UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
FFCLRP - DEPARTAMENTO DE FÍSICA
PÓS-GRADUAÇÃO EM FÍSICA APLICADA À MEDICINA E BIOLOGIA

MICHELE NOCCIOLI DE SOUZA

**Estudo da Dinâmica Gástrica e do Trânsito
Esofágico em Imagens Cintilográficas pela Técnica
de *Demons***

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, como parte das exigências para a obtenção do título de Mestre em Ciências, Área: Física aplicada à Medicina e Biologia.

Ribeirão Preto - SP
2013

MICHELE NOCCIOLI DE SOUZA

**Estudo da Dinâmica Gástrica e do Trânsito
Esofágico em Imagens Cintilográficas pela Técnica
de *Demons***

Dissertação apresentada à Faculdade de
Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão
Preto da Universidade de São Paulo, como
parte das exigências para a obtenção do
título de Mestre em Ciências.

Área de Concentração:

Física aplicada à Medicina e Biologia.

Orientador:

Eder Rezende Moraes.

Versão corrigida

Versão original disponível na FFCLRP - USP

Ribeirão Preto - SP

2013

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho, por qualquer meio convencional ou eletrônico, para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte.

FICHA CATALOGRÁFICA

Souza, Michele Noccioli de

Estudo da Dinâmica Gástrica e do Trânsito Esofágico em Imagens Cintilográficas pela Técnica de *Demons* / Michele Noccioli de Souza; orientador Eder Rezende Moraes. Ribeirão Preto - SP, 2013.

125 f.:il.

Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2013.

1. Técnica Aprimorada de *Demons*.
2. Dinâmica Gástrica.
3. Trânsito Esofágico.
4. Imagens Cintilográficas.

Nome: SOUZA, Michele Noccioli de

Título: Estudo da Dinâmica Gástrica e do Trânsito Esofágico em Imagens
Cintilográficas pela Técnica de *Demons*

Dissertação apresentada à Faculdade de Filosofia,
Ciências e Letras de Ribeirão Preto da
Universidade de São Paulo, como parte das
exigências para a obtenção do título de Mestre em
Ciências.

Aprovado em: ____/____/____.

Banca Examinadora

Prof(a). Dr(a). : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

Prof(a). Dr(a). : _____ Instituição: _____

Julgamento: _____ Assinatura: _____

À meus pais Mônica e Alcides, ao meu irmão Glauber e ao meu marido
Phillipe.

AGRADECIMENTOS

- Ao orientador Eder Rezende Moraes, pela confiança depositada, paciência e conhecimento transmitido.
- À CAPES e FAPESP pelo apoio financeiro através de bolsa e auxílios à pesquisa.
- Ao Dr Troncon e à Marie Secaf por me introduzir no setor de Medicina Nuclear e por me ensinar a manusear a gamma câmara e as workstations.
- À Dra Maria Fernanda e Dr Fernando por me cederem as imagens das aquisições dos voluntários selecionados para o trabalho deles.
- Aos amigos da pós Antônio, Thays, Alex, Victor, Marcelo e Gustavo pelo apoio, amizade e paciência.
- À secretária da pós graduação Nilza pela sua eficiência.

“It is no measure of health to be well adjusted to
a profoundly sick society.”

Krishnamurti

RESUMO

SOUZA, M. N. **Estudo da Dinâmica Gástrica e do Trânsito Esofágico em Imagens Cintilográficas pela Técnica de *Demons***. 2013. 125 f. Dissertação (Mestrado - Programa de Pós-graduação em Física aplicada à Medicina e Biologia) - Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2013.

O Objetivo desse trabalho é avaliar a Dinâmica Gástrica e o Trânsito Oro-Esofágico em imagens cintilográficas por meio de uma técnica de fluxo óptico chamada Técnica Aprimorada de Demons.

Essa técnica permite obter a velocidade dos píxels, também chamada Força de Deformação, em imagens sequenciais aos pares por meio de 3 características das imagens: o gradiente, a intensidade dos píxels e a informação ortogonal ao gradiente.

Para alcançar o nosso objetivo, foram utilizadas imagens cintilográficas obtidas no Banco de Imagens do Hospital das Clínicas da USP de Ribeirão Preto. Essas imagens foram adquiridas segundo 2 protocolos: Trânsito Oro-Esofágico e Enchimento Gástrico.

Sob o protocolo de Trânsito Oro-Esofágico, foram selecionadas imagens referentes a 9 voluntários saudáveis. Esses, em um período de jejum mínimo de 8 horas, fizeram 10 deglutições de 5 ml de solução fisiológica sendo as deglutições de número 1, 4, 7 e 10 feitas com a solução fisiológica “marcada” com aproximadamente 26 MBq (cerca de $700\mu Ci$) de 99m Tecnécio ligado a moléculas de fitato e adquiridas, pela gamma câmara, como um conjunto de 240 imagens por deglutição.

As imagens adquiridas no protocolo de Trânsito Oro-Esofágico foram corrigidas e corregistradas. Os campos de velocidade obtidos foram correlacionados com uma técnica capaz de obter os tempos de trânsito do *bolus* nas diferentes porções

do esôfago. Foi obtida uma alta correlação inversa entre as velocidades e o tempo de trânsito ao longo de todo o esôfago, como esperado. A média das velocidades obtidas no esôfago proximal se aproximou consideravelmente da velocidade da onda peristáltica primária descrita na literatura.

Sob o protocolo de Enchimento Gástrico, foram selecionadas imagens referentes a 13 voluntários saudáveis. Os voluntários, em um período de jejum mínimo de 8 horas, ingeriram uma refeição teste líquida “marcada” com aproximadamente 72 MBq (cerca de 2 mCi) de ^{99m}Tc ligado a moléculas de fitato enquanto ocorria a aquisição de um conjunto de 330 imagens pela gamma câmara.

As imagens adquiridas no protocolo de Enchimento Gástrico também foram corrigidas e corregistradas. Os campos de velocidades obtidos foram somados para cada par de imagens adquiridas e foi analisada a frequência dominante do módulos desses campos somados no tempo de aquisição por meio da Transformada Rápida de Fourier (FFT), com filtro Butterworth bidirecional, em janelas de 4 minutos. Foi obtida a média das frequências dominantes por voluntário e, posteriormente, uma média e um desvio padrão para a amostra de voluntários. Foi feito um teste t de student que revelou que a média amostral da frequência dominante do estômago proximal é condizente com a frequência de contração conhecida na literatura para essa região (1 contração por minuto). Ao se estudar a região distal, foi observado também uma predominância de janelas com frequências próximas a conhecida para contrações do estômago distal (3 contrações por minuto) na maioria dos voluntários.

As contrações no estômago também foram analisadas visualmente por meio do divergente do campo de velocidades e do perímetro do estômago nas imagens adquiridas.

Palavras-chave: 1. Técnica Aprimorada de *Demons*. 2. Dinâmica Gástrica. 3. Trânsito Esofágico. 4. Imagens Cintilográficas.

ABSTRACT

SOUZA, M. N. **Study of Gastric Dynamic and esophageal transit in scintigraphic images through *Demons* Technique**. 2013. 125 f. Dissertation (M.Sc. - Postgraduate program in Physics applied to Medicine and Biology) - Faculty of Philosophy, Sciences and Literature, University of São Paulo, Ribeirão Preto - SP, 2013.

The goal of this project is to evaluate the gastric dynamic and the Oro-esophageal transit in scintigraphic images through an optical flow technique called Improved Demons Technique.

This technique provides the velocity of the pixels (also called, Deformation Force - DF) in sequential images by pairs through 3 image features: gradient, intensity of the pixels and orthogonal gradient information.

To achieve our goal, scintigraphic images from Hospital das Clínicas of Ribeirão Preto database were used. These images were acquired through 2 protocols: Oro-Esophageal Transit and Gastric Filling.

At the Oro-Esophageal Transit protocol, images from 9 healthy volunteers were chosen. The volunteers, under a fasting of at least 8 hours, made ten swallows of 5 ml saline. The swallows number 1, 4, 7 and 10 were made with the saline labelled with about 26 MBq (about $700\mu Ci$) ^{99m}Tc -phytate and acquired, by γ -camera, as a set of 240 images per swallowing.

The images acquired under the protocol Oro-Esophageal Transit were corrected and registered. The velocity fields obtained were correlated to a technique capable of obtaining the relative transit times of the *bolus* in each region of the oesophagus. A high inverse correlation was obtained between the velocities and the times of transit in the oesophagus as a whole, as expected. The mean of

the velocities obtained in the proximal oesophagus approached considerably of the velocity of primary peristaltic pump described in literature.

At the Gastric filling protocol, images from 13 healthy volunteers were chosen. The volunteers, under a fasting of at least 8 hours, ingested a liquid meal labeled with about 72 MBq (about 2 mCi) ^{99m}Tc -phytate while a set of 330 images were acquired by γ -camera.

These images were also corrected and registered. The velocity fields were summed for each pair of images acquired and the frequency of the magnitude of this summed field, in the time of acquisition, were analyzed by Fast Fourier Transform, with a bidirectional Butterworth filter, in sliding windows of 4 minutes. A mean of the frequencies per volunteer were obtained and, after, a mean and standard deviation for the sample of volunteers. It was made a t student test that showed that the sample mean of the frequency of the proximal stomach is consistent with the known frequency of the contraction for this region (1 contraction per minute). We also studied the distal region. It was observed a predominance of slider windows with frequencies close to the frequency known for contractions of distal stomach (3 contractions per minute) in most of the volunteers.

The stomach contractions were also analyzed visually through the divergent of the velocity fields and the perimeter of the stomach in the acquired images.

Key-words: 1. Improved *Demons* Technique. 2. Gastric Dynamic. 3. Esophageal Transit. 4. Scintigraphic Images.

LISTA DE FIGURAS

2.1	Anatomia Fisiológica do Estômago. Imagem de [1].	5
2.2	Arranjo de um cristal de NaI(Tl) e um fotomultiplicador. Imagem adaptada de [2].	11
2.3	Princípios Básicos de um Tubo Fotomultiplicador. Imagem adaptada de [2].	11
2.4	Princípios básicos e componentes de uma gamma câmara. Em uma gama câmara completamente digital, as saídas do fotomultiplicador individual são digitalizadas. O circuito de posicionamento e soma, e o analisador de altura de pulso, são substituídos por um software que é executado no computador. Imagem adaptada de [3]	13
2.5	Modelo Deformável com <i>Demons</i> . Imagem adaptada de [4].	15
2.6	Velocidade Instantânea de m para s . Imagem adaptada de [5].	16
2.7	Esquema proposto para o cálculo da DF Aprimorada. Imagem adaptada [6].	19
2.8	Exemplo de Divergente Positivo. Imagem de [7]	21
3.1	Exemplo do Campo de Deformação sobreposto ao esôfago de um único voluntário. Os retângulos em amarelo, azul e magenta são divisões de igual comprimento no esôfago que delimitam, respectivamente, as porções proximal, média e distal do esôfago. No canto inferior direito há um vetor de referência que representa uma velocidade de 7.7 cm/s. Todos os vetores dessa figura e das demais apresentadas nessa dissertação possuem uma magnificação de valor 2. As figuras dessa dissertação não são necessariamente quadradas, o que implica em uma inclinação aparente nos vetores. À direita, barra de cores em unidades arbitrárias.	27

3.2	Exemplo de um Perfil de Contagem para a deglutição número 1 de um único voluntário. A curva total representa o perfil do esôfago como um todo, enquanto que as regiões da curva em amarelo, azul e magenta, correspondem às porções proximal, média e distal do esôfago, respectivamente.	29
3.3	Exemplo de Visualização do Campo de Deformação sobreposto à primeira imagem do par para um único voluntário.	32
3.4	Exemplo de visualização do Divergente do Campo de Deformação em escala de cores para um único voluntário. Cada cor na imagem representa um valor de divergente segundo o mapa de cores ilustrado à esquerda da figura. O traçado em magenta representa as bordas do estômago.	33
3.5	Exemplo de visualização do Rotacional do Campo de Deformação em escala de cores para um único voluntário. Cada cor na imagem representa um valor de rotacional segundo o mapa de cores ilustrado à esquerda da figura. O traçado em magenta representa as bordas do estômago.	34
3.6	Exemplo de Contração visualizada por meio do Campo de Deformação sobreposto ao perímetro do Estômago, para um único voluntário. Imagens Sequentes	35
3.7	Exemplo das ROIs traçadas dentro das porções proximal (em azul) e distal (em marrom), sobreposta ao estômago de um único voluntário.	36
4.1	Gráfico da Velocidade vs Tempo para os 9 voluntários nas regiões Proximal (representado em amarelo), Média (representado em azul) e Distal (representado em magenta)	40

LISTA DE TABELAS

4.1	Tabela Velocidades Resultantes Regionais em cm/s	38
4.2	Tabela Tempos Relativos Regionais	39
4.3	Porcentagem de Janelas com frequências próximas à frequências de 1 cpm para o estômago proximal e de 3 cpm para o estômago distal . .	42
4.4	Médias das Frequências das Janelas para as porções proximal e distal	43

SUMÁRIO

Lista de Figuras	xi
Lista de Tabelas	xiii
1 Introdução	1
1.1 Introdução	1
2 Fundamentos Teóricos	4
2.1 Fisiologia do Esôfago e Estômago	4
2.1.1 Esôfago	4
2.1.2 Estômago	5
2.2 Cintilografia	6
2.2.1 Radiação	6
2.2.2 Radionuclídeos	7
2.2.3 Gamma-Câmara	10
2.2.3.1 Formação da Imagem	12
2.3 Técnica Aprimorada de Demons - IDT	14
2.3.1 Histórico	14
2.4 Campo Vetorial	21
2.4.1 Gradiente	21
2.4.2 Divergente	21
2.4.3 Rotacional	22
3 Materiais e Métodos	23
3.1 Procedimento Experimental	23
3.1.1 Trânsito oro-esofágico	23
3.1.2 Enchimento Gátrico	24

3.2	Análise de Dados	24
3.2.1	Trânsito oro-esofágico	24
3.2.2	Enchimento Gátrico	30
4	Resultados	37
4.1	Trânsito Oro-esofágico	37
4.1.1	Velocidades Resultantes Regionais	37
4.1.2	Tempos de Trânsito Relativos Regionais <i>versus</i> Velocidades Resultantes Regionais	39
4.2	Enchimento Gátrico	41
4.2.1	Visualização do Divergente dos Campos de Deformação	41
4.2.2	Visualização do Rotacional dos Campos de Deformação	41
4.2.3	Visualização do Perímetro do Estômago nas Imagens Adquiridas	41
4.2.4	Obtenção da Frequência dos Módulos do Campos de Deformação Somados	42
5	Discussão	45
6	Conclusão	48
	Referências Bibliográficas	49
	Apêndice A - Códigos-Fonte em MatLab	52
A.1	AjusteParametrosN5	52
A.2	CorrecoesImagensEsofagoComMarca	53
A.3	CorregistroPacientesEsofagoN5	57
A.4	DemonsIDT	60
A.5	movepixels 2d double michele	63
A.6	ImagensdeCampoEsofagoN5	66
A.7	ProfilesEsofago	68
A.8	CorrelacaoMediasEsofago	73
A.9	CorrecoesImagensEnchimentoSemMarca	77
A.10	CorrecoesImagensEnchimentoComMarca	80
A.11	CorregistroPacientesEnchimentoSemRealimentacaoSem JanelasImgSv	85

A.12	ImagensdeCampoAutoSemJanelaN5ImgSv	88
A.13	inverteTxeTycoordenadasij	89
A.14	DivergentesEncAutoParesN5ImgSv	93
A.15	FigurasDivergenteEncAutoParesN5ImgSv	94
A.16	RotacionalEncAutoParesN5ImgSv	95
A.17	FigurasRotacionalEncAutoParesN5ImgSv	97
A.18	CamposPerimetroAutoParesEncN5ImgSv	98
A.19	FigurasPerimetroAutoEncParesN5ImgSv	99
A.20	RoisQuadradasEstomagoN5ImgSv	101
A.21	VariaveisSomadasJanelasdeEspectroParAutoN5ImgSv Qua	102
A.22	GraficosJaneladeEspectroFiltradaEncAutoParesN5Img SvQua	104
A.23	FMax6e10EncAutoParesN5ImgSvFiltradoQua	108

INTRODUÇÃO

1.1 Introdução

A deglutição é uma das atividades reflexas neurais mais complexas. A fase inicial é voluntária quando o alimento é mastigado, misturado com a saliva e é formado um bolo alimentar (*bolus*) que será empurrado para a faringe posterior pela língua. Receptores na faringe posterior são ativados para iniciar a fase involuntária da deglutição, que envolve contrações cuidadosamente sequenciadas de numerosos músculos da cabeça e do pescoço. O *bolus* é rapidamente empurrado em direção ao esôfago pelos músculos constritores da faringe. Em concorrência, há a ativação dos músculos que levantam o palato e fecham e elevam a laringe para evitar que o *bolus* se dirija para a nasofaringe e laringe, respectivamente. O esfíncter superior se abre quase que imediatamente pela ativação da deglutição reflexa, permitindo que o *bolus* passe. Ele rapidamente se fecha para evitar a passagem retrograda do *bolus*. Um vez que essa fase orofaríngea propeliu o *bolus* até o esôfago, a fase de deglutição esofágica começa. Ela envolve 2 fenômenos principais, conhecidos como contração sequencial do músculo circular do corpo esofágico, que resulta em uma onda peristáltica que empurra o alimento em direção ao estômago, e relaxamento e abertura do esfíncter inferior [8].

A ingestão alimentar desencadeia distintos padrões de atividade motora nas porções proximal e distal do estômago. A porção proximal, constituída pelo fundo gástrico, relaxa-se de modo a permitir que o estômago receba o volume ingerido, sem aumento substancial da pressão intragástrica, em um fenômeno reflexo que se

denomina acomodação gástrica da refeição [9] [10]. Por sua vez, a porção mais distal do estômago, o antro gástrico, passa a ser percorrido por contrações peristálticas periódicas, que são essenciais para a diminuição do tamanho das partículas ingeridas e, oportunamente, pela transferência do conteúdo intragástrico para o duodeno [9]. Esta transferência, que configura o esvaziamento gástrico, por sua vez é determinada não só pela motilidade gástrica, mas também, pelo estado de abertura do piloro e pelo padrão vigente de contratilidade do duodeno [9] [10].

O relaxamento da musculatura lisa do estômago proximal que caracteriza a acomodação gástrica parece coexistir com uma atividade fásica lenta, de cerca de uma oscilação por minuto, que tem sido mais bem demonstrada quando se aplicam métodos específicos de análise da frequência de sinais, como a Fast Fourier Transform (FFT), em dados obtidos por meio do barostato gástrico [11], da ressonância nuclear magnética [12] e do emprego combinado da bisusceptometria e da cintilografia [13].

A cintilografia oferece vantagens em relação a outros métodos clínicos padrões na investigação de transtornos de motilidade gástrica por ser segura, não-invasiva, muito bem aceita pelos pacientes, fácil de realizar, prontamente disponível em um laboratório de medicina nuclear, de baixo custo e por administrar uma baixa dose de radiação aos pacientes [14]. Além disso, ela tem a possibilidade de realizar estudos em condições fisiológicas, empregando refeições naturais, minimizando, assim, a influência indesejável de variáveis ligadas a técnica sobre as funções de estudo. As técnicas cintilográficas têm sido empregadas tanto para o estudo da acomodação gástrica [15] [16] como na contratilidade antral [17] [18] e fornece dados quantitativos nas funções de esvaziamento esofágico e hipofaríngeal [14].

Visto o interesse em avaliar o trânsito do bolo alimentar no esôfago e estômago, bem como sua distribuição e levando em consideração as vantagens da cintilografia em detrimento de outras técnicas, a técnica de fluxo óptico [19] [20] apresenta-se como um método capaz de contribuir no estudo da dinâmica gástrica e esofágica à partir de imagens cintilográficas.

O fluxo óptico é uma técnica que utiliza um campo vetorial de velocidade óptica para quantificar o movimento aparente de objetos independentes em imagens sequenciais. Uma maneira de se obter esse campo vetorial é fazer o corregristo entre imagens sequenciais. O corregristo de imagens se define como um conjunto de

processos necessários para unir imagens em um alinhamento espacial [21].

