na figura 4. Para além disso, os autores não conseguem fornecer informação que permitam reproduzir os cálculos. No entanto, a base para este trabalho foram os trabalhos precursores de Caldeyro-Barcia [50, 51]. Desta forma, não foi encontrada uma modelação físico-matemática da componente espacial das contracções uterinas.

No trabalho desenvolvido no INEB [11] não existe uma componente espacio-temporal na modelação das contracções uterinas. A validação dos resultados foi feita sem o uso de uma técnica objectivável.

Assim, tentou-se investigar formas alternativas de validar este trabalho, e a base foi fazer uma análise do sinal (subsecção 2.4). Através das novas formas de monitorização da contractilidade uterina como a electromiografia (EMG) e a electrohisterografia (EHG) é possível extrair informação quantitativa que permite validar o nosso autómato.

Recentemente, a EMG tem sido novamente utilizada [52]. A EMG é uma técnica de avaliação e registo do sinal da activação de músculos. Realiza-se através do uso de um instrumento, o electromiógrafo, para produzir o registo, o electromiograma. O electromiógrafo detecta, da superfície abdominal materna, o potencial eléctrico gerado

pelas células musculares quando estas estão mecanicamente activas, e também quando as células estão em descanso [53].

Um novo método para a monitorização das contracções uterinas é a EHG [54]. A EHG é o sinal bioeléctrico associado à contracção do músculo uterino e pode ser recolhido de forma não invasiva por eléctrodos colocados no abdómen materno. Tem sido demonstrado que as recolhas feitas da actividade uterina na superfície abdominal são representativas dos potenciais de acção que se propagam ao longo das células do músculo do útero [54]. Através da medida e da análise do sinal EHG, pode-se extrair informação quantitativa importante sobre a actividade uterina. Esta informação não compreende só os parâmetros relacionados com a contractilidade uterina (a amplitude, a frequência, e a duração das contracções), que já são providenciados pelos métodos actualmente utilizados, mas também inclui o mecanismo da propagação da actividade eléctrica através do tecido muscular. A extensão e a velocidade da propagação da actividade eléctrica e a sincronização e coordenação resultantes dos eventos contrácteis são responsáveis pela eficácia da contracção. Assim, a informação relacionada com a activação espacio-temporal do músculo uterino pode prever o nascimento do bebé. Mais, correlacionando os parâmetros obtidos da análise da propagação, como por exemplo, a amplitude e a pressão intrauterina, pode-se explicar melhor o mecanismo da contracção uterina [54].

Como foi dito anteriormente, o desenvolvimento da intensidade das contracções uterinas ao longo do trabalho de parto está relacionado com três principais mudanças no miométrio: o aumento da excitabilidade dos miócitos, a conectividade crescente entre as células e as mudanças nas proteínas contrácteis do miométrio [55].

Não existe uma evidência forte sobre a localização da actividade do *pacemaker* no miométrio. Estudos em ovelhas activas no terceiro trimestre da gravidez e durante o trabalho de parto demonstraram que o local da geração da actividade eléctrica uterina não tinha um padrão consistente, nem no trabalho de parto. Contudo, a condutividade eléctrica aumentou para o dobro durante o trabalho de parto [55].

5. Conclusões e trabalho futuro

Podemos concluir que temos uma compreensão relativamente fraca da fisiologia do parto [48], embora o conhecimento dos eventos fisiológicos relacionados com o trabalho de parto normal e as formas como as patologias diferentes interagem com estes tenha aumentado rapidamente [55].

Conseguimos reproduzir com facilidade todos os tipos de padrões temporais da contractilidade uterina, de acordo com um critério empírico. Também conseguimos facilmente modificar as características da contractilidade uterina (da amplitude, da duração, do período).

Concluimos que o autómato deve ser espacialmente semelhante à forma do útero e espacio-temporalmente capaz de reproduzir contracções uterinas, embora não tenha sido possível validar a componente espacial destas contracções.

Como foi dito anteriormente (subsecção 3.7) a forma de um cilindro parece ser a mais adequada para a modelação de um útero através de matrizes e de condições fronteira laterais periódicas, pois parece ser uma representação topologicamente compatível.