O objetivo desse trabalho é entender os mecanismos da dinâmica gástrica e do trânsito esofágico por meio de um fluxo óptico criado a partir do corregristo de imagens cintilográficas dinâmicas feito pela Técnica de *Demons* Aprimorada (Improved *Demons* Technique - IDT) [6].

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Fisiologia do Esôfago e Estômago

2.1.1 Esôfago

A principal função do esôfago é conduzir o alimento até o estômago e seus movimentos estão especificamente organizados para tal. Em condições normais, o esôfago possui dois tipos de movimentos: o *peristaltismo primário* e o *peristaltismo secundário*. O peristaltismo primário é a continuação da onda peristáltica iniciada na faringe. A propagação dessa onda demora de 8 a 10 segundos para percorrer todo o esôfago. Entretanto, o alimento deglutido por uma pessoa na posição ereta é geralmente transferido para a porção inferior do esôfago com muito mais rapidez do que a própria onda peristáltica (cerca de 5 a 8 segundos) graças ao efeito adicional da gravidade. Se a onda peristáltica primária for insuficiente para movimentar todo o alimento que penetrou no esôfago em direção ao estômago, surgem ondas *peristálticas secundárias*, que resultam da distensão do esôfago pelo alimento retido [1].

Na porção inferior do esôfago estendendo-se cerca de 2 a 5 cm acima de sua junção com o estômago, a musculatura circular esofágica é ligeiramente espessada e funciona como *esfíncter esofágico inferior* ou *esfíncter gastroesofágico*. Ele permanece normalmente em contração tônica, ao contrário das porções superior e média do esôfago, que normalmente permanecem no estado de relaxamento completo. Quando uma onda peristáltica de deglutição se propaga pelo esôfago, um “relaxamento receptivo” alivia a tensão do esfíncter esofágico inferior à frente

da onda peristáltica, permitindo a fácil propulsão do alimento deglutido para o estômago [1].

Um mecanismo do tipo valvular na porção do esôfago situada abaixo do diafragma impede o refluxo do alimento de volta para o esôfago. O aumento da pressão intra-abdominal comprime o esôfago nessa região, ao mesmo tempo que eleva a pressão intragástrica. Por conseguinte, esse fechamento do tipo valvular da porção inferior do esôfago impede que a elevada pressão abdominal force o conteúdo gástrico em direção ao esôfago [1].

2.1.2 Estômago

O estômago possui três funções motoras: Armazento de grandes quantidades de alimento até que possam ser acomodadas no duodeno, mistura do alimento com as secreções gástricas até ser formado uma mistura semi-líquida chamada *quimo* e esvaziamento lento do alimento para o intestino delgado, com velocidade adequada para a digestão e a absorção eficientes pelo intestino delgado [1].

A figura 2.1 ilustra a anatomia do estômago. O estômago pode ser dividido em 2 partes: o corpo e o antro. O fundo é considerado por alguns anatomistas como uma parte distinta do corpo, porém, em termos fisiológicos, ele funciona como parte do corpo do estômago [1].

Figura 2.1: Anatomia Fisiológica do Estômago. Imagem de [1].

O alimento penetra no estômago formando círculos concêntricos no corpo e

no fundo, de forma que o alimento recém-introduzido situa-se próximo à abertura esofágica, enquanto que o alimento que está a mais tempo no estômago situa-se mais próximo a parede gástrica. Quando o alimento penetra no estômago, em condições normais, esse se relaxa podendo distender-se até atingir o limite de cerca de 1,5 litros [1].

Os sucos digestivos do estômago são secretados pelas *glândulas gástricas*, que recobrem quase toda a parede do corpo do estômago, com excessão de uma faixa na curvatura menor do estômago. Essas secreções entram em contato com o alimento próximo a mucosa do estômago. Para auxiliar na mistura do alimento com os sucos digestivos, quando o estômago está cheio, ondas peristálticas fracas (conhecidas como ondas de mistura) se movem em direção ao antro ao longo da parede do estômago com uma frequência de 3 contrações por minuto [1].

A medida que o estômago começa a se esvaziar, as ondas peristálticas se tornam mais fortes e algumas ficam tão fortes que formam poderosos anéis chamados *anéis peristálticos de constrição* que, iniciam-se na incisura angular, propagando-se por todo o antro forçando o conteúdo antral na direção do piloro (abertura distal do estômago). A cada vez que uma onda peristáltica passa pelo antro em direção ao piloro, ela penetra profundamente nos conteúdos do antro, porém a abertura do piloro é tão pequena que permite que apenas alguns mililitros do conteúdo antral sejam expelidos para o duodeno a cada onda peristáltica. Além disso, à medida que cada uma dessas ondas peristálticas se aproximam do piloro, ele se contrai dificultando ainda mais o esvaziamento. Dessa forma, a maior parte do conteúdo gástrico é espirrada para trás através do anel peristáltico, esse efeito é conhecido como *retropulsão*. Assim, o movimento do anel peristáltico constritivo combinado com a retropropulsão formam um poderoso mecanismo de mistura do conteúdo do estômago [1].

2.2 Cintilografia

2.2.1 Radiação

Podemos entender o termo radiação como “energia em trânsito”. Em medicina nuclear, estamos interessados principalmente em 2 tipos de radiação:

1. Radiação Particular, consistindo de partículas atômicas e sub-atômicas (elétrons, prótons, etc) que carregam energia na forma de energia cinética de massa em movimento, e
2. Radiação eletromagnética, na qual a energia é carregada por oscilações elétricas e campos magnéticos viajando através do espaço na velocidade da luz.

2.2.2 Radionuclídeos

Um átomo é a menor unidade na qual um elemento químico pode ser quebrado sem perder sua identidade química. Ele é composto por uma eletrosfera e um núcleo.

O núcleo é composto por prótons e nêutrons, também chamadas de núcleons. Ele é caracterizado pelo número de prótons e neutrons que contém. O número de prótons determina o número atômico do átomo, Z . O número total de núcleons é o número de massa do núcleo, A . A diferença, $A-Z$, é o número de nêutrons. Um átomo pode ser representado pela seguinte notação: A_ZX_N , onde X representa o elemento químico do qual o átomo pertence.

Espécies nucleares podem ser agrupadas em famílias contendo certas características em comum. Um nuclídeo é caracterizado por uma composição nuclear exata, incluindo o número de massa A , o número atômico Z , e o arranjo dos núcleons dentro do núcleo.

Os nuclídeos podem ser classificados como isótopos (possuem o mesmo número atômico, Z), isóbaros (possuem o mesmo número de massa, A), isótonos (possuem o mesmo número de nêutrons, N) e isômeros. Os nuclídeos isoméricos, tem o mesmo número de massa (A), o mesmo número de nêutrons (N), mas seus núcleons possuem arranjos energéticos diferentes.

Os núcleons possuem vários tipos de arranjos. O mais estável é chamando estado fundamental e existem 2 tipos de arranjos instáveis, chamados estados excitados:

1. Estados Excitados de vida curta: São arranjos que são tão instáveis que eles têm apenas uma existência transiente antes de se transformarem em um outro estado. São representados por um asterisco na notação nuclear ${}^AX^*$.

2. Estados Metaestáveis: Também são instáveis, mas eles tem tempos de vida relativamente longos antes de se transformarem em outro estado. Eles também são chamados de estados isoméricos. Estados metaestáveis são identificados pela letra m (A_mX ou X-Am)

Transições nucleares entre diferentes arranjos de núcleons envolvem liberação ou absorção de quantidades discretas de energia. As transições de um estado de energia baixo para um mais alto envolvem a absorção de algum tipo de energia, enquanto que as transições de um estado mais alto para um mais baixo envolvem a liberação de energia por meio de partículas emitidas ou fótons.

Os fótons de origem nuclear são chamados de raios γ (raios gama). A diferença de energia entre os estados envolvidos na transição determina a energia do raio γ .

Uma transição nuclear espontânea em que um núcleo instável se transforma em outro de menor energia pela emissão de partículas ou fótons e emissão de energia é chamado de decaimento radioativo. Chamaremos de núcleo pai, o núcleo instável e de núcleo filho o núcleo de energia mais baixa derivado do núcleo pai.

Cada nuclídeo radioativo possui um conjunto de propriedades características. Entre elas se inclui o modo de decaimento radioativo e tipo de emissões, a energia de transição, e o tempo de vida média do nuclídeo antes que ele entre em um decaimento radioativo. Já que essas propriedades são características do nuclídeo, é comum se referir a espécies radioativas como *radionuclídeos*.

Existem diversos tipos de decaimento radioativo resultando em diferentes formas de liberação de energia. Em alguns casos o decaimento resulta em um núcleo filho no estado excitado ou metaestável. Quando isso acontece, o núcleo filho decai para um arranjo nuclear mais estável pela emissão de um raio γ .

Radionuclídeos metaestáveis são de grande importância para a medicina nuclear graças a seus tempos de vida relativamente longos, o que permite separá-los do seu núcleo pai e então obter uma fonte relativamente “pura” de raios γ .

Consideremos uma amostra contendo N átomos radioativos de um determinado radionuclídeo no instante t. Se admitirmos que existe uma probabilidade λdt de ocorrer uma transmutação em um dado átomo no intervalo

dt, a quantidade dN de átomos que se transforma naquele intervalo pode ser escrita

$$dN(t) = -\lambda N dt. \quad (2.1)$$

Na qual λ é chamado constante de decaimento (ou de desintegração) daquele isótopo. A taxa com a qual uma amostra de uma substância se desintegra é medida pela atividade (A) dessa amostra, que é dada por:

$$A(t) = \frac{dN}{dt} = -\lambda N \quad (2.2)$$

As dimensões da Atividade podem ser dadas por decaimento por segundo (dps) ou decaimento por minuto (dpm) e ela é essencialmente uma medida de “quão radioativa” a amostra é. Sua unidade básica é o curie (Ci). 1 Ci corresponde a 3.7×10^{10} dps.

O número N de átomos em um instante qualquer t pode ser obtido por meio da integração de 2.1:

$$N(t) = N_0 e^{-\lambda t} \quad (2.3)$$

onde N_0 é o número de átomos no instante zero. Usando 2.3, podemos calcular a meia-vida de uma amostra radioativa, definida como o tempo necessário para que metade dos átomos da amostra se desintegram, isto é, $N(t_{1/2}) = N_0/2$. Obtemos:

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (2.4)$$

O Tecnécio-99m é atualmente o radionuclídeo mais popular para estudos que utilizam imagens em medicina nuclear. Ele emite raios γ com energia de 140 keV que são facilmente detectados por uma gamma câmara, tem uma meia vida razoável (6,03 horas), libera uma dose de radiação relativamente baixa por raio γ emitido e pode ser usado para “marcar” uma grande variedade de agentes de imageamento.

Em Gastroenterologia é comum utilizar o Tecnécio-99m ligado a moléculas de fitato para evitar a absorção do radionuclídeo na mucosa do Trato Gastrointestinal e consequente envio desse material para a corrente sanguínea.

2.2.3 Gamma-Câmara

Os principais componentes de uma gamma-câmara são: um cristal de cintilação de NaI(Tl) de área grande, um colimador de imageamento e um conjunto de Tubos Fotomultiplicadores.

1. Cintiladores

Quando a radiação proveniente de radionuclídeos interage com a matéria pode ocorrer ionizações ou excitações de átomos e moléculas. Esses produtos ionizados ou excitados sofrem recombinação ou desexcitação, respectivamente, liberando energia. Uma porção dessa energia é liberada, em alguns materiais, na forma de luz visível. Esses materiais são chamados cintiladores. Eles podem ser utilizados para a confecção de detectores de radiação chamados detectores de cintilação.

O cintilador mais utilizado para detectores em medicina nuclear é o NaI(Tl) (Iodeto de sódio ativado por Tálcio). Ele é um cintilador inorgânico que cintila devido a características da sua estrutura cristalina. O NaI no seu estado puro cintila apenas em temperaturas próximas a do nitrogênio líquido, por isso, para usá-lo em temperatura ambiente, é necessário adicionar átomos de Tálcio como impureza, afim de causar desequilíbrios na sua estrutura cristalina normal que se tornarão centros ativadores de cintilação.

Uma característica comum a todos os cintiladores é o fato de a quantidade de luz produzida por um único raio γ ser muito pequena. Para se mensurar as cintilações, são utilizados detectores eletrônicos de luz ultrasensível chamado tubos fotomultiplicadores (TFM).

2. Colimador de Imageamento

Um colimador de imageamento é usado para definir uma direção para os raios γ detectados. Ele consiste em uma placa de chumbo contendo um grande número de cavidades. Por meio do controle de quais raios γ são aceitos, o colimador forma uma imagem projetada da distribuição de raios γ na superfície do cristal de NaI(Tl).

Figura 2.2: Arranjo de um cristal de $\text{NaI}(\text{Tl})$ e um fotomultiplicador. Imagem adaptada de [2].

3. Tubos Fotomultiplicadores

Tubos Fotomultiplicadores são tubos eletrônicos que produzem um pulso de corrente elétrica quando estimulados por um sinal luminoso muito fraco. Seus princípios básicos são ilustrados na Figura 2.3:

Figura 2.3: Princípios Básicos de um Tubo Fotomultiplicador. Imagem adaptada de [2].

A superfície frontal interior do vidro da janela de entrada é revestida com uma substância fotoemissiva (substância que ejeta elétrons quando colidida por fótons de luz visível). A superfície fotoemissiva é chamada fotocátodo e os elétrons ejetados dela são chamados fotoelétrons. A eficiência de conversão de luz visível para elétrons é tipicamente de 1 a 3 fotoelétrons por cada 10 fótons de luz visível colididos no fotocátodo.

A uma pequena distância do fotocátodo há uma placa de metal positivamente carregada em relação a ele chamado dinodo que atrai os elétrons ejetados. Uma grade de focalização direciona os fotoelétrons para o dinodo. Um fotoelétron de alta velocidade colidindo na superfície de um dinodo ejeta vários elétrons secundários dele.

Elétrons secundários ejetados do primeiro dinodo são atraídos para um segundo dinodo que possui um potencial mais alto que o primeiro, e o processo de multiplicação de elétrons é repetido. Isso ocorre através de muitos estágios de dinodos adicionais, até finalmente uma chuva de elétrons ser coletada no anodo. Fatores de multiplicação típicos para o elétron são de $\times 3$ até $\times 6$ por dinodo. O fator de multiplicação total de elétrons é muito grande (de até 6×10^7 para um tubo de dez estágios com um fator de multiplicação média de 6 para cada dinodo). Com isso um pulso de elétrons relativamente grande é produzido quando o tubo é estimulado por um sinal relativamente baixo.

Em uma gamma-câmara, o cristal de NaI(Tl), está ligado a um conjunto de Tubos fotomultiplicadores. Sinais originados dos tubos fotomultiplicadores são alimentados por circuitos lógicos de posição eletrônicos ou digitais que determinam a localização de cada evento de cintilação, enquanto ele ocorre, usando uma média com pesos dos sinais dos tubos fotomultiplicadores.

2.2.3.1 Formação da Imagem

A figura 2.4 ilustra os princípios básicos da formação da imagem com a gamma-câmara.

Eventos de cintilação individuais são analisados por circuitos analisadores de altura de pulso. Quanto um evento cai dentro de uma janela de energia selecionada,

Figura 2.4: *Princípios básicos e componentes de uma gamma câmara. Em uma gama câmara completamente digital, as saídas do fotomultiplicador individual são digitalizadas. O circuito de posicionamento e soma, e o analisador de altura de pulso, são substituídos por um software que é executado no computador. Imagem adaptada de [3]*

a transferência das posições X e Y dos sinais para o computador é permitida. Os valores de X e Y são armazenados em uma matriz de elementos de imagem chamados pixels e uma imagem é formada por meio de um histograma do número de eventos em cada posição X, Y possível. Um grande número de eventos são necessários para formar uma imagem interpretável pois cada pixel deve ter um número suficiente de contagens para obter uma relação sinal-ruído aceitável. As imagens obtidas podem ser formadas por matrizes de 64×64 ou 128×128 pixels e são exibidas em um monitor de computador, onde seu brilho e contraste pode ser manipulado e diferentes tabelas de cores podem ser empregadas. A gamma câmara pode ser usada para estudos de imageamento estático, na qual uma imagem de uma distribuição

fixa de um radionuclídeo pode ser adquirida por um tempo estendido (e.g. minutos) ou para estudos de imageamento dinâmico, na qual mudanças na distribuição do radionuclídeo podem ser observadas, tão rapidamente quanto várias imagens por segundo o que permite a obtenção de informações fisiológicas.

2.3 Técnica Aprimorada de Demons - IDT

2.3.1 Histórico

Thirion [4] introduziu o conceito de *Demons* como um modelo de difusão baseado nos demônios de Maxwell para quantificar o movimento e/ou deformação de partes em imagens sequenciais. Essas partes também podem ser denominadas objetos O.

O conceito de Demônios de Maxwell surgiu no século 19 para explicar o seguinte paradoxo da termodinâmica: Consideremos um gás composto pela mistura de dois tipos de partículas (a e b) em um recipiente dividido por uma membrana semipermeável. Após um período de tempo de observação, um lado da membrana (lado A) irá conter apenas partículas do tipo a e o outro lado (lado B) irá conter apenas partículas do tipo b, o que corresponde a uma diminuição na entropia, pois o sistema evolui para um estado mais organizado, o que fere o Segundo Princípio da Termodinâmica. Para resolver esse paradoxo, Maxwell assumiu que essa membrana semipermeável contém um conjunto de entes, denominados demônios, que seriam capazes de distinguir entre os dois tipos de partículas e permitir que partículas do tipo a se desloquem para o lado A e partículas do tipo b se desloquem para o lado B, mas não no sentido contrário. Essa capacidade de reconhecer as partículas, que foi atribuída aos demônios, aumenta a entropia do sistema, respeitando o segundo princípio da Termodinâmica.

O conceito dos *Demons* foi aplicado em imagens sequenciais considerando uma imagem modelo (M) e uma imagem cena (S). Para alinhar a imagem M à imagem S, Thirion [4] considerou que o contorno do objeto S, é uma membrana sobre a qual os *demons* se posicionam. Foi também assumido que é possível determinar localmente, para cada ponto no contorno de S, um vetor perpendicular a esse contorno orientado de dentro para fora do objeto. Esse vetor perpendicular pode

ser o gradiente da imagem S , pois, para o caso de imagens médicas, um iso-contorno geralmente é o suficiente para definir uma borda e o gradiente define a normal dessa borda. M contém uma versão deformada de $T^{-1}(O)$, do objeto O , onde T é a transformação a ser recuperada a partir de M para S . A cada ponto P de M é associado uma partícula que pode ser classificada como partícula ‘dentro’ ou ‘fora’. A definição, de Thirion [5], para um demon está transcrita abaixo.

Um demon é um agente provocador situado em um ponto P do contorno de um objeto O . Ele atua localmente para empurrar o modelo M para dentro de O se o ponto correspondente de M é classificado ‘dentro’, e para fora de O se ele é classificado ‘fora’ [5].

Figura 2.5: Modelo Deformável com Demons. Imagem adaptada de [4].

Para o cálculo da deformação T , Thirion [4] utilizou a equação do Fluxo Óptico Instantâneo considerando que a intensidade total dos pontos em movimento é conservada $i(x(t), y(t), z(t), t) = cte$. Derivando essa equação, temos:

$$\frac{\partial i}{\partial x} \frac{\partial x}{\partial t} + \frac{\partial i}{\partial y} \frac{\partial y}{\partial t} + \frac{\partial i}{\partial z} \frac{\partial z}{\partial t} = -\frac{\partial i}{\partial t}, \quad (2.5)$$

Em um dado ponto P , seja s a função de intensidade em S e m , a intensidade em M . Ao se comparar s e m , busca-se o deslocamento que torna m mais próximo de s , então podemos considerar que s e m são separados por uma unidade de tempo: $\frac{\partial i}{\partial t} = s - m$ e $\vec{v} = \left(\frac{\partial x}{\partial t}, \frac{\partial y}{\partial t}, \frac{\partial z}{\partial t} \right)$ é a velocidade instantânea de m para s , com isso, temos:

$$\vec{v} \cdot \vec{\nabla} s = m - s \quad (2.6)$$

A equação 2.6 não é suficiente para calcular $\vec{v}$ localmente, o que pode ser feito da seguinte maneira: Uma aproximação de primeira ordem da superfície de intensidade s da imagem em P é um hiperplano que passa através de $(P, s(P))$ com normal $(-\vec{\nabla}s(P), 1)$, Figura 2.6. A equação 2.6 revela que o ponto final de $\vec{v}$ deve ser na intersecção desse hiperplano com o hiperplano horizontal que passa através de $(P, m(P))$. Se manipularmos algebricamente a equação 2.6, obteremos a equação 2.7, cujas implicações gráficas podem ser visualizadas por meio da Figura 2.6.

$$\vec{v} = \frac{(m - s)\vec{\nabla}s}{\vec{\nabla}s^2} \quad (2.7)$$

Figura 2.6: Velocidade Instantânea de m para s . Imagem adaptada de [5].