Ao longo do texto deste trabalho fomos mostrando que ficam muitos aspectos em aberto para um trabalho futuro. Um dos mais interessantes é a avaliação dos sinais cardiotocográficos, para tentar matematizar o conhecimento dos profissionais de saúde materna e obstétrica. Assim, é necessário um estudo detalhado do sinal temporal cardiotocográfico, uma melhor compreensão da mecânica das rupturas do útero e um estudo matemático dos sinais cardiotocográficos e dos autómatos.

6. Bibliografia

[1] Hegselmann R., Flache A., Understanding Complex Social Dynamics: A Plea For Cellular Automata Based Modelling. J Art Soc Soc Sim. 1998; 3(1).

[2] <http://www.math.ist.utl.pt/~asequeir/> (ver as Publicações).

[3] <http://www.cbiol.leeds.ac.uk/arun.html> (Em particular os relatórios de fim de projectos).

[4] Grenvik A., Schaefer J. J. 3rd, DeVita M. A., Rogers P., New aspects on critical care medicine training. Curr Opin Crit Care. 2004; 10:233–7.

[5] Macedonia C., Gherman R. B., Satin A. J., Simulation laboratories for training in obstetrics and gynecology. Obstet Gynecol. 2003 Aug; 102(2):388-92.

[6] Klavan M., Laver A. T., Boscola M., Clinical Concepts of Fetal Heart Rate Monitoring, Ed. 1977.

[7] Parer J. T., Handbook of fetal heart rate monitoring, 2nd Ed, W. B. Saunders, 1997.

[8] Sierra R., Székely G., Bajka M., Generation of Pathologies for Surgical Training, in Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI. Lecture Notes in Computer Science, Ed. Springer, 2002, 202-210.

[9] Van Meurs W. L., Good M. L., Lampotang S., Functional anatomy of full-scale patient simulators. J Clin Monit. 1997 Sep; 13(5):317-24.

- [10] Van Meurs W. L., Sá Couto P. M., Sá Couto C. D. , Bernardes J. F., Ayres-de-Campos D., Development of foetal and neonatal simulators at the University of Porto. Med Educ. 2003; 37(1):29-33.
- [11] Pereira A. R. A., Model for simulation of the pharmacology of labor induction, DMAPlic. Uporto, 2005.
- [12] Bradley P., The history of simulation in medical education and possible future directions. Med Educ. 2006 Mar; 40(3):254-62.
- [13] Gaba D. M., The future vision of simulation in health care. Qual Saf Health Care. 2004 Oct; 13(1):i2-10.
- [14] Baianu I. C., Computer models and automata theory in biology and medicine. Mathematical Modelling. 1986; 7:1513-1577.
- [15] Wolfram S., A new kind of science. Wolfram Media, 2002.
- [16] Fu S. C., Modelling epidemic spread using cellular automata. Department of Computer Science and Software Engineering. Master Thesis. The University of Western Australia, 2002.
- [17] Rousseau G., Giorgini B., Livi R., Chate H., Dynamical phases in a cellular automaton model for epidemic propagation. Physica D. 1997; 103:554-563.
- [18] Issenberg S. B., McGaghie W. C., Petrusa E. R., Gordon D. L., Scalese R. J., BEME Guide no 4: Features and uses of high fidelity medical simulations that lead to effective learning. 2004, Dundee, UK: Association for Medical Education in Europe.
- [19] Maran N. J., Glavin R. J., Low- to high-fidelity simulation – a continuum of medical education? Med Educ. 2003; 37(1):22–8.

[20] Van Meurs W. L., Nikkelen E., Good M. L., Pharmacokinetic and Pharmacodynamic Model for Educational Simulations. IEEE 1998; 45(5).

[21] Cooper J. B., Taqueti V. R., A brief history of the development of mannequin simulators for clinical education and training. Postgrad Med J. 2008; 84;563-570. doi:10.1136/qshc.2004.009886.

[22] Cavaleiro AP, Guimarães H, Calheiros F. Training neonatal skills with simulators? Acta Paediatr. 2009 Apr;98(4):636-9. Epub 2008 Dec 19. DOI:10.1111/j.1651-2227.2008.01176.x.

[23] Macedonia C., Gherman R. B., Satin A. J., Simulation laboratories for training in obstetrics and gynecology. Obstet Gynecol. 2003 Aug; 102(2):388-92.

[24] Chez B. F., Harvey M. G., Harvey C. J., Intrapartum fetal monitoring: past, present, and future. J Perinat Neonatal Nurs. 2000 Dec; 14(3):1-18.

[25] Freeman R. K., Garite T. J., Nageotte M. P., Uterine contraction monitoring. In: Fetal heart rate monitoring, 3rd ed. Philadelphia, USA: Lippencott Williams & Wilkens, 2003; 54–62.

[26] Symonds E. M., Essential Obstetrics and Gynaecology, 4th ed. Edinburgh: Churchill Livingstone, 2003.

[27] Cheng Y., Caughey A. B., Normal Labor and Delivery. <http://emedicine.medscape.com/article/260036-overview>.

[28] Leveno K. J., Cunningham F. J., Gant N. F., Alexander J. M., Bloom S. L., Casey B. M., Dashe J. S., et al., Williams Manual of Obstetrics. USA: McGraw-Hill, 2003.

- [29] Bursztyn L., Eytan O., Jaffa A. J., Elad D., Mathematical model of excitation-contraction in a uterine smooth muscle cell. *Am J Physiol Cell Physiol*. 2007; 292:1816-1829. First published Jan 31, 2007. doi:10.1152/ajpcell.00478.2006.
- [30] Harbert G. M., Assessment of Uterine Contractility and Activity. *Clin Obstet Gynecol*. 1992 Sep; 35(3):346-58.
- [31] Jezewski J., Horoba K., Matonia A., Wrobel J., Quantitative analysis of contraction patterns in electrical activity signal of pregnant uterus as an alternative to mechanical approach. *Physiol Meas*. 2005 Oct; 26(5):753-67. Epub 2005 Jul 1.
- [32] Phillips G. F., Calder A. A., Units for the evaluation of uterine contractility. *Br J Obstet Gynaecol*. 1987 Mar; 94(3):236-41.
- [33] Box G., Jenkins G., Time series analysis: Forecasting and control. San Francisco: Holden-Day, 1970.
- [34] Brockwell P. J., Davis R. A., Time Series: Theory and Methods. Springer-Verlag, 1987.
- [35] Gandur M. C., Comportamento Dinâmico Complexo em Despelamento de Fitas Adesivas”, tese de doutoramento, Universidade Estadual de Campinas, 2001. Disponível em <http://www.biq.iqm.unicamp.br/arquivos/teses/ficha48910.htm>. Acesso 29/10/2009.
- [36] Pinto R., Análise de Séries Temporais Através de Representações do Espaço de Fases, tese de Mestrado Integrados, Dep Eng Informática. Feup, 2009.
- [37] Fraser A. M., Swinney H. L., Independent coordinates for strange attractors from mutual information. *Physical Review A*. 1986 Feb. 33(2):1134-40. Disponível em <http://chaos.utexas.edu/manuscripts/1064949034.pdf>. Acesso 29/10/2009.

- [38] Campanharo A., Macau E., Ramos F. M., “Detectando a presença de caos em uma série temporal”. Disponível em http://www.sbmac.org.br/eventos/cnmac/cd_xxviii_cnmac/resumos_estendidos/andriana_campanharo_ST21.pdf. Acesso 29/10/2009.
- [39] Chen F. F., Chen F. Y., Complex dynamics of cellular automata rule 119. *Physica A*. 2008. doi:10.1016/j.physa.2008.12.002.
- [40] Fortuna V., Um Simulador de Tráfego para o Estudo do Ruído, tese de mestrado, Dep Eng Civil. FEUP, 2007.
- [41] Oliveira M. G., Propagação do Fogo e Dinâmicas Florestais, tese de mestrado, Dep Eng Civil. FEUP, 2007.
- [42] Coutinho C. S., Modelos Discretos para Epidemias, tese de mestrado, Dep Eng Civil. FEUP, 2009 (para defesa brevemente).
- [43] Slimi R., Yacoubi S. E., Dumonteil E., Gourbière S., A cellular automata model for Chagas disease. *Applied Mathematical Modelling*. 2009 Feb; 33(2):1072-1085.
- [44] Yacoubi S. El, Jai A. El, Cellular automata modelling and spreadability. *Math Comput Model*. 2002; 36:1059–1074.
- [45] Andersen H. F., Barclay M.L., A computer model of uterine contractions based on Discrete Contractile Elements. *Obstet Gynecol*. 1995; 86:108-11.
- [46] <http://www.saudevidaonline.com.br/corre4g.htm>. Acesso 13/02/2009.
- [47] <http://www.aguaviva.mus.br/enfermateca/Artigos/FisiologiaDaGravidez.htm>. Acesso 13/02/2009.