Essa é a translação (espacial) mais curta que coloca o ponto $m(P)$ dentro do hiperplano $(P, s(P))$ com normal $(-\vec{\nabla}s(P), 1)$, ou seja, a imagem m em concordância localmente com a imagem s .

A equação 2.7 é instável quando a norma do gradiente é pequena. Nesse caso, uma pequena variação da intensidade pode repelir o ponto final de $\vec{v}$ para o infinito em alguma direção, o que é indesejável. Idealmente as velocidades devem ser dadas pela equação 2.7 quando o gradiente é alto, e deve ser próximo de zero, quando o gradiente é baixo. Isso pode ser alcançado pela multiplicação dessa equação por $(\vec{\nabla}s^2/(\vec{\nabla}s^2 + k^2))$ onde k é uma constante dependente do contraste da imagem. Thirion [4], entretanto, escolheu usar $m - s$ ao invés de k para evitar os efeitos de um novo parâmetro nos experimentos.

Com isso, a velocidade $\vec{v}$ é dada por:

$$\vec{v} = \frac{(m - s)\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + (m - s)^2} \quad (2.8)$$

A velocidade $\vec{v}$ (equação 2.8) é comparável à aplicação de uma força elementar $\vec{f}$ durante um passo de iteração cuja direção é a mesma de $\vec{\nabla}s$ e cuja orientação é de acordo com $-\vec{\nabla}s$ de $m < s$ e de acordo com $+\vec{\nabla}s$ se $m > s$. Em outras palavras, a força f empurra o ponto P de M para o exterior (isto é, no sentido de $\vec{\nabla}s$) quando P é classificado ‘fora’ ($m > s$), e para o interior (isto é, no sentido de $-\vec{\nabla}s$), quando P é classificado ‘dentro’ ($m < s$), que é exatamente a definição de um *demon*.

Wang [22] percebeu por meio da equação 2.8 que a informação do gradiente que leva a deformação é ineficientemente tirada apenas da imagem cena S . Assumindo que a difusão é bidirecional, os demons em um ponto no espaço da imagem irão produzir não apenas uma força que permite um objeto deformável M difundir em um objeto cena S , mas também produz uma força que permite que o objeto cena se difunda em um objeto M .

Ele chamou $\vec{f}$ de força passiva $\vec{f}_s$ e adicionou uma nova força ao algoritmo de *demons* (força ‘ativa’ $\vec{f}_m$). Essa nova força foi baseada na terceira Lei de Newton cuja formulação é que forças aplicadas em uma imagem refletem forças opostas na outra imagem [23]. Entretanto, como a intenção é deformar uma das imagens (a imagem M), a nova força foi aplicada apenas nessa imagem.

Uma nova equação 2.9, similar a equação 2.8, foi usada para definir $\vec{f}_m$ baseada na informação do gradiente da imagem M :

$$\vec{f}_m = -\frac{(m - s)\vec{\nabla}m}{|\vec{\nabla}m|^2 + (s - m)^2} \quad (2.9)$$

onde o ‘-’ indica uma força oposta. Combinando a força $\vec{f}$ (2.8), agora denominada força ‘passiva’ $\vec{f}_s$, com a força ‘ativa’ $\vec{f}_m$ (2.9), a força total no ponto P pode ser calculada como:

$$\vec{f}_{sg} = \vec{f}_s + \vec{f}_m = (m - s) \times \left(\frac{\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + (s - m)^2} + \frac{\vec{\nabla}m}{|\vec{\nabla}m|^2 + (s - m)^2} \right) \quad (2.10)$$

O termo força ‘ativa’ foi utilizado para enfatizar que foi utilizada a informação do gradiente da imagem M , o que é mais apropriado porque a equação é resolvida iterativamente e a imagem M é deformada e varia durante o processo. Conforme demonstrado por [22], graças a essa nova força de deformação, o algoritmo converge mais rapidamente e requer um menor número de iterações. Cachier [24] propôs um fator de normalização α que permite que a energia da força seja ajustada adaptavelmente em cada iteração. Adicionando esse fator, a equação 2.10 se torna:

$$\vec{f}_{sg} = (m - s) \times \left(\frac{\vec{\nabla}s}{|\vec{\nabla}s|^2 + \alpha^2(s - m)^2} + \frac{\vec{\nabla}m}{|\vec{\nabla}m|^2 + \alpha^2(s - m)^2} \right) \quad (2.11)$$

Cheng Lu e Mrinal Mandal [6] perceberam que nas técnicas de Thirion (*Demons* Technique - DT) [5] e Wang (Symmetric Demons Technique - SDT) [22], a direção da Força de Deformação (do inglês, deformation force - DF) é decidida apenas por meio da informação do gradiente de intensidade (do inglês, gradient information - GI) o que indica que apenas a informação projetada na direção do gradiente é determinada, e a informação ortogonal ao gradiente da intensidade (do inglês, orthogonal gradient information - OGI) é perdida.

Eles consideram que a inclusão do OGI no cálculo da DF irá melhorar a qualidade do corregristo da imagem e nomearam essa técnica de Técnica de *Demons* Aprimorada - Improved *Demons* Technique (IDT). Isso é feito por meio de três passos Figura 2.7:

Figura 2.7: Esquema proposto para o cálculo da DF Aprimorada. Imagem adaptada [6].

1. Cálculo da GI simétrica usando a equação 2.11.
2. Cálculo da OGI simétrica. É usado o vetor unitário $O(x)$ para representar a direção do OGI como ilustrado abaixo pela equação

$$O(x) = \frac{(\nabla I(x))^{\perp}}{\sqrt{|\nabla I(x)|^2 + \epsilon^2}} = \frac{\left(-\frac{\partial I(x)}{\partial y}, \frac{\partial I(x)}{\partial x}\right)}{\sqrt{|\nabla I(x)|^2 + \epsilon^2}} \quad (2.12)$$

Onde o denominador é a norma do gradiente, I representa a imagem M ou S que será utilizada na equação e ϵ é usado, assim como α , para manter o resultado da equação dentro de valores finitos. Lu e Mandal usaram a curvatura (2.13) como magnitude da OGI, pois assumiram que ela é uma característica confiável em pares de imagens que fornece informação local correspondente, e características de borda (características de curvatura elevada) que irão ajudar na correspondência exata de pontos correspondentes. A curvatura média discreta 2D é definida pela equação 2.13.

$$k(x) = \text{div} \left(\frac{\nabla I(x)}{\sqrt{\|\nabla I(x)\|^2 + \epsilon^2}} \right) \quad (2.13)$$

Para melhorar a velocidade de convergência, o OGI foi calculado de uma forma simétrica 2.14.

$$f_{so}(x) = [k_s(x) - k_m(x)]O_s(x) - [k_m(x) - k_s(x)]O_m(x) \quad (2.14)$$

Onde $O_s(x)$ e $O_m(x)$ são vetores unitários de gradiente ortogonal de S e M ; $k_s(x)$ e $k_m(x)$ são as curvaturas de S e M , respectivamente.

3. Combinação da GI simétrica $f_{sg}(x)$ e OGI simétrica $f_{so}(x)$. A DF proposta será calculada na n-ésima iteração como segue:

$$f_{sgo}(x_n) = f_{sg}(x_n) + f_{so}(x_n) \quad (2.15)$$

De forma geral, a técnica proposta por Lu e Mandal [6] possui quatro etapas:

1. Cálculo da DF usando a equação 2.15
2. Atualização de M e estimativa global de DF $f_a(x_n)$. Depois que a DF é calculada, a imagem modelo M é deformada como segue:

$$M(x_n) = M(x_{n-1} + G_\alpha * f_s(x_n)) \quad (2.16)$$

Onde G_α é o filtro de suavização Gaussiana. Esse filtro é utilizado para a obtenção de um campo de DF regular. A DF global estimada $f_a(.)$ é inicializada como 0, e é então atualizada em cada iteração como segue:

$$f_a(x_n) = f_a(x_{n-1}) + G_\alpha * f_s(x_n) \quad (2.17)$$

3. A medida do erro é feito pelo Quadrado Médio da Diferença (Mean square of difference - MSD), que é definida como segue:

$$MSD(S(x_0), M(x_n)) = \frac{1}{N} \sum_{x=x,y} [S(x_0) - M(x_n)]^2 \quad (2.18)$$

Onde N corresponde ao número total de pixels das imagens utilizadas.

4. Em cada iteração, é determinado se o MSD atingiu um valor mínimo. Se ele foi atingido, então $M(x_n)$ será a imagem corrigida final, e $f_a(x_n)$ será a DF final estimada. Caso contrário, os passos de 1 a 4 serão repetidos com $M(x_n)$ e $S(x_0)$.

2.4 Campo Vetorial

Dá-se o nome de campo vetorial a uma região definida por uma grandeza variável com a posição no espaço que é definida por uma intensidade e uma direção ponto a ponto. Três grandezas definem importantes características de um campo vetorial: o gradiente, o divergente e o rotacional.

2.4.1 Gradiente

Considere uma grandeza, função de 3 variáveis, $T(x, y, z)$. O gradiente de T é dado pela equação 2.19

$$\nabla T = \frac{\partial T}{\partial x} \hat{x} + \frac{\partial T}{\partial y} \hat{y} + \frac{\partial T}{\partial z} \hat{z} \quad (2.19)$$

O gradiente ∇T aponta para a direção de máximo aumento da função T e sua magnitude dá a inclinação (taxa de aumento) ao longo dessa direção máxima.

2.4.2 Divergente

O Divergente de uma função $T(x, y, z)$ é dada pela equação 2.20

$$\nabla T = \frac{\partial T_x}{\partial x} + \frac{\partial T_y}{\partial y} + \frac{\partial T_z}{\partial z} \quad (2.20)$$

O divergente de um campo vetorial em um determinado ponto é a medida do quanto os vetores desse campo vetorial divergem desse ponto. Por exemplo, na figura 2.8, temos um alto divergente positivo (se os vetores estivesse apontando para dentro, seria um alto divergente negativo).

Figura 2.8: Exemplo de Divergente Positivo. Imagem de [7]

2.4.3 Rotacional

O Rotacional de uma função $T(x, y, z)$ é dada pela equação 2.21

$$\nabla \times T = \begin{vmatrix} \hat{x} & \hat{y} & \hat{z} \\ \frac{\partial}{\partial x} & \frac{\partial}{\partial y} & \frac{\partial}{\partial z} \\ T_x & T_y & T_z \end{vmatrix} \quad (2.21)$$

O rotacional de um campo vetorial em um dado ponto é a medida do quanto esse campo circula ao redor do ponto em questão.

MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Procedimento Experimental

Para o estudo da dinâmica gástrica e do trânsito esofágico por meio do Corregisto pela técnica *Demons* IDT, foram utilizadas imagens cintilográficas planas, dinâmicas, de estudos de enchimento gástrico e trânsito oro-esofágico de voluntários. As imagens foram obtidas por meio de um banco de imagens previamente coletadas em estudos aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP.

As aquisições foram realizadas com o auxílio de uma Gamma Câmara (Sopha Vision - DST, Sopha Medical Vision América, USA), que possui 2 cabeças de detecção com colimadores paralelos.

3.1.1 Trânsito oro-esofágico

Participaram do estudo, 9 voluntários saudáveis de ambos os gêneros e com idades variando entre 28 e 60 anos, que serão representados nesse documento por números de 1 a 9.

A refeição teste utilizada foi 5 ml de solução fisiológica “marcada” com aproximadamente 26 MBq (cerca de $700\mu Ci$) de ^{99m}Tc (pertechnetato) ligado a moléculas de fitato.

Os voluntários iniciaram o exame em jejum de no mínimo 8 horas. Foram feitas 10 deglutições, sendo as de número 1, 4, 7 e 10 feitas com a refeição teste descrita e adquiridas pela gamma câmara, e as demais foram feitas com 5 ml de solução fisiológica apenas. As aquisições foram feitas com o voluntário deitado em

uma maca entre as cabeças da gamma câmera de forma que o campo de visão das cabeças detectassem o esôfago inteiro. Cada aquisição iniciou-se momentos antes da sua respectiva deglutição e durou 1 minuto, sendo gerado uma imagem a cada 250 ms totalizando 240 imagens no fim de cada aquisição. As imagens foram exportadas no formato DICOM, para posterior análise em plataforma MatLab (Mathworks Inc.).

3.1.2 Enchimento Gátrico

Participaram do estudo, 13 voluntários saudáveis de ambos os gêneros e com idades variando entre 20 e 40 anos, que serão representados nesse documento por números de 10 a 22.

A refeição teste utilizada nos protocolos de estômago era líquida, composta de 437 kcal (64 g de carboidratos, 20 g de proteínas e 11g de gordura, 800 mOsm) e “marcada” com aproximadamente 72 MBq (cerca de 2 mCi) de ^{99m}Tc ligado a moléculas de fitato.

Os voluntários iniciaram o exame em jejum de no mínimo 8 horas posicionados em pé com o corpo ereto entre as duas cabeças da gamma câmara. A aquisição foi iniciada momentos antes da ingestão da refeição teste e durou 10 minutos em uma taxa variável. No primeiro minuto, foi adquirida 1 imagem por segundo e no restante da aquisição, 1 imagem a cada 2 segundos, totalizando 330 imagens no final da aquisição. As imagens foram exportadas da workstation em formato DICOM, para posterior análise em plataforma MatLab (MathWortks Inc.).

3.2 Análise de Dados

3.2.1 Trânsito oro-esofágico

Para a análise, foram utilizadas apenas os 4 conjuntos de imagens adquiridas por meio da deglutição do soro fisiológico marcado com ^{99m}Tc . Inicialmente foram excluídas de cada conjunto de imagens, as imagens que não faziam parte do enchimento do esôfago, ou seja, as imagens adquiridas antes do início do enchimento e depois que o esôfago foi esvaziado. Feito esse procedimento, foram feitas um conjunto de correções nas imagens de cada aquisição. As correções são descritas abaixo:

1. **Aplicação da Média Geométrica:** As imagens foram carregadas em Matlab e, em seguida, foi feita uma média geométrica entre as imagens anteriores e as posteriores rotacionadas da esquerda para a direita (com o objetivo de alinhar os pares de imagens). A equação utilizada pra se obter a média geométrica é mostrada a seguir:

$$I = \sqrt{A \times P^{lr}} \quad (3.1)$$

onde I representa a imagem resultante da aplicação da média geométrica entre uma imagem anterior A e uma posterior P. *lr* representa a rotação da esquerda para a direita da imagem posterior.

Esse procedimento foi feito com a finalidade de corrigir os efeitos da profundidade do paciente na atenuação e divergência do feixe de raios γ .

2. **Correção do Decaimento Radioativo:**

Posteriormente à Aplicação da Média Geométrica, foi feita uma correção nos valores das intensidades dos pixels das imagens levando em consideração a perda de intensidade devido ao decaimento radioativo no período de tempo em que transcorreu a aquisição. Para tal, foi utilizada a seguinte equação:

$$I = \frac{I_0}{e^{-\lambda t}} \quad (3.2)$$

onde I representa a imagem após a correção do decaimento radioativo, I_0 representa a imagem antes da correção, λ representa a constante de decaimento e t é o tempo transcorrido do início da aquisição até o momento da formação da imagem a ser corrigida. O Tempo de meia vida ($T_{1/2}$) utilizado foi 6,03 horas (que corresponde ao tempo de meia vida do $^{99m}\text{Tecnécio}$).

3. **Aplicação de uma Região de Interesse (Region of Interest - ROI) manual ao redor do esôfago:**

Foi feita uma ROI manual (traçada pelo operador do programa) para delimitar a região do esôfago, com o objetivo de excluir regiões adjacentes como estômago e intestino. Essa ROI foi aplicada em todas as imagens de tal forma que o

conjunto de imagens resultante possuisse apenas informação relativa ao esôfago dos voluntários.

4. **Aplicação da Matriz de Suavização na Imagem:**

Foi aplicada uma matriz de suavização por média de tamanho 2 em todas as imagens.

Essa matriz calcula a média do valor de cada píxel com os seus vizinhos dentro de uma janela de tamanho 2×2 pixels. A aplicação da matriz de suavização, além de auxiliar numa melhor visualização da imagem, causa uma melhoria no corregristo entre as imagens.

5. **Corregristo das Imagens**

Após a aplicação das correções descritas acima, foi feito o corregristo das imagens.

O corregristo foi feito aos pares das 2 primeiras as 2 últimas imagens do conjunto de imagens obtido após as correções.

Para cada par de imagens, inicialmente foi feito um ajuste dos parâmetros α e ϵ . Esses parâmetros foram variados, sendo seleccionados os valores que minimizavam o MSD.

O tamanho (N) e o desvio padrão (σ) da matriz de suavização Gaussiana aplicada no campo de deformação obtido em cada iteração, foram mantidos respectivamente nos valores $N=5$ e $\sigma = 0.9$.

Os campos de deformação foram obtidos nas direções horizontal e vertical e representam as respectivas componentes da velocidade de deslocamento dos píxels da primeira para a segunda imagem de cada par.

Por meio dos campos de deformação obtidos no corregristo, foi feita uma série de análises descritas a seguir:

1. **Visualização dos Campos de Deformação:**

Os Campos de Deformação obtidos em cada par de imagens foram ilustrados por meio de campos vetoriais sobrepostos à primeira imagem do par, como

mostra a figura 3.1. Esse procedimento foi feito para permitir a visualização do trânsito esofágico como um todo ao longo do tempo de aquisição.

Figura 3.1: Exemplo do Campo de Deformação sobreposto ao esôfago de um único voluntário. Os retângulos em amarelo, azul e magenta são divisões de igual comprimento no esôfago que delimitam, respectivamente, as porções proximal, média e distal do esôfago. No canto inferior direito há um vetor de referência que representa uma velocidade de 7.7 cm/s. Todos os vetores dessa figura e das demais apresentadas nessa dissertação possuem uma magnificação de valor 2. As figuras dessa dissertação não são necessariamente quadradas, o que implica em uma inclinação aparente nos vetores. À direita, barra de cores em unidades arbitrárias.

Podemos observar por meio da figura 3.1, que a imagem utilizada como exemplo pertence ao início da aquisição, pois o *bolus* ainda está na porção proximal do esôfago.

2. Obtenção dos Perfis de Contagem nas regiões Proximal, Média e Distal do Esôfago:

Stier e seus colaboradores [25] desenvolveram um técnica de processamento de imagens para avaliar o tempo de trânsito do *bolus* no esôfago. Para tal, eles aplicaram uma máscara nas imagens, limitando apenas a região do esôfago, e depois somaram as intensidades dos píxels ao longo das linhas da

imagem gerando um perfil espaço-temporal quantitativo. Segundo Stier, o perfil da soma de todas as imagens em uma deglutição representa a distribuição transitória do *bolus* durante o transporte esofágico [25].

A coordenada y do perfil quantitativo é proporcional ao tempo local que o bolus precisa para transitar seções consecutivas do esôfago [25]. Essa afirmação foi baseada na equação da continuidade do fluxo que diz que em um tubo consistindo de segmentos de seções transversais diferentes, o tempo de trânsito é proporcional a sua seção transversal. Isso também se aplica a um tubo distensível que é o caso do esôfago.

Stier e sua equipe obtiveram tempos de trânsito local relativos por meio da seguinte padronização: a soma de cada linha foi dividida pela média das somas de todas as linhas. Para a avaliação quantitativa da cinética de trânsito, eles calcularam a área do perfil quantitativo por meio de bandas de ajuste Gaussiano e alocaram essas bandas em 5 regiões topográficas (segmentos de mesmo comprimento). No final do estudo, foram comparados os tempos de trânsito relativos regionais das regiões 1 e 5 (sendo a região 1 a mais próxima do esfíncter esofageal superior e a 5 a mais próxima do esfíncter esofageal inferior) para voluntários saudáveis e para pacientes com esôfago de Barret.

As imagens desse trabalho foram analisadas pela técnica de Stier [25] com algumas alterações: A área sob a curva dos perfis quantitativos foram calculados por meio da regra do trapézio e não por bandas Gaussianas e foram analisados os tempos relativos de 3 regiões do esôfago (de mesmo comprimento) que chamaremos de região proximal, média e distal.

Os tempos de trânsito relativos regionais das regiões proximal, média e distal foram calculados para cada uma das 4 deglutições e foi uma média foi obtida resultando em apenas um tempo de trânsito relativo para cada região do esôfago por paciente. Esse procedimento foi feito para correlacionar os tempos de trânsito relativo regional com a Velocidade Resultante Regional obtida por meio dos Campos de Deformação, como será explicado na próxima seção.

3. Obtenção da Velocidade Resultante Regional:

Figura 3.2: Exemplo de um Perfil de Contagem para a deglutição número 1 de um único voluntário. A curva total representa o perfil do esôfago como um todo, enquanto que as regiões da curva em amarelo, azul e magenta, correspondem às porções proximal, média e distal do esôfago, respectivamente.

Para o cálculo da Velocidade Resultante Regional, a imagem somada correspondente a uma deglutição foi filtrada com a finalidade de localizar e separar as regiões proximal, média e distal do esôfago. Os campos de deformação contidos em cada uma dessas regiões foram somados resultando em um único vetor de deformação em cada região do esôfago. Esse procedimento foi feito para cada uma das 4 deglutições e as médias dos vetores foram calculadas por região. No final desse procedimento, foram obtido 3 vetores de deformação para cada paciente. Considerando que o movimento do bolus será predominantemente na direção vertical, podemos considerar que as componentes verticais dos vetores de deformação resultantes são as velocidades de trânsito do bolus em cada uma das regiões. Chamamos então essas componentes verticais de Velocidade Resultante Regional.

Por meio da obtenção da Velocidade Resultante Regional podemos comparar a velocidade de trânsito calculada em cada região com a velocidade da onda peristáltica primária de aproximadamente 4 cm/s contida na literatura [26], assim como podemos também correlacioná-la com os Tempos Relativos Regionais de Stier [25].

3.2.2 Enchimento Gátrico

Inicialmente, as imagens referentes ao enchimento do estômago foram excluídas do conjunto de aquisição por meio de inspeção visual, resultando apenas um conjunto de imagens que ilustram desde o momento em que o estômago estava cheio até o fim da aquisição. Após esse procedimento, foram feitas uma série de correções nas imagens em ambiente MatLab. As correções são descritas a seguir:

1. Aplicação da Média Geométrica:

Inicialmente foi calculada a média geométrica entre as imagens anteriores e posteriores rotacionadas da esquerda para a direita por meio da equação 3.1.

2. Correção do Decaimento Radioativo:

As imagens resultantes da aplicação da Média Geométrica foram corrigidas para retirar o efeito do decaimento radioativo na intensidade dos pixels. Para tal, foi utilizada a equação 3.2.

3. Correção na Taxa de Aquisição dos Frames:

Foi feita uma correção na taxa de aquisição dos frames com o objetivo de manter a taxa constante em 0.5 frame/s. Para tal, as imagens adquiridas nos primeiros 60 segundos (sob a taxa de 1 frame/s) foram somadas aos pares gerando imagens somadas na taxa de 0.5 frame/s.

4. Aplicação da ROI manual ao redor do estômago:

Foi feita uma ROI manual (desenhada pelo operador do programa) para delimitar a região do estômago, com o objetivo de excluir regiões adjacentes como esôfago e intestino. Essa ROI foi aplicada em todas as imagens de tal forma que o conjunto de imagens resultante possuisse apenas informação relativa ao estômago dos voluntários.

5. Aplicação da ROI Automática:

Após a aplicação da ROI manual, delimitou-se contornos automáticos ao redor de cada imagem. Os contornos são linhas que representam regiões de mesma intensidade na imagem. Foi escolhida como ROI automática, o contorno de

intensidade igual a 10 % da intensidade máxima de cada imagem. Essas ROIs automáticas foram aplicadas, o que diminuiu a influência do espalhamento da radiação ao redor do estômago no conjunto de imagens.

6. Aplicação da Matriz de Suavização na Imagem:

Foi aplicada, na imagem, uma matriz de suavização por média de tamanho 3 em todas as imagens adquiridas.

7. Corregistro das Imagens:

Após a aplicação das correções descritas acima, foi feito o corregistro das imagens, aos pares, das 2 primeiras às 2 últimas do conjunto de imagens obtido após as correções.

O ajuste de parâmetros e os valores de N e σ explicados na seção anterior foram, também, aplicados para as imagens de dinâmica gástrica.

Por meio dos campos de deformação obtidos no corregistro, é feita uma série de análises descritas a seguir:

1. Visualização dos Campos de Deformação:

Os Campos de Deformação obtidos em cada par de imagens foram ilustrados por meio de vetores sobrepostos à primeira imagem do par, como mostra a Figura 3.3. Esse procedimento foi feito para permitir a visualização da dinâmica gástrica como um todo ao longo do tempo de aquisição.

Figura 3.3: *Exemplo de Visualização do Campo de Deformação sobreposto à primeira imagem do par para um único voluntário.*

2. Visualização do Divergente dos Campos de Deformação:

Foi feito um cálculo dos divergentes dos campos de deformação. Esse procedimento é baseado na suposição de que quando há uma contração no estômago, o alimento vai ser propelido para longe dessa contração em todas as direções, o que vai causar um aumento no divergente do campo de deformação. Esse divergente é ilustrado por meio de um mapa de cores e sobreposto à imagem das bordas do estômago na primeira imagem de cada par, como ilustrado na Figura 3.4.

Figura 3.4: Exemplo de visualização do Divergente do Campo de Deformação em escala de cores para um único voluntário. Cada cor na imagem representa um valor de divergente segundo o mapa de cores ilustrado à esquerda da figura. O traçado em magenta representa as bordas do estômago.

3. Visualização do Rotacional dos Campos de Deformação:

Foi feito um cálculo do rotacional dos campos de deformação com o objetivo de entender se há um padrão na mistura do alimento dentro do estômago. O rotacional é visualizado por meio de um mapa de cores sobreposto à imagem das bordas do estômago nas primeiras imagens de cada par, como mostrado na figura 3.5.

Figura 3.5: Exemplo de visualização do Rotacional do Campo de Deformação em escala de cores para um único voluntário. Cada cor na imagem representa um valor de rotacional segundo o mapa de cores ilustrado à esquerda da figura. O traçado em magenta representa as bordas do estômago.

4. Visualização do Perímetro do Estômago nas Imagens Adquiridas:

Por meio das imagens adquiridas, foi obtido o perímetro do estômago com o auxílio da função *bwperim* (disponível em plataforma matlab) e o campo de deformação relativo aos pixels que compõem o perímetro foi sobreposto a ele. Esse procedimento foi feito com o objetivo de visualizar a evolução das contrações no perímetro do estômago ao longo do tempo de aquisição.

Figura 3.6: *Exemplo de Contração visualizada por meio do Campo de Deformação sobreposto ao perímetro do Estômago, para um único voluntário. Imagens Sequentes*

Na figura 3.6, podemos observar que os vetores destacados na imagem da esquerda (primeira imagem do par) estão em sentidos contrários prevendo uma contração. A imagem da esquerda (segunda imagem do par) ilustra essa contração pelo estreitamento do perímetro na região destacada.

5. Obtenção da Frequência dos Módulos do Campos de Deformação Somados:

Com o auxílio de ROIs retangulares (figura 3.7), regiões dentro das porções proximal e distal do estômago foram selecionadas e o campo de deformação contido nessas regiões foi somado. Com isso, foi gerado 2 vetores resultantes para cada campo obtido (1 para cada região selecionada). Calculou-se os módulos dos vetores resultantes de cada região que, posteriormente, foram multiplicados pelo sinal da componente vertical do seu respectivo vetor. Com isso, obtivemos gráficos de módulos de campo somado para o estômago proximal e distal que mostram a variação do campo somado no tempo de aquisição. Ao se observar o caráter oscilatório desses gráficos, foi aplicada a Transformada Rápida de Fourier (FFT) em cada um deles.

A FFT foi aplicada com o auxílio de um filtro Butterworth bidirecional passa-banda que limitou as frequências dentro de uma janela entre 10 mHz (0.6 Oscilações por Minuto) e 75 mHz (4.5 Oscilações por Minuto). As frequências

dos módulos foram obtidas dentro de janelas desizantes de 4 minutos, com o objetivo de observar se a frequência dominante concorda com a frequência de contratilidade do estômago distal (3 oscilações por minuto) e com a contração fásica do estômago proximal (1 oscilação por minuto).

Figura 3.7: *Exemplo das ROIs traçadas dentro das porções proximal (em azul) e distal (em marrom), sobreposta ao estômago de um único voluntário.*

RESULTADOS

4.1 Trânsito Oro-esofágico

4.1.1 Velocidades Resultantes Regionais

As Velocidades Resultantes Regionais foram obtidas em unidades de pixel por unidades de aquisição. Sabemos, por meio de informações contidas no arquivo DICOM exportado, que 1 unidade de pixel equivale a 0.68 centímetros e 1 unidade de aquisição equivale a $60 \text{ s}/240 \text{ imagens} = 0.25 \text{ s}$. Para se converter a Velocidade Resultante Regional para cm/s, devemos usar o fator de conversão de 0.68 cm/0.25 s. As Velocidades obtidas foram convertidas para cm/s e dividiu-se o valor resultante por 240 com o objetivo de obter uma média das velocidades das 240 imagens.

Na tabela 4.1, podemos ver as Velocidades Resultantes Regionais (em cm/s) para cada voluntário:

Voluntários	Velocidade nas Regiões (cm/s)		
	Proximal	Média	Distal
1	4.85	-0.11	2.00
2	4.06	2.92	2.49
3	4.78	3.18	0.72
4	2.85	4.20	1.34
5	4.21	3.04	3.36
6	4.10	3.92	2.57
7	3.19	1.44	1.40
8	3.55	2.91	3.45
9	4.94	5.59	3.01
Médias	4.06	3.01	2.26
Desvio Padrão	0.74	1.63	0.96

Tabela 4.1: *Tabela Velocidades Resultantes Regionais em cm/s*

Podemos observar por meio da tabela 4.1 que a média das velocidades diminui progressivamente da região proximal para a distal. Foi feito um teste ANOVA para as 3 amostras com o qual se constatou que, a um nível descritivo $p = 0.01$, as médias das amostras são significativamente diferentes. A velocidade Média da Região Proximal (na tabela 4.1, 4.06 cm/s) se aproxima consideravelmente do valor da velocidade a onda peristáltica primária. Essa onda se origina na faringe e se propaga através das camadas musculares do esôfago a uma velocidade de aproximadamente 4 cm/s [26]. Para testar se a média e o desvio padrão da velocidade resultante regional do esôfago proximal faz parte de uma distribuição populacional gaussiana centrada na velocidade da onda peristáltica primária, utilizamos esses valores na execução de um teste t de student. Com um nível de significância $\alpha = 0.001$, concluímos que os valores de média e desvio padrão obtidos fazem parte de uma distribuição gaussiana centrada em 4 cm/s.

4.1.2 Tempos de Trânsito Relativos Regionais *versus* Velocidades Resultantes Regionais

Os Tempos de Trânsito Relativos Regionais [25] obtidos para os 9 voluntários, estão ilustrados na Tabela 4.2:

Voluntários	Tempo nas Regiões		
	Proximal	Média	Distal
1	14.15	13.71	36.14
2	7.24	23.08	33.68
3	7.66	20.41	35.92
4	14.11	24.27	25.62
5	8.75	23.28	31.97
6	9.43	21.66	32.88
7	14.20	20.50	29.30
8	6.95	22.18	34.87
9	8.65	25.42	29.90
Médias	10.13	21.61	32.25
Desvio Padrão	3.12	3.39	3.47

Tabela 4.2: *Tabela Tempos Relativos Regionais*

Foi feito um teste ANOVA que nos revelou que as médias dos Tempos Relativos Regionais são estatisticamente diferentes com um nível descritivo $p = 2.4 \times 10^{-12}$. Podemos observar, por meio da tabela 4.2, que os Tempos Relativos Regionais aumentam progressivamente da região proximal para a distal, ou seja, possuem um comportamento inverso ao das velocidades. Esse comportamento é esperado, pois para um determinado objeto se movendo com um deslocamento dx em um período de tempo dt , sua velocidade é dada por: $v = dx/dt$. Ou seja, as grandezas velocidade e tempo desse objeto são inversamente proporcionais.

Por meio do gráfico 4.1, podemos observar melhor a relação entre as velocidades e os tempos nas 3 regiões do esôfago:

Figura 4.1: Gráfico da Velocidade vs Tempo para os 9 voluntários nas regiões Proximal (representado em amarelo), Média (representado em azul) e Distal (representado em magenta)

Ao se calcular o coeficiente de correlação de Pearson das grandezas Tempo Relativo Regional (calculada pelo método de Stier [25]) e Velocidade Resultante Regional (calculada pelo método desenvolvido nesse trabalho), obtivemos $r = -0.4189$ e $p = 0.0296$. O que mostra que há uma correlação regular entre essas duas grandezas e uma pequena probabilidade (cerca de 3%) de que o valor r obtido seja casual.

Apesar de termos um bom resultado na correlação entre Velocidade Resultante Regional e Tempo Relativo Regional para um perfil geral abrangendo todas as regiões, ao analisar as regiões separadamente, obtivemos como coeficientes de correlação para o esôfago proximal médio e distal respectivamente: $r_p = -0.37$ com $p_p = 0.33$, $r_m = 0.89$ com $p_m = 0.0014$ e $r_d = 0.13$ com $p_d = 0.74$. A correlação das regiões separadamente apresenta um resultado pior do que a correlação considerando as 3 regiões em conjunto. Isso ocorre principalmente nas regiões média e distal do esôfago. Uma possível justificativa para esse comportamento reside no fato de que nessas regiões o bolus passa mais devagar fazendo com que imagens consecutivas sejam mais parecidas o que, nos casos de imagens com baixo gradiente, faz com que o denominador da equação 2.11 tenha valores pequenos, levando a erros no cálculo das forças de deformação.

4.2 Enchimento Gátrico

4.2.1 Visualização do Divergente dos Campos de Deformação

A visualização dos Divergentes dos Campos de Deformação obtidos pelo corregristo das imagens do estômago possuem um padrão. Na maior parte do estômago, podem ser observados divergentes bem próximos de zero, porém com frequência, aparecem picos de divergentes tanto na região proximal quanto na distal.

O objetivo do cálculo dos divergentes era encontrar um padrão de propagação desses divergentes ao longo do estômago e, assim, poder compará-los com os anéis peristálticos de constrição. Apesar de termos encontrado em algumas imagens, picos de divergentes que atravessavam o estômago muito parecidos com uma contração (como na figura 3.4), esses picos não se propagaram com uma boa continuidade para permitir o cálculo da frequência de propagação e sua possível comparação com a conhecida frequência de 3 contrações por minuto do estômago distal.

4.2.2 Visualização do Rotacional dos Campos de Deformação

As imagens do rotacional dos campos de deformação nos revela que podemos encontrar picos com valores altos de rotacional por todo o estômago, podendo ocorrer em mais de um local ao mesmo tempo. Isso indica que a mistura do alimento ocorre em todo o estômago. Os picos de rotacionais não se propagam de forma continua por todo o estômago, o que inviabiliza o cálculo de sua frequência.

4.2.3 Visualização do Perímetro do Estômago nas Imagens Adquiridas

A análise do campo vetorial sobreposto ao perímetro do estômago, em alguns casos, revela uma previsão da contração das paredes do estômago. Essa previsão se mostra como vetores em lados opostos do estômago apontando para a mesma direção, porém em sentidos contrários. Geralmente podemos observar a contração ocorrendo de fato na próxima imagem da sequência de aquisição, como ilustrado na figura 3.6, porém pode ocorrer de essa antecipação na contração não ocorrer de fato, pois não se tratava do movimento das paredes e sim do movimento do conteúdo gástrico.

A seleção do perímetro do estômago pelo método descrito é uma aproximação, por isso, seria interessante que ele fosse validado por um método de medida direta de contrações no estômago, como a eletrogastrografia.

4.2.4 Obtenção da Frequência dos Módulos do Campos de Deformação Somados

Na tabela 4.3, vemos a porcentagem de janelas, para cada voluntário, cuja frequência dominante (f) se aproxima de 1 contração por minuto - cpm (de 0.5 a 2 cpm) para a região dentro da porção proximal e de 3 cpm (de 2 a 4 cpm) para a região dentro da porção distal.

Voluntários	$0.5 < f < 2$ cpm na porção Proximal	$2 < f < 4$ cpm na porção Distal
10	56 %	76%
11	40%	54%
12	53%	59%
13	6%	79%
14	50%	32%
15	31%	69%
16	46%	68%
17	67%	64%
18	76%	20%
19	86%	74%
20	56%	19%
21	11%	83%
22	29%	70%

Tabela 4.3: Porcentagem de Janelas com frequências próximas à frequências de 1 cpm para o estômago proximal e de 3 cpm para o estômago distal

Podemos observar por meio da tabela 4.3 que, em mais da metade dos voluntários, as frequências dos módulos dos campos somados foram próximas às

frequências conhecidas de suas respectivas regiões em mais de 50% das janelas analisadas.

Foi calculado também a média das frequências das janelas por voluntário (4.4) e, posteriormente, essas médias foram usadas para o cálculo de uma média e um desvio padrão geral da amostra de voluntários ($\bar{x} = 1.71$ cpm e $s = 0.61$ cpm, para a porção proximal e $\bar{x} = 2.13$ cpm e $s = 0.40$ cpm para a porção distal). Esses valores foram utilizados para a execução do teste t de student tomando como hipótese que eles fazem parte de uma distribuição normal centrada nas frequências 1 e 3 cpm, respectivamente. Com uma significância $\alpha = 0.001$, temos que a hipótese foi aceita para os valores $\bar{x} = 1.71$ cpm e $s = 0.61$ cpm relacionados com uma média populacional de 1 cpm.

Voluntários	$\bar{f}$ (cpm) Região Proximal	$\bar{f}$ (cpm) Região Distal
10	1.69	2.63
11	1.85	1.80
12	1.97	2.33
13	2.77	2.58
14	0.76	1.73
15	1.13	2.37
16	1.36	2.43
17	1.49	2.22
18	1.43	1.57
19	1.28	2.22
20	1.68	1.37
21	2.98	2.41
22	1.87	1.97
Média	1.71	2.13
Desvio Padrão	0.61	0.40

Tabela 4.4: Médias das Frequências das Janelas para as porções proximal e distal

Esses resultados nos mostram que, ao se observar a frequência de oscilação dos módulos dos vetores de campo somado, podemos resgatar informações consistentes da dinâmica gástrica, mais precisamente a contração fásica do estômago proximal.

DISCUSSÃO

Técnicas de Fluxo Óptico, como a Técnica Aprimorada de *Demons*, permitem uma observação da velocidade dos pixels em imagens sequenciais. Essa característica nos permitiu calcular a velocidade do *bolus* nas porções proximal, média e distal do esôfago, correlacionar essas velocidades com os Tempos Relativos Regionais obtidos pelo método de Stier e obter a frequência de contração do estômago proximal com relevância estatística.

Os resultados obtidos nos mostram que a Técnica Aprimorada de *Demons* é uma técnica consistente para ser utilizada em estudos de Dinâmica Gástrica e Trânsito Esofágico pois revelou aspectos fisiológicos conhecidos e validados por outras técnicas, entretanto, alguns pontos poderiam ainda ser avaliados em um trabalho futuro.

1. Velocidade Óptica vs Fluxo Óptico

A Técnica Aprimorada de *Demons* nos fornece um Campo de Deformação que nada mais é do que um Campo de Velocidades Ópticas. Essas velocidades representam o deslocamento dos pixels em um par de imagens dividido por uma unidade de tempo. Ao ilustrar essas velocidades em um campo vetorial, vetores maiores representam deslocamentos maiores, enquanto que vetores menores representam deslocamentos menores. Por isso, esse campo vetorial não fornece uma idéia de fluxo pois não tem informação da porcentagem da intensidade do pixel que é deslocada.