- [48] Young R. C., A computer model of uterine contractions based on Action Potential Propagation and Intercellular Calcium Waves. *Obstet Gynecol.* 1997;89:604-8.
- [49] Vauge C., Carbonne B., Papiernik E., Ferré F., A mathematical model of uterine dynamics and its application to human parturition. *Acta Biotheor.* 2000 Jun;48(2):95-105.
- [50] Caldeyro-Barcia R., Alvarez H., New findings on physiology, physiopathology, and pharmacology of the human uterus. *An Fac Med Univ Repub Montev Urug.* 1953 Sep-Oct; 38(9-10):383-400.
- [51] Krapohl A. J., Myers G. G., Caldeyro-Barcia R. Uterine contractions in spontaneous labor. A quantitative study. *Am J Obstet Gynecol.* 1970 Feb 1; 106(3):378-87.
- [52] Bakker P. C. A. M., Van Rijswijk S., van Geijn H. P., Uterine activity monitoring during labor. *J. Perinat. Med.* 2007; 35:468–477. DOI 10.1515/JPM.2007.116.
- [53] Maul H., Maner W. L., Olson G., Saade G. R., Garfield R. E., Non-invasive transabdominal uterine electromyography correlates with the strength of intrauterine pressure and is predictive of labor and delivery. *J Matern Fetal Neonatal Med.* 2004 May; 15(5):297-301.
- [54] Rabotti C., Mischì M., van Laar J., Oei G., Bergmans J., Electrohysterographic analysis of uterine contraction propagation with labor progression: a preliminary study. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* 2007; 2007:4135-8.
- [55] Smith R., Van Helden D., Hirst J., Zakar T., Read M., et al., Pathological interactions with the timing of birth and uterine activation. *Aust N Z J Obstet Gynaecol.* 2007 Dec; 47(6):430-7.

Anexo I – Resumo do artigo Cavaleiro *et al.* 2009

Training undergraduate students with neonatal simulators?

AP Cavaleiro¹, H Guimarães², FL Calheiros³

1.Centro de Simulação Biomédica, Faculdade de Medicina, Universidade do Porto, Portugal

2.Serviço de Neonatologia, Hospital S. João, Faculdade de Medicina, Universidade do Porto, Portugal

3.De Civil, Faculdade de Engenharia, Universidade do Porto, Portugal

Objectivo

Comparar duas formas de aprendizagem (sessão teórica *versus* sessão de simulação) dos passos adequados para ressuscitar um recém-nascido, no 5º ano curricular do Mestrado Integrado em Medicina.

Métodos

Neste estudo consideraram-se cento e oitenta estudantes que frequentaram, em rotatividade, cinco semanas da disciplina de Pediatria. Mas como apareceram à primeira sessão teórica 115 estudantes, só estes foram convidados a participar, dos quais 45 completaram o desenho de estudo preparado.

Depois de uma aula teórica interactiva de 50 minutos, sobre ressuscitação neonatal, os estudantes foram divididos aleatoriamente em dois grupos: o primeiro (n = 21) participou numa sessão de estudo individual vigiada, de 30 minutos, enquanto o segundo grupo (n = 24) frequentou uma sessão de simulação de ressuscitação neonatal de 20-30 minutos, com o uso do simulador Zoe (Gaumard® Inc. USA).