Essa informação nos ajudaria a entender melhor a Dinâmica Gástrica e o

Trânsito Esofágico pois ela nos permitiria fazer uma analogia com a Dinâmica de Fluidos.

2. Gradientes Baixos de Imagens combinados com Imagens muito parecidas

A correlação da Velocidade Resultante Regional com os Tempos Relativos Regionais analisados região por região, nos revelou respostas não condizentes com o esperado. Foi feita uma suposição de que o motivo do problema seria a maior probabilidade de erros no cálculo da velocidade conforme o deslocamento do bolus se tornava mais lento. Embora tenha sido verificado que a média dos gradientes das imagens eram muito baixos em todas as regiões do esôfago (médias da ordem de 10^{-19}), não foram analisados um número suficiente de pontos para se afirmar que ocorre sempre uma diminuição da diferença $m - s$ nas regiões média e distal e que essa diminuição sempre leva a um aumento irreal na velocidade calculada pelo algoritmo.

Sabemos, portanto, que a relação entre imagens próximas e seus gradientes deve ser melhor analisada no futuro, para possibilitar uma alternativa a esse problema.

3. Validação dos Métodos do Divergente e Perímetro para ilustrar Contração

A ilustração das contrações em um mapa de cores do divergente do campo de deformação, foi feito baseado numa justificativa geométrica da definição de divergente. Porém não se sabe qual é o limiar entre um divergente positivo fraco (que não necessariamente significa contração) e uma contração de fato. Por isso, seria interessante a investigação desse método em paralelo a uma medida direta de contração do estômago, como a eletrogastrografia, que pode tanto validar o método, quanto informar o limiar de intensidade dos divergentes que têm informação fisiológica, fazendo uma espécie de “calibração” do método. Essa “calibração” por eletrogastrografia deveria ser feita de forma concomitante ao protocolo de Enchimento Gástrico por meio de uma matriz de eletrodos posicionados no abdomen de um voluntário e sua análise poderia ser feita

por meio do software GEMS (The gastrointestinal electrical mapping suite) descrito em [27]

Uma validação também é necessária para o método do perímetro, pois não há como garantir que o perímetro da imagem coincida com as paredes do estômago.

CONCLUSÃO

Dos resultados obtidos, podemos concluir que:

- A Técnica Aprimorada de *Demons* permitiu a obtenção de características fisiológicas do estômago e do esôfago com precisão, como a frequência de contração fásica do estômago proximal (1 contração por minuto) e a velocidade da onda peristáltica primária (4 cm/s).
- Apesar da probabilidade de erro no cálculo das velocidades do esôfago médio e distal, essa técnica conseguiu prever a diminuição da velocidade do trânsito do *bolus* conforme ele se aproximava do fim do esôfago e por meio dela se obteve uma boa correlação inversa entre as Velocidades Resultantes Regionais e os Tempos Relativos Regionais de uma forma geral.
- É possível detectar e ilustrar as contrações do estômago por meio da Técnica Aprimorada de *Demons*, porém é necessário uma validação e uma “calibração” da técnica para esse propósito.
- A técnica Aprimorada de *Demons* pode ser modificada com o objetivo de se obter o fluxo (por meio da porcentagem da intensidade do píxel que é deslocada) e assim conseguir uma maior variedade de informações referentes à Dinâmica Gástrica e Trânsito Esofágico.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS*

- [1] GUYTON, A. C.; HALL, J. E. *Tratado de Fisiologia Médica*. 9. ed. Rio de Janeiro, Brasil: Guanabara Koogan, 1996. 608-613 p.
- [2] CHERRY, S. R.; SORENSON, J. A.; PHELPS, M. E. *Physics in Nuclear Medicine*. 4. ed. Philadelphia, EUA: Saunders Elsevier, 2012. 98-101 p.
- [3] CHERRY, S. R.; SORENSON, J. A.; PHELPS, M. E. *Physics in Nuclear Medicine*. 3. ed. Philadelphia, EUA: Saunders Elsevier, 2003. 212 p.
- [4] THIRION, J. P. Fast non-rigid matching of 3d medical images. *Institut National de Recherche En Informatique Et En Automatique*, v. 2547, p. 1–37, 1995.
- [5] THIRION, J. P. Image matching as a diffusion process: an analogy with maxwell´s demons. *Medical Image Analysis*, v. 2(3), p. 243–260, 1998.
- [6] LU, C.; MANDAL, M. Improved demons technique with orthogonal gradient information for medical image registration. *IEICE TRANSACTIONS on Information and Systems*, E93-D (12), p. 3414–3417, 2010.
- [7] GRIFFITHS, D. J. *Introduction to Electrodynamics*. 3rd. ed. New Jersey,USA: Prentice Hall, 1999. 17 p.
- [8] PATTERSON, W. G. maio 2006. <http://www.nature.com/gimo/contents/pt1/full/gimo13.html#Introduction>.
- [9] HASLER, W. L. *The Physiology of gastric motility and gastric emptying, in Textbook of Gastroenterology (Ed. T. Yamada)*. 4th. ed. Lippincott, Philadelphia: Wiliams & Wilkins, 2003. 195-219 p.

*De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas. NBR 6023.

- [10] QUIGLEY, E. M. M. *Gastric motor and sensory function and motor disorders of the stomach, in Sleisenger & Fordtrand's Gastrointestinal and Liver Disease*. 8th. ed. Philadelphia, USA: Saunders - Elsevier, 2006. 999-1028 p.
- [11] AHLUWALIA, N. K.; THOMPSON, D. G.; BARLOW., J. Effect of distension and feeding on phasic changes in human proximal gastric tone. *Gut*, v. 39, p. 757–761, 1996.
- [12] ZWART, I. M. et al. Gastric motility: comparison of assessment with real-time mr imaging or barostat measurement - initial experience. *Radiology*, v. 224, p. 592–597, 2002.
- [13] AMERICO, M. F. et al. Scintigraphic validation of ac biosusceptometry to study the gastric motor activity and the intragastric distribution of food in humans. *Neurogastroenterol Motil*, v. 19, p. 804–811, 2007.
- [14] TAILLEFER, R. et al. Radionuclide esophageal transit study in detection of esophageal motor dysfunction: Comparison with motility studies (manometry). *The Journal of Nuclear Medicine*, v. 31, p. 1921–1926, 1990.
- [15] HOUGHTON, L. A.; MANGNALL, Y. F.; READ, N. W. Effect of incorporating fat into a liquid test meal on the relation between intragastric distribution and gastric emptying in human volunteers. *Gut*, v. 31, p. 1226–1229, 1990.
- [16] TRONCON, L. E. A. et al. Abnormal intragastric distribution of food during gastric emptying in functional dyspepsia patients. *Gut*, v. 35, p. 327–332, 1994.
- [17] AKKERMANS, L. M. A. et al. *A noninvasive method to quantify antral contractile activity in man and dog (a preliminary report). In Gastrointestinal Motility*. New York: Raven Press, 1980. 195-202 p.
- [18] URBAIN, J. L. C. et al. Visualization and characterization of gastric contractions using a radionuclide technique. *American Journal of Physiology*, v. 259, p. G062–G1067, 1990.
- [19] XU, Q. et al. Lung tumor tracking in fluoroscopic video based on optical flow. *Medical Physics*, v. 35(12), p. 5351–5359, 2008.

- [20] FILHO, P. R. F. *Processamento de Imagens para quantificar a desintegração de comprimidos por biosusceptometria de corrente alternada. Mestrado em Biologia Geral e Aplicada*. Tese (Doutorado) — Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista Júlio Mesquita Filho, Campus de Botucatu. 109, 2009.
- [21] BERRY, E. *A Practical Approach to Medical Image Processing*. 1st. ed. Leeds: Taylor e Francis, 2008. 192 p.
- [22] WANG, H. et al. Validation of an accelerated ‘demons’ algorithm for deformable image registration in radiation therapy. *Physics in Medicine and Biology*, v. 50, p. 2887–2905, 2005.
- [23] ROGELJ, P.; KOVACIC, S. Symmetric image registration. In: *Proceedings of SPIE, Vol 5032. Medical Imaging 2003: Image Processing*. [S.l.: s.n.], 2003. p. 484–483.
- [24] CACHIER, P.; PENNEC, X.; AYACHE, N. *Fast non-rigid matching by gradient descent: study and improvement of the ‘Demons’ algorithm*. [S.l.], 1999.
- [25] STIER, A. W. et al. A scintigraphic study of local oesophageal bolus transit: differences between patients with barrett´s oesophagus and healthy controls. *Gut*, v. 50, p. 159–164, 2002.
- [26] MARIANI, G. et al. Radionuclide gastroesophageal motor studies. *The Journal of Nuclear Medicine*, v. 45(6), p. 1004–1028, 2004.
- [27] YASSI, R. et al. The gastrointestinal electrical mapping suite (gems): software for analyzing and visualizing high-resolution (multi-electrode) recordings in spatiotemporal detail. *BMC Gastroenterology*, v. 12:60, p. 1–14, 2012.

CÓDIGOS-FONTE EM MATLAB

A.1 AjusteParametrosN5

```
MSDGeral=[];  
epsilon=0;  
msdalpha1=[];  
alpha=0:0.1:1;  
Txinic=zeros(64);  
Tyinic=zeros(64);  
for i=1:11  
    [Uxt, Uyt,M,MSD] = Demons_IDT(double(I1), double(I2), 5, 0.9, alpha(i), epsilon,  
    Txinic, Tyinic);  
    msdalpha1=[msdalpha1 MSD(2)/MSD(1)];  
end  
[a,b]=min(msdalpha1);  
msdalpha2=[];  
MSDGeral=[MSDGeral a];  
if b==1  
    alpha2=0:alpha(2)/20:alpha(2);  
elseif b==(size(alpha,2))  
    alpha2=alpha(end-1):(alpha(end)-alpha(end-1))/20:alpha(end);  
else  
    alpha2=alpha(b-1):(alpha(b+1)-alpha(b-1))/20:alpha(b+1);  
end
```

```

for i=1:21;
    [Uxt, Uyt,M,MSD] = Demons_IDT(double(I1), double(I2), 5, 0.9, alpha2(i),
    epsilon, Txinic, Tyinic);
    msdalpha2=[msdalpha2 MSD(2)/MSD(1)];
end
[a,b]=min(msdalpha2);
alpha=alpha2(b);
MSDGeral=[MSDGeral a];
msdepslon=[];
epsilon=0:0.001:0.01;
for i=1:1:11
    [Uxt, Uyt,M,MSD] = Demons_IDT(double(I1), double(I2), 5, 0.9, alpha, epsilon(i),
    Txinic, Tyinic);
    msdepslon=[msdepslon MSD(2)/MSD(1)];
end

[a,b]=min(msdepslon);
epsilon=epsilon(b);
epsilon1=epsilon;
MSDGeral=[MSDGeral a];
[Uxt, Uyt,M,MSD] = Demons_IDT(double(I1), double(I2), 5, 0.9, alpha, epsilon,
    Txinic, Tyinic);

```

A.2 CorrecoesImagensEsofagoComMarca

```

clc; clear all; close all;
% Le 2 imagens
pastaatual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images
\Originais\Esofago\';
eval(['cd ' path])

```

```

arquivos=dir;
% for paciente=3:8:size(arquivos)%Primeira aquisição com o paciente deitado
% for paciente=5:8:size(arquivos)%Segunda aquisição com o paciente deitado
(01/07/2013)
% for paciente=7:8:size(arquivos)%Terceira aquisição com o paciente deitado
(01/07/2013)
for paciente=9:8:size(arquivos)%Quarta aquisição com o paciente deitado
(02/07/2013)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;%imagem anterior
    info=dicominfo([path file]);%carrega características do arquivo dicom e guarda
na variável info
    imagema=dicomread([path file]);
    imagema=squeeze(imagema);
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente+1).name;%imagem posterior
    info=dicominfo([path file]);
    imagemp=dicomread([path file]);
    eval(['cd ' pastaatual])
    imagemp=squeeze(imagemp);
    nframes=size(imagemp,3);
    %-----
    %Flip e Média Geométrica
    for j=1:nframes
        imagem(:,:,j)=(double(imagema(:,:,j)).*double(fliplr(imagemp(:,:,j)))).
^(1/2);
    end
    %-----
    %-----
    %Criação do vetor tempo
    Nfases=info.NumberOfPhases;

```

```

t=[];
vetorpasso=[];
if Nfases==1
    nframesfase=double(info.PhaseInformationSequence.Item_1
.NumberOfFramesInPhase);
    t0=1;
    t=[t t0:double((info.PhaseInformationSequence.Item_1
.ActualFrameDuration)/1000):t0+double(nframesfase-1)*double(info.
PhaseInformationSequence.Item_1.ActualFrameDuration)/1000];
% divide por 1000 porque no info o tempo está em milisegundos
else
    tf=0;
    for i=1:Nfases
        s=int2str(i);%transforma um número inteiro em uma string
        nframesfase=eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,
.NumberOfFramesInPhase']);
        passo=eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,
'.ActualFrameDuration'])/1000;
        t0=tf+passo;
        t=[t t0:passo:t0+(nframesfase-1)*passo];
        tf=tf+eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,
'.NumberOfFramesInPhase'])*passo;
    end
end
%-----
%-----
%correção decaimento radioativo
for frame=1:nframes
    imagem(:,:,frame)=(imagem(:,:,frame))/(exp(-log(2)*double(t(frame))/21636))
;%modificado no dia 8/01/2012 quando eu deixei a taxa constante
end
%-----

```



```

% Criação e Aplicação da ROI ao redor do esôfago
ImagemSomada=sum(imagem,3);
imagesc(ImagemSomada);
ROI=roipoly();
%   eval (['save
%   C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\PacFernando\
ImaSv\Informações_Gerais\ROIesôfago'
%   file(1:end-1) '.mat ROI'])%Primeira Aquisição Deitado
%   eval (['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacFernando\ImaSv\Informações_Gerais\ROIesôfago' file(1:end-1) '2.mat ROI'])
%Segunda Aquisição Deitado
%   eval (['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacFernando\ImaSv\Informações_Gerais\ROIesôfago' file(1:end-1) '3.mat ROI'])
%Terceira Aquisição Deitado
    eval (['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacFernando\ImaSv\Informações_Gerais\ROIesôfago' file(1:end-1) '4.mat ROI'])
%Quarta Aquisição Deitado

    for d=1:size(imagem,3)
        imagem(:, :, d)=ROI.*double(imagem(:, :, d));
    end
%   eval(['save
%   C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Esofago\ImCor'
%   file(1:end-1) '.mat imagem']) Primeira Aquisição Deitado
%   eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
images\Corrigidas\Esofago\ImCor' file(1:end-1) '2.mat imagem'])
%Segunda Aquisição Deitado
%   eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
images\Corrigidas\Esofago\ImCor' file(1:end-1) '3.mat imagem'])
%Terceira Aquisição Deitado
    eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\

```

```

images\Corrigidas\Esofago\ImCor' file(1:end-1) '4.mat imagem'])
%Quarta Aquisição Deitado
    clear imagem imagema imagemp info
    close all;

```

A.3 CorregistroPacientesEsofagoN5

```

clear all, close all, clc;
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images
\Corrigidas\Esofago\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
FSI=fspecial('average',2);
% for paciente=3:size(arquivos)%Primeira Aquisição Deitado
% for paciente=4:2:size(arquivos)%Segunda Aquisição Deitado
% for paciente=5:3:size(arquivos)%Terceira Aquisição Deitado
for paciente=6:4:size(arquivos)%Quarta Aquisição Deitado
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['load ' file])
%     Criando as ROIs automaticas atraves da função contour
%     for image=1:size(imagem,3)
%         if sum(sum(imagem(:,:,image)))~=0
%             [cont,h]=contour(imagem(:,:,image),10);
%             hc=get(h,'Children');
%             if size(hc)==10
%                 Nivel10perc=get(hc(10));
%                 Xpol=Nivel10perc.XData;
%                 Ypol=Nivel10perc.YData;
%             else
%                 Nivelmax=get(hc(1));
%                 dezperc=10*Nivelmax.UserData/100;

```

```

%           ValoresCurvas=[];
%           for chd=1:size(hc)
%               NivelAtual=get(hc(chd));
%               ValoresCurvas=[ValoresCurvas NivelAtual.UserData];
%           end
%           IndiceLimiar=find(round(ValoresCurvas)==round(dezperc));
%           if length(IndiceLimiar)>1
%               MaiorPol=IndiceLimiar(1);
%               for idl=IndiceLimiar(1):IndiceLimiar(end-1)
%                   DadosMaiorPol=get(hc(MaiorPol));
%                   DadosProxPol=get(hc(idl+1));
%                   if length(DadosProxPol.XData)>length(DadosMaiorPol.XData)
%                       MaiorPol=idl+1;
%                   end
%               end
%           end
%           DadosLimiar=get(hc(MaiorPol));
%           NivelLimiar=DadosLimiar.UserData;
%           Xpol=DadosLimiar.XData;
%           Ypol=DadosLimiar.YData;
%       else
%           DadosLimiar=get(hc(IndiceLimiar));
%           Xpol=DadosLimiar.XData;
%           Ypol=DadosLimiar.YData;
%       end
%   end
%   end
%   end

%-----
%Aplicação do Filtro de Média 2x2 em toda a imagem

```

```

imfs=imfilter(imagem,FSI);
%-----
%Corregistro das imagens somadas de janelas sem realimentação
eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\InicioFimEnchimento' file(6:end-4) '.mat;'])
Txinic=zeros(size(imfs,1));
Tyinic=zeros(size(imfs,2));
msdajustado=[];
Imagens=[];
TxTotal=[];
TyTotal=[];
MTotal=[];
for par=InicEnc:FimEnc
    I1=imfs(:,:,par);
    I2=imfs(:,:,par+1);
    AjusteParametrosN5
    Imagens=cat(3,Imagens,I1);
    MTotal=cat(3,MTotal,M);
    TxTotal=cat(3,TxTotal,Uxt);
    TyTotal=cat(3,TyTotal,Uyt);
    msdajustado=[msdajustado MSD(2)/MSD(1)];
end
%-----
close;
eval(['save C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4) 'N5pares.mat Imagens
TxTotal TyTotal MTotal msdajustado'])
clear imf imfs imagem par
end

```

A.4 DemonsIDT

```
function [Uxt, Uyt,M,MSD] = Demons_IDT(I1, I2, n, sigma,alpha, epslon, UxInicial,
UyInicial)
%Parâmetros Padrões
%Com otimização do número de iterações em 14 de maio de 2013 By Eder
%Rezende Moraes
% [Uxt, Uyt,MSD] = Demons_IDT(I1, I2, n, alfa, sigma, epslon, UxInicial, UyInicial)
if nargin<7 || nargin<8
    UxInicial = zeros(size(I1(:,:,1)));
    UyInicial = zeros(size(I2(:,:,1)));
end
% Imagem Estática S e Dinâmica M
S=I2;
M=I1;
% Constante de Ruído Alpha

% Kernel de Suavização do Campo de velocidades
Hsmooth=fspecial('gaussian',[n n],sigma);

% Os Campos de Transformação
Uxs=UxInicial;
Uys=UyInicial;
% Ux=UxInicial;%teste matriz de movimentação
% Uy=UyInicial;%teste matriz de movimentação

[Sy,Sx] = gradient(S);%gradientes invertidos
[My,Mx] = gradient(M);%24/04/2012 gradientes invertidos
L=size(I1,1);
MSD=((sum(sum((M-I2).^2)))/(L^2));
Mt = M; %24/04/2012
```

```

Uxt=[];
Uyt=[];
kSx=Sx./(((Sx.^2+Sy.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
kSy=Sy./(((Sx.^2+Sy.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
KS = divergence(kSx,kSy);%curvatura da imagem estática
OSx = -Sy./(((Sx.^2+Sy.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
OSy = Sx./(((Sx.^2+Sy.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
logical=1;
itt=1;
ncomp=1;
while logical==1
    %Improved Demons Technique. With Orthogoanal Gradient Information.
    %(Cheng Lu, Mrinal Mandal, 2010)
    kMx=Mx./((((Mx.^2)+(My.^2)))+(epsilon^2)).^(1/2));
    kMy=My./((((Mx.^2+My.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
    KM = divergence(kMx,kMy);%curvatura da imagem móvel
    OMx = -My./(((Mx.^2+My.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
    OMy = Mx./(((Mx.^2+My.^2)+(epsilon^2)).^(1/2));
    FS0x = ((KS-KM).*OSx)-((KM-KS).*OMx);
    FS0y = ((KS-KM).*OSy)-((KM-KS).*OMy);

    Ux = Uxs - FS0x - (M-S).* ((Sx./((Sx.^2+Sy.^2)+alpha^2*(M-S).^2))+
    (Mx./((Mx.^2+My.^2)+alpha^2*(M-S).^2)));
    Uy = Uys - FS0y - (M-S).* ((Sy./((Sx.^2+Sy.^2)+alpha^2*(M-S).^2))+
    (My./((Mx.^2+My.^2)+alpha^2*(M-S).^2)));

    % Ux=Ux-(M-S).* ((Sx./((Sx.^2+Sy.^2)+alpha^2*(M-S).^2))+
    (Mx./((Mx.^2+My.^2)+alpha^2*(M-S).^2)));%teste matriz de movimentação
    % Uy=Uy-(M-S).* ((Sy./((Sx.^2+Sy.^2)+alpha^2*(M-S).^2))+
    (My./((Mx.^2+My.^2)+alpha^2*(M-S).^2)));%teste matriz de movimentação

    % Quando há divisão por zero

```

```

    Ux(isnan(Ux))=0; Uy(isnan(Uy))=0;
    Uxs=imfilter(Ux,Hsmooth);
    Uys=imfilter(Uy,Hsmooth);
    %M=(Uxs.*Sx+Uys.*Sy)+S;
    M=movepixels_2d_double_michele(I1,Uxs,Uys,0);% Eder 14/06/2012
    %      M=(Ux.*Sx+Uy.*Sy)+S;%matriz de movimentação
    %      save MM.mat M
    %      stop
    [My,Mx]=gradient(M);
    Uxt=cat(3,Uxt,Uxs);%guardando os Uxs de todas as iterações 28/04/2012
    Uyt=cat(3,Uyt,Uys);%guardando os Uys de todas as iterações 28/04/2012
    MSD=[MSD (sum(sum((M-I2).^2))./(L^2))];
    if itt==(ncomp+1)*50
        if ((min(MSD(2+(ncomp-1)*50:1+ncomp*50)) <
min(MSD(2+ncomp*50:1+(ncomp+1)*50)))||(ncomp>20))
% tem de ser somado um valor a mais para não considerar o msd original
            logical=0;
        else
            ncomp=ncomp+1;
        end
    end
    itt=itt+1;
end
[a,b]=min(MSD(2:end));
Uxt=Uxt(:,:,b);% O MSD tem um elemento a mais, logo a posicao no U é um a menos.
Uyt=Uyt(:,:,b);
M=movepixels_2d_double_michele(I1,Uxt,Uyt,0);% Eder 14/05/2013
MSD=[MSD(1) MSD(b+1) b];

```

A.5 movepixels 2d double michele

```
function Iout=movepixels_2d_double_michele(Iin,Tx,Ty,mode)
% Essa função movepixels irá transladar os pixels de uma imagem de acordo
% com as imagens de translação em x e y (interpolação bilinear).
%
% Iout = movepixels_2d_double_michele(I,Tx,Ty,mode);
%
% Entradas:
% Tx, Ty: As imagens de Transformação, descrevendo a translação no
% sentido contrário de cada pixel na direção x e y.
% modo: Se 0: interpolação linear e pixels de fora são ajustados para o
% pixel mais próximo
%         1: interpolação linear e pixels de fora ajustados para zero
%         (interpolação cúbica é suportada apenas pelo arquivo mex
%         compilado).
%         2: interpolação cúbica e pixels de fora ajustados para o pixel
%         mais próximo
%         3: interpolação cúbica e pixels de fora ajustados para zero
%
% Saídas:
% Iout : A imagem transformada
%
% Função escrita por D. Kroon, modificada por Michele Noccioli de Souza

% Inicialização dos índices x e y
[x,y]=ndgrid(0:size(Iin,1)-1,0:size(Iin,2)-1);

% Cálculo das Coordenadas Transformadas
Tlocalx = x+Tx;
Tlocaly = y+Ty;
```



```
%Todos os vizinhos incluídos na interpolação
xBas0=floor(Tlocalx);
yBas0=floor(Tlocaly);
xBas1=xBas0+1;
yBas1=yBas0+1;

% Constantes da interpolação linear (porcentagens)
xCom=Tlocalx-xBas0;
yCom=Tlocaly-yBas0;
perc0=(1-xCom).*(1-yCom);
perc1=(1-xCom).*yCom;
perc2=xCom.*(1-yCom);
perc3=xCom.*yCom;

% limitação dos índices às bordas segundo os modos 0 e 1
if (mode==0)
    check_xBas00 = xBas0<0;
    check_xBas0end =xBas0>(size(Iin,1)-1);
    check_yBas00=(yBas0<0);
    check_yBas0end=yBas0>(size(Iin,2)-1);
    xBas0(check_xBas00)=0;
    xBas0(check_xBas0end)=size(Iin,1)-1;
    yBas0(check_yBas00)=0;
    yBas0(check_yBas0end)=size(Iin,2)-1;
    check_xBas10=(xBas1<0);
    check_xBas1end=xBas1>(size(Iin,1)-1);
    check_yBas10=(yBas1<0);
    check_yBas1end=yBas1>(size(Iin,2)-1);
    xBas1(check_xBas10)=0;
    xBas1(check_xBas1end)=size(Iin,1)-1;
    yBas1(check_yBas10)=0;
    yBas1(check_yBas1end)=size(Iin,2)-1;
```

end

if(mode==1)

 check_xBas0=(xBas0<0)|(xBas0>(size(Iin,1)-1));

 check_yBas0=(yBas0<0)|(yBas0>(size(Iin,2)-1));

 xBas0(check_xBas0)=0;

 yBas0(check_yBas0)=0;

 check_xBas1=(xBas1<0)|(xBas1>(size(Iin,1)-1));

 check_yBas1=(yBas1<0)|(yBas1>(size(Iin,2)-1));

 xBas1(check_xBas1)=0;

 yBas1(check_yBas1)=0;

end

Iout=zeros(size(Iin));

for i=1:size(Iin,3);

 Iin_one=Iin(:, :, i);

 % Intensidades dos píxels

 intensity_xyz0=Iin_one(1+xBas0+yBas0*size(Iin,1));

 intensity_xyz1=Iin_one(1+xBas0+yBas1*size(Iin,1));

 intensity_xyz2=Iin_one(1+xBas1+yBas0*size(Iin,1));

 intensity_xyz3=Iin_one(1+xBas1+yBas1*size(Iin,1));

 % Make pixels before outside Ibuffer mode

 if(mode==1||mode==3)

 intensity_xyz0(check_xBas0|check_yBas0)=0;

 intensity_xyz1(check_xBas0|check_yBas1)=0;

 intensity_xyz2(check_xBas1|check_yBas0)=0;

 intensity_xyz3(check_xBas1|check_yBas1)=0;

 end

 Iout_one=intensity_xyz0.*perc0+intensity_xyz1.*perc1+intensity_xyz2.*perc2
+intensity_xyz3.*perc3;

 Iout(:, :, i)=reshape(Iout_one, [size(Iin,1) size(Iin,2)]);

end

A.6 ImagensdeCampoEsofagoN5

```
clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Esofago\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
%Le arquivo da imagem
for paciente=3:4:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\InicioeFimEnchimento' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4) 'N5pares.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\ROIsRetangulares' file(6:end-4) '.mat;'])
    [cont,h]=contour(RT);
    hc=get(h,'Children');
    NivelT=get(hc(5));
    XpolT=NivelT.XData;
    YpolT=NivelT.YData;
    [cont,h]=contour(RP);
    hc=get(h,'Children');
    NivelP=get(hc(5));
    XpolP=NivelP.XData;
    YpolP=NivelP.YData;
    [cont,h]=contour(RM);
    hc=get(h,'Children');
    NivelM=get(hc(5));
```

```

XpolM=NivelM.XData;
YpolM=NivelM.YData;
[cont,h]=contour(RD);
hc=get(h,'Children');
NivelD=get(hc(5));
XpolD=NivelD.XData;
YpolD=NivelD.YData;
close all;
for par=1:size(Imagens,3)
    [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=inverteTxTycoordenadasij(
Imagens(:,:,par),TxTotal(:,:,par), TyTotal(:,:,par),0);
    figure(par),imagesc(Imagens(:,:,par));
    colorbar
    hold on
    plot(XpolT,YpolT,'k')
    plot(XpolP,YpolP,'y')
    plot(XpolM,YpolM,'c')
    plot(XpolD,YpolD,'m')
    quiver(Tyfinal, Txfinal,2,'m')
    axis([15 50 5 60])
    axis off
    M(par)=getframe;
    eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
Imagens_de_Campo\Esofago_Total\' file(6:end-4) '\N5par' num2str(par)])
    close all
end
movie(M);
movie2avi(M,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
Imagens_de_Campo\Esofago_Total\' file(6:end-4) '\MovieN5' file(6:end-4)],'fps',1);
clear M Imagens TxTotal TyTotal Txfinal Tyfinal Txfluxo Tyfluxo InicEnc FimEnc;

```

end

A.7 ProfilesEsofago

```
clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Esofago\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
TempoP=[];
TempoM=[];
TempoD=[];
VyPA=[];
VyMA=[];
VyDA=[];
VyPS=[];
VyMS=[];
VyDS=[];
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\InicioFimEnchimento' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4) 'N5pares.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\R0IsRetangulares' file(6:end-4) '.mat;'])
    ImagemSomada=sum(Imagens,3);
%     imagesc(ImagemSomada)
%     h=imrect;
```

```

% position=wait(h);
% RoiTotal=createMask(h);
% [linhas,colunas]=find(ImagemSomada~=0);
% primeira=min(linhas);
% ultima=max(linhas);
% RT=zeros(64,64);
% RP=zeros(64,64);
% RM=zeros(64,64);
% RD=zeros(64,64);
% RT(primeira:ultima,:)=RoiTotal(primeira:ultima,:);
% terco=(ultima-primeira)/3;
% RP(primeira:primeira+round(terco),:)=RT(primeira:primeira+round(terco),:);
% RM(primeira+round(terco)+1:primeira+2*round(terco)+1,:)=RT
(primeira+round(terco)+1:primeira+2*round(terco)+1,:);
% RD(primeira+2*round(terco)+2:ultima,:)=RT(primeira+2*round(terco)+2:ultima,:);
% eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\ROIsRetangulares' file(6:end-4) '.mat RT RP RM
RD'])

ImagemSomadaProximal=RP.*(ImagemSomada);
ImagemSomadaMedia=RM.*(ImagemSomada);
ImagemSomadaDistal=RD.*(ImagemSomada);
XProfile=6.8*(1:64);
XProfile=XProfile';
YProfile=sum(ImagemSomada,2);
media=mean(YProfile);
YProfile=YProfile/mean(YProfile);
YProfileP=sum(ImagemSomadaProximal,2);
YProfileP=YProfileP/media;
YProfileM=sum(ImagemSomadaMedia,2);
YProfileM=YProfileM/media;
YProfileD=sum(ImagemSomadaDistal,2);
YProfileD=YProfileD/media;

```

```

AreaTotal=trapz(YProfile);
AreaProximal=trapz(YProfileP);
AreaMedia=trapz(YProfileM);
AreaDistal=trapz(YProfileD);
AreaPercProximal=(AreaProximal/AreaTotal)*100;
AreaPercMedia=(AreaMedia/AreaTotal)*100;
AreaPercDistal=(AreaDistal/AreaTotal)*100;
TempoP=[TempoP;AreaProximal];
TempoM=[TempoM;AreaMedia];
TempoD=[TempoD;AreaDistal];
TxProximal=zeros(size(TxTotal));
TyProximal=zeros(size(TyTotal));
TxMedio=zeros(size(TxTotal));
TyMedio=zeros(size(TyTotal));
TxDistal=zeros(size(TxTotal));
TyDistal=zeros(size(TyTotal));
for par=1:size(Imagens,3)
    [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=inverteTxeTycoordenadasij
(Imagens(:, :, par), TxTotal(:, :, par), TyTotal(:, :, par), 0);
    TxProximal(:, :, par)=RP.*Txfinal;
    TyProximal(:, :, par)=RP.*Tyfinal;
    TxMedio(:, :, par)=RM.*Txfinal;
    TyMedio(:, :, par)=RM.*Tyfinal;
    TxDistal(:, :, par)=RD.*Txfinal;
    TyDistal(:, :, par)=RD.*Tyfinal;
end
ProfileVyProximal=sum(sum(TxProximal,3),2);
ProfileVyMedio=sum(sum(TxMedio,3),2);
ProfileVyDistal=sum(sum(TxDistal,3),2);
VyPA=[VyPA;trapz(ProfileVyProximal)];
VyMA=[VyMA;trapz(ProfileVyMedio)];
VyDA=[VyDA;trapz(ProfileVyDistal)];

```

```

TxPSomado=sum(sum(TxProximal));
TyPSomado=sum(sum(TyProximal));
TxMSomado=sum(sum(TxMedio));
TyMSomado=sum(sum(TyMedio));
TxDSomado=sum(sum(TxDistal));
TyDSomado=sum(sum(TyDistal));
for i=1:size(TxPSomado,3)
    TxProximalSomado(i)=TxPSomado(:,:,i);
    TyProximalSomado(i)=TyPSomado(:,:,i);
    TxMedioSomado(i)=TxMSomado(:,:,i);
    TyMedioSomado(i)=TyMSomado(:,:,i);
    TxDistalSomado(i)=TxDSomado(:,:,i);
    TyDistalSomado(i)=TyDSomado(:,:,i);
end
Tudo=[TxProximalSomado TyProximalSomado TxMedioSomado TyMedioSomado
TxDistalSomado TyDistalSomado];
maximo=max(Tudo);
minimo=min(Tudo);
t=(InicEnc*0.250:0.250:FimEnc*0.250);
figure(1), plot(t,TxProximalSomado);
axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemons\Demons\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TxProximalSomadoXTempo'])
figure(2), plot(t,TyProximalSomado);
axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemons\Demons\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TyProximalSomadoXTempo'])
figure(3), plot(t,TxMedioSomado);
axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemons\Demons\

```



```

demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TxMedioSomadoXTempo'])
    figure(4), plot(t,TyMedioSomado);
    axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
    eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TyMedioSomadoXTempo'])
    figure(5), plot(t,TxDistalSomado);
    axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
    eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TxDistalSomadoXTempo'])
    figure(6), plot(t,TyDistalSomado);
    axis([t(1) t(size(t,2)) minimo maximo]);
    eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Resultados\N5\Roi_Manual\
TySomado_TxSomado\' file(6:end-4) '\TyDistalSomadoXTempo'])
    close all;
    TxProximalFinal=sum(sum(sum(TxProximal)));
    TyProximalFinal=sum(sum(sum(TyProximal)));
    VyPS=[VyPS;TxProximalFinal];
    TxMedioFinal=sum(sum(sum(TxMedio)));
    TyMedioFinal=sum(sum(sum(TyMedio)));
    VyMS=[VyMS;TxMedioFinal];
    TxDistalFinal=sum(sum(sum(TxDistal)));
    TyDistalFinal=sum(sum(sum(TyDistal)));
    VyDS=[VyDS;TxDistalFinal];
    moduloProximal=sqrt((TxProximalFinal)^2+(TyProximalFinal)^2);
    moduloMedio=sqrt((TxMedioFinal)^2+(TyMedioFinal)^2);
    moduloDistal=sqrt((TxDistalFinal)^2+(TyDistalFinal)^2);
    clear TxProximalSomado TyProximalSomado TxMedioSomado TyMedioSomado
    TxDistalSomado TyDistalSomado TxPSomado TyPSomado TxMSomado TyMSomado

```

```

TxDSomado TyDSomado TxProximal TyProximal TxMedio TyMedio TxDistal TyDistal
YProfile YProfileP YProfileM YProfileD Imagens TxTotal TyTotal
end
[CP1,PP1]=corrcoef(TempoP,VyPA);
[CM1,PM1]=corrcoef(TempoM,VyMA);
[CD1,PD1]=corrcoef(TempoD,VyDA);

```

A.8 CorrelacaoMediasEsofago

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Esofago\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
TempoT=[];
TempoP=[];
TempoM=[];
TempoD=[];
VelocidadeT=[];
VelocidadeP=[];
VelocidadeM=[];
VelocidadeD=[];
XProfile=6.8*(1:64);
XProfile=XProfile';
for paciente=3:4:size(arquivos)
    AreaTotal=[];
    AreaProximal=[];
    AreaMedio=[];
    AreaDistal=[];
    VyP=[];
    VyM=[];

```

```

VyD=[];
VyT=[];
for pac=paciente:paciente+3
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(pac).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\InicioeFimEnchimento' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4) 'N5pares.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\R0IsRetangulares' file(6:end-4) '.mat;'])
    ImagemSomada=sum(Imagens,3);
%    imagesc(ImagemSomada)
%    h=imrect;
%    position=wait(h);
%    RoiTotal=createMask(h);
%    [linhas,colunas]=find(ImagemSomada~=0);
%    primeira=min(linhas);
%    ultima=max(linhas);
%    RT=zeros(64,64);
%    RP=zeros(64,64);
%    RM=zeros(64,64);
%    RD=zeros(64,64);
%    RT(primeira:ultima,:)=RoiTotal(primeira:ultima,:);
%    terco=(ultima-primeira)/3;
%    RP(primeira:primeira+round(terco),:)=RT(primeira:primeira+round(terco),:);
%    RM(primeira+round(terco)+1:primeira+2*round(terco)+1,:)=
RT(primeira+round(terco)+1:primeira+2*round(terco)+1,:);
%    RD(primeira+2*round(terco)+2:ultima,:)=
RT(primeira+2*round(terco)+2:ultima,:);
%    eval(['save C:\BackupPendriveDemos\Demos\

```

```

demon_registration_version_8f\PacFernando\ImgSv\Informações_Gerais\
ROIsRetangulares' file(6:end-4) '.mat RT RP RM RD'])

    ImagemSomadaProximal=RP.*(ImagemSomada);
    ImagemSomadaMedia=RM.*(ImagemSomada);
    ImagemSomadaDistal=RD.*(ImagemSomada);
    YProfile=sum(ImagemSomada,2);
    media=mean(YProfile);
    YProfile=YProfile/mean(YProfile);
    YProfileP=sum(ImagemSomadaProximal,2);
    YProfileP=YProfileP/media;
    YProfileM=sum(ImagemSomadaMedia,2);
    YProfileM=YProfileM/media;
    YProfileD=sum(ImagemSomadaDistal,2);
    YProfileD=YProfileD/media;
    AreaTotal=[AreaTotal;trapz(YProfile)];
    AreaProximal=[AreaProximal;trapz(YProfileP)];
    AreaMedio=[AreaMedio;trapz(YProfileM)];
    AreaDistal=[AreaDistal;trapz(YProfileD)];
    TxT=zeros(size(TxTotal));
    TyT=zeros(size(TyTotal));
    TxProximal=zeros(size(TxTotal));
    TyProximal=zeros(size(TyTotal));
    TxMedio=zeros(size(TxTotal));
    TyMedio=zeros(size(TyTotal));
    TxDistal=zeros(size(TxTotal));
    TyDistal=zeros(size(TyTotal));
    for par=1:size(Imagens,3)
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=
inverteTxTycoordenadasij(Imagens(:,:,par),TxTotal(:,:,par), TyTotal(:,:,par),0);
        TxT(:,:,par)=Txfinal;
        TyT(:,:,par)=Tyfinal;
        TxProximal(:,:,par)=RP.*Txfinal;

```