Resultados

Os estudantes responderam a testes de 50 questões de escolha múltipla antes da aula teórica (pré-teste1), antes da sessão de estudo ou de simulação (pré-teste2) e depois desta

sessão (pós-teste). As classificações do pré-teste² e do pós-teste foram similares nos dois grupos ($P = 0.118$ e $P = 0.263$, respectivamente).

Conclusão

O treino baseado na simulação para os estudantes de medicina na aprendizagem dos passos adequados para ressuscitar um recém-nascido não apresenta diferenças significativas na aprendizagem a curto tempo, comparando com o método tradicional.

Anexo II – Funções de matlab desenvolvidas

II.1 Função principal

```
function [E, cont1,cont2,cont3,cont,exp,tt] =  
automato(A,B,linha_ativacao,coluna_ativacao)  
  
% CAIXAS DE I/O  
button = questdlg('Quer indicar uma matriz?','','sim','não','sim')  
if button=='não'  
    button = questdlg('Quer ler a matriz a partir dum ficheiro  
excel?','','sim','não','sim')  
    uiimport  
else  
prompt = {'Nºlinhas da matriz','Nº colunas da matriz', 'Nº iterações'};  
defaultanswer={'','20','500'};  
answer = inputdlg(prompt,'Tamanho da matriz',1,defaultanswer);  
assignin('caller','N',answer{1})  
assignin('caller','M',answer{2})  
assignin('caller','n',answer{3})  
N = evalin('base','N');  
M = evalin('base','M');  
n =evalin('base','n');  
end  
N = str2double(N);  
M = str2double(M);  
n = str2double(n);  
% FIM CAIXA I/O  
  
% INICIALIZAÇÃO DA MATRIZ  
E=zeros(N,M,n);  
exp=zeros(N,M);  
c=round(N/2);d=round(M/2);  
tt=1:n;  
  
% ACTIVAÇÃO  
E(linha_ativacao,coluna_ativacao)=1;  
  
% VECTOR DO ESTADO DO SISTEMA (igual ao número total de células activas  
em cada instante)  
cont=zeros(1,n);  
  
C=A+B;  
contar_activos=0;  
pausa=0;  
k=1;
```

```

cont1=zeros(1,n); % conta as células que estão no estado zero;
contar1=0;
cont2=zeros(1,n); % conta as células que estão no estado um;
contar2=0;
cont3=zeros(1,n); % conta os que estão no estado quatro, cinco e seis;
contar3=0;

```

```

% ACTUALIZAÇÃO

```

```

% TODAS AS ZONAS

```

```

for t=2:n
    for I = 1: N
        for J =1: M
            if E (I,J,t-1) == 0
                E (I,J,t) = 0; %proximo ciclo de activação
                contar1=contar1+1;
            elseif E(I,J,t-1)>0 & E(I,J,t-1) <= C
                E(I,J,t) = E(I,J,t-1) +1;
                if E(I,J,t-1)==1
                    contar2=contar2+1;
                elseif E(I,J,t-1)>1 & E(I,J,t-1) <= A
                    contar_ativos=contar_ativos+1;
                else
                    contar3=contar3+1;
                end
            else
                E (I,J,t)= 0;
            end
        end
    end
end

```

```

cont(t)=contar_ativos+randn(1)*2+10;
contar_ativos=0;
cont1(t)=contar1;
contar1=0;
cont2(t)=contar2;
contar2=0;
cont3(t)=contar3;
contar3=0;

```

```

% ZONA 0

```

```

for I=2:N-1
    for J=2:M-1
        %D = E(I,J) = 1;
        if E (I,J,t-1) == 1
            if E (I-1,J,t)==0
                E(I-1,J,t) = 1;
            end
        end
    end
end

```

```

        if E (I+1,J,t)==0
            E(I+1,J,t) = 1;
        end
        if E (I,J+1,t)==0
            E(I,J+1,t) = 1;
        end
        if E (I,J-1,t)==0
            E(I,J-1,t) = 1;
        end
    end
end
end

```

```

% ZONA 7
for I = 2: N-1
    %F=E(I,1) = 1;
    if E (I,1,t-1) ==1
        if E (I-1,1,t)==0
            E(I-1,1,t) = 1;
        end
        if E (I+1,1,t) == 0
            E(I+1,1,t) = 1;
        end
        if E (I,2,t) == 0
            E(I,2,t) = 1;
        end
        if E (I,M,t) == 0
            E(I,M,t) = 1;
        end
    end
end
end