```

        TyProximal(:, :, par) = RP.*Tyfinal;
        TxMedio(:, :, par) = RM.*Txfinal;
        TyMedio(:, :, par) = RM.*Tyfinal;
        TxDistal(:, :, par) = RD.*Txfinal;
        TyDistal(:, :, par) = RD.*Tyfinal;
    end
    ProfileVyProximal = sum(sum(TxProximal, 3), 2);
    ProfileVyMedio = sum(sum(TxMedio, 3), 2);
    ProfileVyDistal = sum(sum(TxDistal, 3), 2);
    ProfileVyTotal = sum(sum(TxT, 3), 2);
    VyP = [VyP; trapz(ProfileVyProximal)];
    VyM = [VyM; trapz(ProfileVyMedio)];
    VyD = [VyD; trapz(ProfileVyDistal)];
    VyT = [VyT; trapz(ProfileVyTotal)];
end
TempoT = [TempoT; mean(AreaTotal)];
%TempoT = [TempoT; AreaTotal];
TempoP = [TempoP; mean(AreaProximal)];
%TempoP = [TempoP; AreaProximal];
TempoM = [TempoM; mean(AreaMedio)];
%TempoM = [TempoM; AreaMedio];
TempoD = [TempoD; mean(AreaDistal)];
%TempoD = [TempoD; AreaDistal];
VelocidadeT = [VelocidadeT; mean(VyT)];
%VelocidadeT = [VelocidadeT; VyT];
VelocidadeP = [VelocidadeP; mean(VyP)];
%VelocidadeP = [VelocidadeP; VyP];
VelocidadeM = [VelocidadeM; mean(VyM)];
%VelocidadeM = [VelocidadeM; VyM];
VelocidadeD = [VelocidadeD; mean(VyD)];
%VelocidadeD = [VelocidadeD; VyD];

```

```

clear TxProximalSomado TyProximalSomado TxMedioSomado TyMedioSomado
TxDistalSomado TyDistalSomado TxPSomado TyPSomado TxMSomado TyMSomado TxDSomado
TyDSomado TxProximal TyProximal TxMedio TyMedio TxDistal TyDistal YProfile
YProfileP YProfileM YProfileD Imagens TxTotal TyTotal
end
[CT,PT]=corrcoef(TempoT,VelocidadeT);
[CP,PP]=corrcoef(TempoP,VelocidadeP);
[CM,PM]=corrcoef(TempoM,VelocidadeM);
[CD,PD]=corrcoef(TempoD,VelocidadeD);

```

A.9 CorrecoesImagensEnchimentoSemMarca

```

%Roi automatizada, realimentado, janelas flutuantes, N5
function [] = CorrecoesImagensEnchimentoSemMarca()
clc; clear all; close all;
% Le 2 imagens
pastaatual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Originais\MariaFernanda\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
for paciente=5:2:size(arquivos)
    clear file im info imagema imagemp nframes c imagem Nfases t vetorpasso
nframesfase t0 tf i s passo div frame InicEnc img k n sigma Hsmooth r imgsv
j ROI image cont h hc Nivel20perc Xpol Ypol Nivelmax vintperc ValoresCurvas
chd Nivelatual IndiceLimiar MaiorPol idl DadosMaiorPol DadosProxPol MaiorPol
DadosLimiar NivelLimiar ROIcontour imf Txinic Tyinic par1 par2 im1 im2 MSD0
alfa epsilon Tx Ty a b MSD;
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;%imagem anterior
    info=dicominfo([path file]);%carrega características do arquivo dicom e
guarda na variável info

```

```

    imagema=dicomread([path file]);
    imagema=squeeze(imagema);
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente+1).name;%imagem posterior
    info=dicominfo([path file]);
    imagemp=dicomread([path file]);
    eval(['cd ' pastaatual])
    imagemp=squeeze(imagemp);
    nframes=size(imagemp,3);
    %-----
    %Flip e Média Geométrica
    for c=1:nframes
        imagem(:,:,c)=(double(imagema(:,:,c)).*double(fliplr(imagemp(:,:,c))))
        .^(1/2);
    end
    %-----
    %-----
    %Criação do vetor tempo
    Nfases=info.NumberOfPhases;

    t=[];
    vetorpasso=[];
    if Nfases==1
        nframesfase=info.PhaseInformationSequence.Item1.NumberOfFramesInPhase;
        t0=1;
        t=[t t0:(info.PhaseInformationSequence.Item_1.ActualFrameDuration)/1000:
t0+(nframesfase-1)*(info.PhaseInformationSequence.Item_1.ActualFrameDuration)/1000]
    % divide por 1000 porque no info o tempo está em milisegundos
    else
        tf=0;
        for i=1:Nfases
            s=int2str(i);%transforma um número inteiro em uma string

```

```

        nframesfase=
eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,'.NumberOfFramesInPhase']);
        passo=
eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,'.ActualFrameDuration'])/1000;
        t0=tf+passo;
        t=[t t0:passo:t0+(nframesfase-1)*passo];
        tf=tf+
eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,'.NumberOfFramesInPhase'])*passo;
    end
end
%-----
%-----
%correção decaimento radioativo e fase
div=[1 diff(t)];
for frame=1:nframes
    %imagem(:,:,frame)=(imagem(:,:,frame))/(exp(-log(2)*double(t(frame)))/21636)
*double(div(frame)));
    imagem(:,:,frame)=(imagem(:,:,frame))/(exp(-log(2)*double(t(frame)))/21636))
%modificado no dia 8/01/2012 quando eu deixei a taxa constante
end
%-----
%-----
%Conversão da taxa de aquisição em uma única taxa de 1 imagem a cada 2
%segundos
eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\FimEnchimento' file(1:end-1)
'.mat'])
    if mod(InicEnc,2)==0
        InicEnc=InicEnc+1;
    end
    for k=0:(60-(InicEnc-1))/2
        img(:,:,k+1)=imagem(:,:,InicEnc+2*k)+imagem(:,:,InicEnc+1+2*k);
    end
end

```



```

end
for k=1:size(imagem,3)-(InicEnc-1)-2*((60-(InicEnc-1))/2)
    img(:,:, (60-(InicEnc-1))/2+k)=imagem(:,:,60+k);
end
%-----
%-----
%Criação e Aplicação da ROI manual
%imagem=imresize(imagem,[128 NaN],'bilinear');
%imagemSomada=sum(imgsv,3);
%imagesc(imagemSomada)%descomentar para mudar a ROI
clear I2;
%[ROI,xi,yi]=roipoly;%descomentar para mudar a ROI
%eval(['save roiEstomagosv' file(1:end-1) 'N5.mat ROI'])%teste para
%N=5 e sigma=0.9%descomentar para salvar a ROI modificada
eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\ROIestomago' file(1:end-1)
'.mat'])%carregando as ROIs que eu já fiz pro programa rodar independente da minha
presença
%Aplica a ROI para todos os frames
for j=1:size(img,3)
    im(:,:,j)=ROI.*double(img(:,:,j));
end
TamanhoImgDicom=size(imagem,3);
eval(['save C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
images\Corrigidas\Enchimento\ImCor' file(1:end-1) '.mat im InicEnc
TamanhoImgDicom'])
end

```

A.10 CorrecoesImagensEnchimentoComMarca

```

function [] = CorrecoesImagensEnchimentoComMarca()
clc; clear all; close all;

```

```

% Le 2 imagens
pastaatual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Originais\Aquisição_com_Marca\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
FSM=fspecial('average',3);
for paciente=3:2:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;%imagem anterior
    info=dicominfo([path file]);%carrega características do arquivo dicom e
guarda na variável info
    imagema=dicomread([path file]);
    imagema=squeeze(imagema);
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente+1).name;%imagem posterior
    info=dicominfo([path file]);
    imagemp=dicomread([path file]);
    eval(['cd ' pastaatual])
    imagemp=squeeze(imagemp);
    nframes=size(imagemp,3);
    %-----
    %Flip e Média Geométrica
    for c=1:nframes
        imagem(:,:,c)=(double(imagema(:,:,c)).*double(fliplr(imagemp(:,:,c)))).
^(1/2);
    end
    %-----
    %-----
    %Criação do vetor tempo
    Nfases=info.NumberOfPhases;

```

```

t=[];
vetorpasso=[];
if Nfases==1
    nframesfase=info.PhaseInformationSequence.Item1.NumberOfFramesInPhase;
    t0=1;
    t=[t t0:(info.PhaseInformationSequence.Item_1.ActualFrameDuration)/1000:
t0+(nframesfase-1)*(info.PhaseInformationSequence.Item_1.ActualFrameDuration)/1000]
% divide por 1000 porque no info o tempo está em milisegundos
else
    tf=0;
    for i=1:Nfases
        s=int2str(i);%transforma um número inteiro em uma string
        nframesfase=
eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,'.NumberOfFramesInPhase']);
        passo=
eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,'.ActualFrameDuration'])/1000;
        t0=tf+passo;
        t=[t t0:passo:t0+(nframesfase-1)*passo];
        tf=tf+eval(['info.PhaseInformationSequence.Item_',s,
'.NumberOfFramesInPhase'])*passo;
    end
end
%-----
%-----
%correção decaimento radioativo e fase
div=[1 diff(t)];
for frame=1:nframes
    %imagem(:,:,frame)=(imagem(:,:,frame))/(exp(-log(2)*double(t(frame)))/21636)
*double(div(frame)));
    imagem(:,:,frame)=(imagem(:,:,frame))/(exp(-log(2)*double(t(frame)))/21636))
%modificado no dia 8/01/2012 quando eu deixei a taxa constante
end

```

```

%-----
%-----
%Corregistro Rígido das Imagens pela marca
%   imagemSomada=sum(img,3);
%   imagesc(imagemSomada);
%   title('Desenhe uma ROI larga ao redor da marca')
%   ROImarca=roipoly();
%   close;
%   eval(['save ROImarca' file(1:end-1) 'N5.mat ROImarca'])
%   eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\ROImarca' file(1:end-1)
'N5.mat'])
%Aplica a Roi da marca em todos os frames pra retirar tudo o que não
%faz parte da marca
imagensMarca=zeros(64,64,size(imagem,3));
for j=1:size(imagem,3)
    imagensMarca(:,:,j)=ROImarca.*double(imagem(:,:,j));
end
imagensMarca=imfilter(imagensMarca,FSM);
imgCor=zeros(64,64,size(imagem,3));
[linha,coluna]=find(imagensMarca(:,:,1)==max(max(imagensMarca(:,:,1))));
if size(linha,1)>1
    linha=linha(1);
    coluna=coluna(1);
end
for f=1:size(imagensMarca,3)
    [lin,col]=find(imagensMarca(:,:,f)==max(max(imagensMarca(:,:,f))));
    if size(lin,1)>1
        lin=lin(1);
        col=col(1);
    end
    imagem(lin,col,f)=50;

```

```

    DifLin=lin-linha;
    DifCol=col-coluna;
    for a=1:64
        for b=1:64
            linhaNova=a+DifLin;
            colunaNova=b+DifCol;
            if linhaNova<1
                linhaNova=1;
            end
            if colunaNova<1
                colunaNova=1;
            end
            if linhaNova>64
                linhaNova=64;
            end
            if colunaNova>64
                colunaNova=64;
            end
            imgCor(a,b,f)=imagem(linhaNova,colunaNova,f);
        end
    end
    clear lin col;
end

%-----
%Conversão da taxa de aquisição em uma única taxa de 1 imagem a cada 2
%segundos
eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\FimEnchimento' file(1:end-1)
'.mat'])
if mod(InicEnc,2)==0
    InicEnc=InicEnc+1;

```

```

end
for k=0:((60-(InicEnc-1))/2)-1
    img(:,:,k+1)=imgCor(:,:,InicEnc+2*k)+imgCor(:,:,InicEnc+1+2*k);
end
for k=1:size(imagem,3)-(InicEnc-1)-2*((60-(InicEnc-1))/2)
    img(:,:,60-(InicEnc-1))/2+k)=imgCor(:,:,60+k);
end
%-----
% Aplicação da ROI ao redor do estômago
eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\ROIestomago' file(1:end-1)
'.mat'])
for d=1:size(img,3)
    im(:,:,d)=ROI.*double(img(:,:,d));
end
TamanhoImgDicom=size(imagem,3);
eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\images\Corrigidas\Enchimento\ImCor' file(1:end-1) '.mat im InicEnc
TamanhoImgDicom'])
clear InicEnc imf img imgCor ImSumJan jan im imagem imagema imagemp info
%end
end

```

A.11 CorregistroPacientesEnchimentoSemRealimentacaoSem JanelasImgSv

```

clear all, close all, clc;
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
FSI=fspecial('average',3);

```

```
%Retirar essa parte depois:
paccor=[3 6 8];
for bla=2:3
    paciente=paccor(bla);
%Retirar até aqui!!!
%for paciente=3:size(arquivos)
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['load ' file])
    %Criando as ROIs automaticas atraves da função contour
    for image=1:size(im,3)
        [cont,h]=contour(im(:,:,image),10);
        hc=get(h,'Children');
        if size(hc)==10
            Nivel10perc=get(hc(10));
            Xpol=Nivel10perc.XData;
            Ypol=Nivel10perc.YData;
        else
            Nivelmax=get(hc(1));
            dezperc=10*Nivelmax.UserData/100;
            ValoresCurvas=[];
            for chd=1:size(hc)
                NivelAtual=get(hc(chd));
                ValoresCurvas=[ValoresCurvas NivelAtual.UserData];
            end
            IndiceLimiar=find(round(ValoresCurvas)==round(dezperc));
            if length(IndiceLimiar)>1
                MaiorPol=IndiceLimiar(1);
                for idl=IndiceLimiar(1):IndiceLimiar(end-1)
                    DadosMaiorPol=get(hc(MaiorPol));
                    DadosProxPol=get(hc(idl+1));
                    if length(DadosProxPol.XData)>length(DadosMaiorPol.XData)
                        MaiorPol=idl+1;
                    end
                end
            end
        end
    end
end
```

```

        end

        end

        DadosLimiar=get(hc(MaiorPol));
        NivellLimiar=DadosLimiar.UserData;
        Xpol=DadosLimiar.XData;
        Ypol=DadosLimiar.YData;
    else
        DadosLimiar=get(hc(IndiceLimiar));
        Xpol=DadosLimiar.XData;
        Ypol=DadosLimiar.YData;
    end
end

ROIcontour=roipoly(im(:,: ,image),Xpol(1:end-1),Ypol(1:end-1));
imf(:,: ,image)=ROIcontour.*double(im(:,: ,image));
end

%-----
%Aplicação do Filtro de Média 3x3 em toda a imagem
imfs=imfilter(imf,FSI);
%-----
%Corregistro das imagens somadas de janelas sem realimentação
Txinic=zeros(size(imfs,1));
Tyinic=zeros(size(imfs,2));
msdajustado=[];
Imagens=[];
TxTotal=[];
TyTotal=[];
MTTotal=[];
for par=1:(size(imfs,3)-1)
    I1=imfs(:,: ,par);
    I2=imfs(:,: ,par+1);
    AjusteParametrosN5

```



```

    Imagens=cat(3,Imagens,I1);
    MTotal=cat(3,MTotal,M);
    TxTotal=cat(3,TxTotal,Uxt);
    TyTotal=cat(3,TyTotal,Uyt);
    msdajustado=[msdajustado MSD(2)/MSD(1)];
end
%-----
close;
eval(['save C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat Imagens TxTotal TyTotal MTotal msdajustado'])
clear InicEnc imf imfs img im par
end

```

A.12 ImagensdeCampoAutoSemJanelaN5ImgSv

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
%Le arquivo da imagem
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\posição' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])

```

```

    for par=1:size(Imagens,3)
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=
inverteTxTycoordenadasij(Imagens(:,:,par),TxTotal(:,:,par), TyTotal(:,:,par),0);
        figure(par),imagesc(Imagens(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim,par));
        colorbar
        axis off
        hold on
        quiver(Tyfinal(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim),
Txfinal(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim),2,'m')
        M(par)=getframe;
        eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Total\Imagens_de_Campo\Estomago_Total\' file(6:end-4) '\N5par'
num2str(par)])
        close all
    end
    movie(M);
    movie2avi(M,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Total\
Imagens_de_Campo\Estomago_Total\' file(6:end-4) '\MovieN5' file(6:end-4)],
'fps',0.5);
    clear M Imagens TxTotal TyTotal Txfinal Tyfinal Txfluxo Tyfluxo;
end

```

A.13 *inverteTxTycoordenadasij*

```

function [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=inverteTxTycoordenadasij
(Iin,Tx,Ty,mode)
% Inicialização dos índices x e y
[x,y]=ndgrid(1:size(Iin,1),1:size(Iin,2));

% Cálculo das Coordenadas Transformadas

```

```

Tlocalx = x+Tx;
Tlocaly = y+Ty;

%Todos os vizinhos incluídos na interpolação
xBas0=floor(Tlocalx);
yBas0=floor(Tlocaly);
xBas1=xBas0+1;
yBas1=yBas0+1;

% Constantes da interpolação linear (porcentagens)
xCom=Tlocalx-xBas0;
yCom=Tlocaly-yBas0;
TxTyNulla=Tx==0&Ty==0;
perc0=(1-xCom).*(1-yCom);
perc0=(1-TxTyNulla).*perc0;
perc1=(1-xCom).*yCom;
perc2=xCom.*(1-yCom);
perc3=xCom.*yCom;

% limitação dos índices às bordas segundo os modos 0 e 1
if (mode==0)
    check_xBas00 = xBas0<=0;
    check_xBas0end =xBas0>(size(Iin,1));
    check_yBas00=(yBas0<=0);
    check_yBas0end=yBas0>(size(Iin,2));
    xBas0(check_xBas00)=1;
    xBas0(check_xBas0end)=size(Iin,1);
    yBas0(check_yBas00)=1;
    yBas0(check_yBas0end)=size(Iin,2);
    check_xBas10=(xBas1<=0);
    check_xBas1end=xBas1>(size(Iin,1));
    check_yBas10=(yBas1<=0);

```

```

    check_yBas1end=yBas1>(size(Iin,2));
    xBas1(check_xBas10)=1;
    xBas1(check_xBas1end)=size(Iin,1);
    yBas1(check_yBas10)=1;
    yBas1(check_yBas1end)=size(Iin,2);
end

if(mode==1)
    check_xBas0=(xBas0<0)|(xBas0>(size(Iin,1)));
    check_yBas0=(yBas0<0)|(yBas0>(size(Iin,2)));
    xBas0(check_xBas0)=1;
    yBas0(check_yBas0)=1;
    check_xBas1=(xBas1<0)|(xBas1>(size(Iin,1)));
    check_yBas1=(yBas1<0)|(yBas1>(size(Iin,2)));
    xBas1(check_xBas1)=1;
    yBas1(check_yBas1)=1;
end

Txfinal=zeros(size(Tx));
Tyfinal=zeros(size(Ty));
flagTxfluxo=zeros(size(Tx));
flagTyfluxo=zeros(size(Ty));
Txfluxo=zeros(size(Tx));
Tyfluxo=zeros(size(Ty));

for i=1:size(Iin,1)
    for j=1:size(Iin,2)
        Txfinal(xBas0(i,j),yBas0(i,j))=Txfinal(xBas0(i,j),yBas0(i,j))+
perc0(i,j)*(Tx(i,j));
        Txfluxo(xBas0(i,j),yBas0(i,j))=Txfluxo(xBas0(i,j),yBas0(i,j))+
perc0(i,j)*(Iin(xBas0(i,j),yBas0(i,j)));
        Txfinal(xBas0(i,j),yBas1(i,j))=Txfinal(xBas0(i,j),yBas1(i,j))+

```

```

perc1(i,j)*(Tx(i,j));
    Txfluxo(xBas0(i,j),yBas1(i,j))=Txfluxo(xBas0(i,j),yBas1(i,j))+
perc1(i,j)*(Iin(xBas0(i,j),yBas1(i,j)));
    Txfinal(xBas1(i,j),yBas0(i,j))=Txfinal(xBas1(i,j),yBas0(i,j))+
perc2(i,j)*(Tx(i,j));
    Txfluxo(xBas1(i,j),yBas0(i,j))=Txfluxo(xBas1(i,j),yBas0(i,j))+
perc2(i,j)*(Iin(xBas1(i,j),yBas0(i,j)));
    Txfinal(xBas1(i,j),yBas1(i,j))=Txfinal(xBas1(i,j),yBas1(i,j))+
perc3(i,j)*(Tx(i,j));
    Txfluxo(xBas1(i,j),yBas1(i,j))=Txfluxo(xBas1(i,j),yBas1(i,j))+
perc3(i,j)*(Iin(xBas1(i,j),yBas1(i,j)));
    Tyfinal(xBas0(i,j),yBas0(i,j))=Tyfinal(xBas0(i,j),yBas0(i,j))+
perc0(i,j)*(Ty(i,j));
    Tyfluxo(xBas0(i,j),yBas0(i,j))=Tyfluxo(xBas0(i,j),yBas0(i,j))+
perc0(i,j)*(Iin(xBas0(i,j),yBas0(i,j)));
    Tyfinal(xBas0(i,j),yBas1(i,j))=Tyfinal(xBas0(i,j),yBas1(i,j))+
perc1(i,j)*(Ty(i,j));
    Tyfluxo(xBas0(i,j),yBas1(i,j))=Tyfluxo(xBas0(i,j),yBas1(i,j))+
perc1(i,j)*(Iin(xBas0(i,j),yBas1(i,j)));
    Tyfinal(xBas1(i,j),yBas0(i,j))=Tyfinal(xBas1(i,j),yBas0(i,j))+
perc2(i,j)*(Ty(i,j));
    Tyfluxo(xBas1(i,j),yBas0(i,j))=Tyfluxo(xBas1(i,j),yBas0(i,j))+
perc2(i,j)*(Iin(xBas1(i,j),yBas0(i,j)));
    Tyfinal(xBas1(i,j),yBas1(i,j))=Tyfinal(xBas1(i,j),yBas1(i,j))+
perc3(i,j)*(Ty(i,j));
    Tyfluxo(xBas1(i,j),yBas1(i,j))=Tyfluxo(xBas1(i,j),yBas1(i,j))+
perc3(i,j)*(Iin(xBas1(i,j),yBas1(i,j)));
    end
end
Txfinal=-Txfinal;
Tyfinal=-Tyfinal;
Txfluxo=-Txfluxo;

```

```
Tyfluxo=-Tyfluxo;
```

A.14 DivergentesEncAutoParesN5ImgSv

```
clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
%Retirar essa parte depois:
paccor=[3 6 8];
for bla=1:3
    paciente=paccor(bla);
%Retirar até aqui!!!
%for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])
    Max=0;
    Min=0;
    divergente=[];
    for par=1:size(Imagens,3)
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=inverteTxTycoordenadasij
(Imagens(:, :, par), TxTotal(:, :, par), TyTotal(:, :, par), 0);
        divergente=cat(3, divergente, divergence(Tyfinal, Txfinal));
        if max(max(divergente(:, :, par))) > Max
            Max=max(max(divergente(:, :, par)));
```

```

        end
        if min(min(divergente(:,:,par)))<Min
            Min=min(min(divergente(:,:,par)));
        end
    end
    eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\DivergenteEncAutoParesN5' file(6:end-4) '.mat
divergente Imagens Max Min;'])
end

```

A.15 FigurasDivergenteEncAutoParesN5ImgSv

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\posição' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\DivergenteEncAutoParesN5' file(6:end-4) '.mat;'])
    for par=1:size(Imagens,3)
        [cont,h]=contour(Imagens(:,:,par));
        hc=get(h,'Children');
        Contorno=get(hc(size(hc,1)));
        Xpol=Contorno.XData;
    end
end

```

```

Ypol=Contorno.YData;
figure(par),imagesc(divergente(:, :, par));
caxis([Min Max]);
mapa=colormap;
branco=round((-64*Min+Max)/(Max-Min));
mapa(branco,:)= [1 1 1];
colormap(mapa);
colorbar;
hold on
plot(Xpol,Ypol,'m');
axis([dim2inicio dim2fim dim1inicio dim1fim])
M(par)=getframe;
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Total\Imagens_de_Campo\Divergentes\' file(6:end-4)
'\DivergentesN5par' num2str(par)])
close all
end
movie(M);
movie2avi(M,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Total\Imagens_de_Campo\Divergentes\' file(6:end-4)
'\MovieQuiverDivergentesN5' file(6:end-4)], 'fps',0.5);
clear M;
end

```

A.16 RotacionalEncAutoParesN5ImgSv

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';

```

```

eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
%Retirar essa parte depois:
paccor=[3 6 8];
for bla=1:3
    paciente=paccor(bla);
%Retirar até aqui!!!
%for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])
    Max=0;
    Min=0;
    rotacional=[];
    for par=1:size(Imagens,3)
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=
inverteTxeTycoordenadasij(Imagens(:,:,par),TxTotal(:,:,par), TyTotal(:,:,par),0);
        rotacional=cat(3,rotacional,curl(Tyfinal, Txfinal));
        if max(max(rotacional(:,:,par)))>Max
            Max=max(max(rotacional(:,:,par)));
        end
        if min(min(rotacional(:,:,par)))<Min
            Min=min(min(rotacional(:,:,par)));
        end
    end
    eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\RotacionalEncAutoParesN5' file(6:end-4) '.mat
rotacional Imagens Max Min;'])

```

end

A.17 FigurasRotacionalEncAutoParesN5ImgSv

```
clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
%Retirar essa parte depois:
paccor=[3 6 8];
for bla=1:3
    paciente=paccor(bla);
%Retirar até aqui!!!
%for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\posição' file(6:end-4) '.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\RotacionalEncAutoParesN5' file(6:end-4) '.mat;'])
    for par=1:size(Imagens,3)
        [cont,h]=contour(Imagens(:,:,par));
        hc=get(h,'Children');
        Contorno=get(hc(size(hc,1)));
        Xpol=Contorno.XData;
        Ypol=Contorno.YData;
        figure(par), imagesc(rotacional(:,:,par));
        caxis([Min Max]);
```

```

        mapa=colormap;
        preto=round((-64*Min+Max)/(Max-Min));
        mapa(preto,:)= [0 0 0];
        colormap(mapa);
        colorbar;
        hold on
        plot(Xpol,Ypol,'m');
        axis([dim2inicio dim2fim dim1inicio dim1fim])
        M(par)=getframe;
        eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Total\Imagens_de_Campo\Rotacional\' file(6:end-4)
'\RotacionalN5par' num2str(par)])
        close all
    end
    movie(M);
    movie2avi(M,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Total\
Imagens_de_Campo\Rotacional\' file(6:end-4) '\MovieQuiverRotacionalN5'
file(6:end-4)],'fps',0.5);
    clear M;
end

```

A.18 CamposPerimetroAutoParesEncN5ImgSv

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem

```

```

for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])
    perimetro=[];
    Txperim=zeros(64,64,size(Imagens,3));
    Typerim=zeros(64,64,size(Imagens,3));
    for par=1:size(Imagens,3)
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=
invertexTycoordenadasij(Imagens(:,:,par),TxTotal(:,:,par), TyTotal(:,:,par),0);
        perim=bwperim(Imagens(:,:,par),8);
        for i=1:size(Imagens(:,:,par),1)
            for j=1:size(Imagens(:,:,par),2)
                if perim(i,j)~=0
                    Txperim(i,j,par)=Txfinal(i,j);
                    Typerim(i,j,par)=Tyfinal(i,j);
                end
            end
        end
        perimetro=cat(3,perimetro,perim);
    end
    eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\CamposPerimetro' file(6:end-4) 'AutoParesN5.mat
Txperim Typerim Imagens perimetro;'])
end

```

A.19 FigurasPerimetroAutoEncParesN5ImgSv

```
clear all, close all, clc
```

```

pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
%Retirar essa parte depois:
paccor=[3 6 8];
for bla=1:3
    paciente=paccor(bla);
%Retirar até aqui!!!
%for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\CamposPerimetro' file(6:end-4)
'AutoParesN5.mat;'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\posição' file(6:end-4) '.mat;'])
    for par=1:size(Imagens,3)
        figure(par),imagesc(perimetro(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim,par));
        axis off
        hold on
        quiver(Typerim(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim,par),
Txperim(dim1inicio:dim1fim,dim2inicio:dim2fim,par),2,'m')
        M(par)=getframe;
        eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemons\Demons\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\
Enchimento\Roi_Automática\Total\Imagens_de_Campo\Perímetros\' file(6:end-4)
'\N5par' num2str(par)])
        close;

```

```

end
movie(M);
movie2avi(M,['C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Total\
Imagens_de_Campo\Perímetros\' file(6:end-4) '\MovieQuiverN5' file(6:end-4)],
'fps',0.5);
clear M Imagens dim1inicio dim1fim dim2inicio dim2fim;
end

```

A.20 RoisQuadradasEstomagoN5ImgSv

```

clear all, close all, clc
pastaatual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaatual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])
    ImagemSomada=sum(Imagens,3);
    imagesc(ImagemSomada)
    title('Desenhe uma ROI quadrada dentro do Estômago Proximal')
    h=imrect;
    position=wait(h);
    RoiQuaProximal=createMask(h);
    close;
    ImagemSomada=sum(Imagens,3);

```

```

    imagesc(ImagemSomada)
    title('Desenhe uma ROI quadrada dentro do Estômago Distal')
    h=imrect;
    position=wait(h);
    RoiQuaDistal=createMask(h);
    eval(['save C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\ROIsQuadradas' file(6:end-4) '
.mat RoiQuaProximal RoiQuaDistal'])
end

```

A.21 VariaveisSomadasJanelasdeEspectroParAutoN5ImgSv Qua

```

clear all, close all, clc
pastaatual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaatual])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\Janelas\Códigos\Informações_Gerais\ROIsQuadradas' file(6:end-4)
'.mat'])
    eval(['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariáveisTotais' file(1:end-4)
'N5AutoSemJanela.mat;'])
    TxfinalPST=[];
    TyfinalPST=[];

```

```

moduloPT=[];
TxfinalDST=[];
TyfinalDST=[];
moduloDT=[];
for espjan=0:5:(size(TxTotal,3)-120)
    TxfinalPS=[];
    TyfinalPS=[];
    moduloP=[];
    TxfinalDS=[];
    TyfinalDS=[];
    moduloD=[];
    for par=1+espjan:120+espjan
        [Txfinal, Tyfinal, Txfluxo, Tyfluxo]=inverteTxeTycoordenadasij
(Imagens(:, :, par), TxTotal(:, :, par), TyTotal(:, :, par), 0);
        TxfinalP=RoiQuaProximal.*double(Txfinal);
        TyfinalP=RoiQuaProximal.*double(Tyfinal);
        TxfinalD=RoiQuaDistal.*double(Txfinal);
        TyfinalD=RoiQuaDistal.*double(Tyfinal);
        TxfinalPS=[TxfinalPS sum(sum(TxfinalP))];
        TyfinalPS=[TyfinalPS sum(sum(TyfinalP))];
        moduloP=[moduloP sqrt((sum(sum(TxfinalP)))^2+(sum(sum(TyfinalP)))^2)];
        TxfinalDS=[TxfinalDS sum(sum(TxfinalD))];
        TyfinalDS=[TyfinalDS sum(sum(TyfinalD))];
        moduloD=[moduloD sqrt((sum(sum(TxfinalD)))^2+(sum(sum(TyfinalD)))^2)];
    end
    TxfinalPST=cat(3,TxfinalPST,TxfinalPS);
    TyfinalPST=cat(3,TyfinalPST,TyfinalPS);
    moduloPT=cat(3,moduloPT,moduloP);
    TxfinalDST=cat(3,TxfinalDST,TxfinalDS);
    TyfinalDST=cat(3,TyfinalDST,TyfinalDS);
    moduloDT=cat(3,moduloDT,moduloD);
end
end

```



```

eval (['save C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariaveisSomadasJaneladeEspectroEncParAutoN5Qua'
file(6:end-4) '.mat'])
end

```

A.22 GraficosJaneladeEspectroFiltradaEncAutoParesN5Img SvQua

```

clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval (['load C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariaveisSomadasJaneladeEspectroEncParAutoN5Qua'
file(6:end-4) '.mat'])
    espjanVet=0:5:(size(TxTotal,3)-120);
    for espec=1:size(TxfinalPST,3)
        espjan=espjanVet(espec);
        %Criação dos eixos da amplitude e tempo das contrações
        Y=zeros(size(TxfinalPST(:, :, espec)));
        X=(1+espjan)*2:2:(120+espjan)*2;
        X=double(X);
        Fs=1/(X(1,2)-X(1,1));%Frequência de Amostragem
        filtromin=0.02/Fs;
        filtromax=0.15/Fs;
        [B,A] = butter(2,[filtromin filtromax]);
    end
end

```

```

%Criação do envelope e modulo do sinal proximal e distal
zero=zeros(size(TyfinalPST(:,:,espec)));
envelopeP=zeros(size(TyfinalPST(:,:,espec)));
envelopeD=zeros(size(TyfinalDST(:,:,espec)));
logicaP=-1*(TxfinalPST(:,:,espec)<zero);
envelopeP(logicaP==0)=1;
envelopeP(logicaP==-1)=-1;
moduloP=envelopeP.*moduloPT(:,:,espec);
moduloP=filtfilt(B,A,moduloP);
logicaD=-1*(TxfinalDST(:,:,espec)<zero);
envelopeD(logicaD==0)=1;
envelopeD(logicaD==-1)=-1;
moduloD=envelopeD.*moduloDT(:,:,espec);
moduloD=filtfilt(B,A,moduloD);
%Exibição e Armazenamento dos gráficos dos sinais proximais e distais
figure(1),plot(X,moduloP);
xlabel('Tempo (s)')
title([file(1:end-1) ' Módulo dos vetores de fluxo Estômago Proximal'])
grid;
saveas(gcf, ['C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Proximal\
RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\Sinal\' file(6:end-4) '\MóduloJanela'
num2str(espjan) '.fig'])
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Proximal\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\Sinal\'
file(6:end-4) '\MóduloJanela' num2str(espjan)])
figure(2),plot(X,moduloD);
xlabel('Tempo (s)')
title([file(1:end-1) 'Módulo dos vetores de fluxo Estômago Distal'])
grid;
saveas(gcf, ['C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f

```

```

\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Distal
\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\Sinal\' file(6:end-4) '\MóduloJanela'
num2str(espjan) '.fig'])
    eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Distal\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\Sinal\'
file(6:end-4) '\MóduloJanela' num2str(espjan)])
    %Retirada da tendência do sinal
    moduloP=detrend(moduloP);
    moduloD=detrend(moduloD);
    %Aquisição da transformada de Fourier do Sinal
    L=size(X,2);
    NFFT = 2^nextpow2(L);
    FFTmoduloP = fft(moduloP,NFFT)/L;
    FFTmoduloD = fft(moduloD,NFFT)/L;
    %Construção e Armazenamento dos gráficos da FFT
    f = 60*(Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2));
    indmax=find(f<6);
    NoventaPorcentoP(1:NFFT/2)=(90/100)*
(max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end)))));
    MaxMenosDPP(1:NFFT/2)=max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))))-
std(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))));
    MaxMenos2DPP(1:NFFT/2)=max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))))-
2*std(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))));
    NoventaPorcentoD(1:NFFT/2)=(90/100)*
(max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end)))));
    MaxMenosDPD(1:NFFT/2)=max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))))-
std(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))));
    MaxMenos2DPD(1:NFFT/2)=max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))))-
2*std(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))));
    figure(3),plot(f,2*abs(FFTmoduloP(1:NFFT/2)),f,NoventaPorcentoP,
'm',f,MaxMenosDPP,'r',f,MaxMenos2DPP,'k');

```

```

axis([ 0 6 0 max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))))])
xlabel('Frequência (Oscilações por Minuto)')
title([file(6:end-4) ' Transformada de Fourier do Módulo dos vetores de
fluxo Estômago Proximal'])
%legend('FFT','90%','Maximo-DP','Máximo-2DP')
grid;
saveas(gcf,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\Proximal
\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\FFT\' file(6:end-4) '\FourierJanela'
num2str(espjan) '.fig'])
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Proximal\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\FFT\'
file(6:end-4) '\FourierJanela' num2str(espjan)])
figure(4),plot(f,2*abs(FFTmoduloD(1:NFFT/2)),f,NoventaPorcentoD,'m',f,
MaxMenosDPD,'r',f,MaxMenos2DPD,'k');
axis([ 0 6 0 max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))))])
xlabel('Frequência (Oscilações por Minuto)')
title([file(6:end-4) ' Transformada de Fourier do Módulo dos vetores de
fluxo Estômago Distal'])
%legend('FFT','90%','Maximo-DP','Máximo-2DP')
grid;
saveas(gcf,['C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Distal\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\FFT\'
file(6:end-4) '\FourierJanela' num2str(espjan) '.fig'])
eval(['print -dbitmap C:\BackupPendriveDemos\Demos\
demon_registration_version_8f\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\
Roi_Automática\Distal\RoisQuadradas\Janelas_de_Espectro\Filtrado\FFT\'
file(6:end-4) '\FourierJanela' num2str(espjan)])
end
clear espjan TxTotal TyTotal TxfinalPST TyfinalPST TxfinalDST TyfinalDST

```

```
TxfinalTST TyfinalTST moduloP moduloT moduloD FFTmoduloP FFTmoduloD FFTmoduloT
end
```

A.23 FMax6e10EncAutoParesN5ImgSvFiltradoQua

```
clear all, close all, clc
pastaAtual=pwd; %pastaatual vai ser o caminho que está no matlab no momento
path='C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\images\
Corrigidas\Enchimento\';
eval(['cd ' path])
arquivos=dir;
% Le arquivo da imagem
for paciente=3:size(arquivos)
    eval(['cd ' path])
    file=arquivos(paciente).name;
    eval(['cd ' pastaAtual])
    eval (['load C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f\
PacMariaFernanda\ImgSv\Códigos\N5\VariaveisSomadasJaneladeEspectroEncParAutoN5Qua'
file(6:end-4) '.mat'])
    espjanVet=0:5:(size(TxTotal,3)-120);
    Fmax6P=[];
    Fmax6D=[];
    Fmax6T=[];
    Fmax10P=[];
    Fmax10D=[];
    Fmax10T=[];
    for espec=1:size(TxfinalPST,3)
        espjan=espjanVet(espec);
        %Criação dos eixos da amplitude e tempo das contrações
        Y=zeros(size(TxfinalPST(:,:,espec)));
        X=(1+espjan)*2:2:(120+espjan)*2;
        X=double(X);
```

```

Fs=1/(X(1,2)-X(1,1));%Frequência de Amostragem
filtromin=0.02/Fs;
filtromax=0.15/Fs;
[B,A] = butter(2,[filtromin filtromax]);
%Criação do envelope e modulo do sinal proximal e distal
zero=zeros(size(TyfinalPST(:,:,espec)));
envelopeP=zeros(size(TyfinalPST(:,:,espec)));
envelopeD=zeros(size(TyfinalDST(:,:,espec)));
logicaP=-1*(TxfinalPST(:,:,espec)<zero);
envelopeP(logicaP==0)=1;
envelopeP(logicaP==-1)=-1;
moduloP=envelopeP.*moduloPT(:,:,espec);
moduloP=filtfilt(B,A,moduloP);
logicaD=-1*(TxfinalDST(:,:,espec)<zero);
envelopeD(logicaD==0)=1;
envelopeD(logicaD==-1)=-1;
moduloD=envelopeD.*moduloDT(:,:,espec);
moduloD=filtfilt(B,A,moduloD);
%Retirada da tendência do sinal
moduloP=detrend(moduloP);
moduloD=detrend(moduloD);
%Aquisição da transformada de Fourier do Sinal
L=size(X,2);
NFFT = 2^nextpow2(L);
FFTmoduloP = fft(moduloP,NFFT)/L;
FFTmoduloD = fft(moduloD,NFFT)/L;
%Construção e Armazenamento dos gráficos da FFT
f = 60*(Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2));
indmax=find(f<6);
Fmax6P=[Fmax6P; f(find((2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))))==
max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax(end))))))];
Fmax6D=[Fmax6D; f(find((2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))))==

```

```

max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax(end))))]);
    indmax=find(f==10);
    Fmax10P=[Fmax10P; f(find((2*abs(FFTmoduloP(1:indmax)))==
max(2*abs(FFTmoduloP(1:indmax))))));
    Fmax10D=[Fmax10D; f(find((2*abs(FFTmoduloD(1:indmax)))==
max(2*abs(FFTmoduloD(1:indmax))))));
    end
    xlswrite(['C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\
Estatísticas_Frequências_Filtrado_Quadrado\' file(6:end-4) 'Fmax6P'], Fmax6P);
    xlswrite(['C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\
Estatísticas_Frequências_Filtrado_Quadrado\' file(6:end-4) 'Fmax6D'], Fmax6D);
    xlswrite(['C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\
Estatísticas_Frequências_Filtrado_Quadrado\' file(6:end-4) 'Fmax10P'], Fmax10P);
    xlswrite(['C:\BackupPendriveDemons\Demons\demon_registration_version_8f
\PacMariaFernanda\ImgSv\Resultados\N5\Enchimento\Roi_Automática\
Estatísticas_Frequências_Filtrado_Quadrado\' file(6:end-4) 'Fmax10D'], Fmax10D);
    end

```