```

```

% ZONA 8
for I = 2: N-1
    %G=E(I,M)=1;
    if E (I,M,t-1) == 1
        if E (I-1,M,t) ==0
            E(I-1,M,t)=1;
        end
        if E (I+1,M,t) ==0
            E(I+1,M,t)=1;
        end
        if E (I,1,t) ==0
            E(I,1,t)=1;
        end
        if E (I,M-1,t) ==0
            E(I,M-1,t)=1;
        end
    end
end

```

```

        end
    end
    % ZONA 5
    for J = 2:M-1
        if E (1,J,t-1) == 1
            if E (1,J+1,t)==0
                E(1,J+1,t) = 1;
            end
            if E (1,J-1,t)==0
                E(1,J-1,t) = 1;
            end
            if E (2,J,t)==0
                E(2,J,t) = 1;
            end
        end
    end
end

% ZONA 6
for J = 2: M-2
    if E (N,J,t-1) == 1
        if E (N,J+1,t) ==0
            E(N,J+1,t) = 1;
        end
        if E (N,J-1,t) ==0
            E(N,J-1,t) = 1;
        end
    end
end
end

% ZONA 1
if E (1,1,t-1) == 1
    if E (1,2,t) ==0
        E(1,2,t) = 1;
    end
    if E (1,M,t) ==0
        E(1,M,t) = 1;
    end
    if E (2,1,t) ==0
        E(2,1,t) = 1;
    end
end
end

% ZONA 3
if E (N,1,t-1) ==1
    if E (N,2,t) ==0
        E(N,2,t) = 1;
    end
end

```

```

        if E (N,M,t) ==0
            E(N,M,t) = 1;
        end
    end
end
% ZONA 2
    if E (1,M,t-1) == 1
        if E (1,M-1,t)==0
            E(1,M-1,t) = 1;
        end
        if E (1,1,t) ==0
            E(1,1,t) = 1;
        end
        if E (2,M,t) ==0
            E(2,M,t) = 1;
        end
    end
end

% ZONA 4
    if E (N,M,t-1) ==1
        if E (N,M-1,t) ==0
            E(N,M-1,t) = 1;
        end
        if E (N,1,t) ==0
            E(N,1,t) = 1;
        end
    end
end

%Para a reactivação
    if t==2*M*k
        k=k+1;
        a=round(abs((N-M)*randn))+1;
        b=round(abs((N-M)*randn))+1;
        E(a,b,t)=1;
    end
end

exp=E(:, :, 50);
contplot(tt,cont)
tt
cont

```

II.2 Função auxiliar

```
function []= contplot(tt,cont)
l_up = length(cont);
tt=tt./30;
T_INIT=tt(1);
T_END=tt(length(tt));
for h = T_INIT:40:T_END %min
    h_end = h+40-0.01;
    t = h:h_end;
    figure('Units','centimeters','Position',[1 5 30
5])%,'PaperPositionMode','Manual','PaperUnits','centimeters','PaperPosit
ion',[1 5 15 5])
    set(gca,'ColorOrder',[.49 1 .63;0 0 1;0.25 0.25 0.25])
    hold on
    l_t = length(t);
    y = ones(1,l_t);
    for i=0:5:100 % mmHg; Designing the CTG paper horizontal lines
        if mod(i,25)==0 %multiple of 25
            plot(t, y.*i, '-', 'LineWidth', 2)
        else
            plot(t, y.*i, '-', 'LineWidth', 0.5)
        end
    end
    for j=floor(h):ceil(h_end) % min; Designing the CTG paper vertical
lines
        if mod(j,5)==0 %multiple of 5
            plot([j j],[0 100], '-', 'LineWidth',2)
        else
            plot([j j],[0 100], '-', 'LineWidth',0.5)
        end
    end
    plot(tt,cont,'k')
    axis([h h_end 0 100])
    xlabel('t (min)')
    ylabel('Iup(t) (mmHg)')
    hold off
end
```