Pier Marco Ricchetti

Aplicação de técnicas matemáticas avançadas para auxílio a diagnóstico em imagens na detecção de fraturas em stents

Tese apresentada ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Entidade Associada da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Área de concentração: Medicina, Tecnologia e Intervenção em Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade
Co-Orientador: Prof. Dr. Denys Emilio Campion Nicolosi

São Paulo
2011

Pier Marco Ricchetti

Aplicação de técnicas matemáticas avançadas para auxílio a diagnóstico em imagens na detecção de fraturas em stents

Tese apresentada ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Entidade Associada da Universidade de São Paulo para obtenção do título de Doutor em Ciências

Área de concentração: Medicina, Tecnologia e Intervenção em Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade
Co-Orientador: Prof. Dr. Denys Emilio Campion Nicolosi

Versão corrigida

São Paulo
2011

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
Preparada pela Biblioteca do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

©reprodução autorizada pelo autor

Ricchetti, Pier Marco

Aplicação de técnicas matemáticas avançadas para auxílio a diagnóstico em imagens na detecção de fraturas em stents / Pier Marco Ricchetti. – São Paulo, 2011.

Tese(doutorado)--Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

Área de Concentração: Medicina, Tecnologia e Intervenção em Cardiologia

Orientador: Prof. Dr. Aron José Pazin de Andrade

Co-orientador: Prof. Dr. Denys Emílio Campion Nicolosi

Descritores: 1. DIAGNÓSTICO POR IMAGEM. 2. STENT. 3. FILTROS/MÉTODOS. 5. ALGORITMOS

USP/IDPC/Biblioteca/011/11

Aos meus pais Alfredo Ricchetti e Sandra Maria Ricchetti, que me contemplaram com o privilégio da existência, e ao Criador, que tornou tudo isto possível.

AGRADECIMENTOS

Aos doutores Aron José Pazin de Andrade e Denys Emilio Campion Nicolosi pela valiosa orientação e contribuição na execução deste trabalho.

Ao doutor Antônio Massamitsu Kambara pela proposta do tema e apoio na obtenção das amostras.

Ao Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, que me proporcionou a ampliação de meus conhecimentos, sempre de forma louvável e ética, e que tornou possível a realização de um sonho.

Aos meus amigos e familiares pela compreensão e apoio durante o desenvolvimento do trabalho.

Aos meus alunos que são a principal motivação para o meu crescimento e com quem muitas vezes aprendi.

SUMARIO

LISTA DE FIGURAS

LISTA DE TABELAS

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

RESUMO

SUMMARY

1	INTRODUÇÃO	01
2	OBJETIVOS	17
3	MATERIAIS E MÉTODOS	18
3.1	Considerações iniciais	18
3.2	Cálculo do tamanho da amostra	19
3.3	Método de avaliação	20
3.4	Desenvolvimento	21
3.4.1	Considerações Iniciais	21
3.4.2	Processamento de imagem	23
3.4.3	Justificativa do desenvolvimento	43
3.4.4	Desenvolvimento do método	44
3.4.4.1	Algoritmo de Delineação de Imagem (IDA)	45
3.4.4.2	Algoritmo de Detecção de Fratura (FDA)	53
4	RESULTADOS	70
5	DISCUSSÃO	75
6	CONCLUSÃO	79
7	ANEXOS	82

7.1	Anexo A – Algoritmo IDA	82
7.2	Anexo B – Algoritmo FDA	88
7.3	Anexo C – Avaliações.....	97
8	REFERÊNCIAS	103

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 -	Exemplos de stent	06
Figura 2 -	Stent implantado em região poplíteia	25
Figura 3 -	Detalhamento do stent da figura 2	25
Figura 4 -	Tipos de transformações	27
Figura 5 -	Aplicação da Transformada de Fourier Discreta (exemplo 1)	29
Figura 6 -	Aplicação da Transformada de Fourier Discreta (exemplo 2)	30
Figura 7 -	Aplicação de Laplaciano	31
Figura 8 -	Aplicação de Threshold ou Limiar	33
Figura 9 -	Processo de detecção	34
Figura 10 -	Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 1)	36
Figura 11 -	Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 2)	37
Figura 12 -	Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 3)	38
Figura 13 -	Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 4)	40
Figura 14 -	Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 5)	41
Figura 15 -	Obtenção dos vetores a partir da imagem do stent	47

Figura 16 - Índice de abrangência δ	47
Figura 17 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 1)	50
Figura 18 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 2)	51
Figura 19 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 3)	52
Figura 20 - Obtenção dos elementos	58
Figura 21 - Índice de abrangência β	59
Figura 22 - Montagem dos comparativos para o lado direito	61
Figura 23 - Montagem dos comparativos para o lado esquerdo	63
Figura 24 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 1)	64
Figura 25 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 2)	65
Figura 26 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 3)	67
Figura 27 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 1)	71
Figura 28 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 2)	72
Figura 29 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 3)	73
Figura 30 - Valores considerados para o cálculo do índice de concordância Kappa	76
Figura 31 - Extrato da Figura 27	85
Figura 32 - Imagem resultante da aplicação do IDA à imagem da Figura 31	87
Figura 33 - Imagem resultante da aplicação do IDA (Anexo A)	90
Figura 34 - Imagem resultante da aplicação do FDA sobre a imagem da Figura 33	96

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Número de casos (ou controles) para sensibilidades esperadas (ou especificidades)	20
Tabela 2 - Interpretação do valor Kappa	78

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
DICOM	Digital Imaging and Communication in Medicine
FDA	Algoritmo de Detecção de Fraturas (Fracture Detection Algorithm)
IDA	Algoritmo de Delineação de Imagem (Image Delineation Algorithm)
IDPC	Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
ISO	International Standardization Organization
NEMA	National Electrical Manufacturers Association

RESUMO

RICCHETTI, P. M. *Aplicação de técnicas matemáticas avançadas para auxílio a diagnóstico em imagens na detecção de fraturas em stents* [tese]. São Paulo: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Entidade Associada da Universidade de São Paulo; 2011. 115p.

O implante de *stents* em região vascular periférica tem sido apontado como uma solução para o tratamento endovascular, e tem sido largamente utilizado. No entanto, há estudos que apontam com certa frequência a ocorrência de problemas ligados a fraturas de *stents*, as quais devem ser diagnosticadas e convenientemente tratadas. Na região femoropoplíteia, por exemplo, foi detectada a ocorrência de 32% de fraturas em um conjunto de 121 tratamentos, conforme aponta pesquisa realizada. O diagnóstico de tais fraturas é normalmente feito a partir de análise visual de imagens, as quais muitas vezes apresentam ruídos e deformidades decorrentes do método empregado para a sua captura, dificultando a correta visualização de sua estrutura e deformidades. A escassez de recursos e estudos que permitam a automatização deste processo motivaram a realização deste trabalho, em que são desenvolvidas técnicas que melhoram a visualização dos elementos de imagem de forma a facilitar o diagnóstico de observação e, quando possível, apontar regiões de possíveis fraturas. Para isto, a utilização de elementos computacionais clássicos e o desenvolvimento de técnicas adicionais inéditas contribuem para a análise de imagens, fornecendo um

possível direcionamento como forma de auxílio ao diagnóstico médico. Os métodos desenvolvidos são aplicados a amostras de imagens, e os resultados obtidos são comparados àqueles do diagnóstico médico. Como resultado obteve-se, além da melhoria de visualização das imagens, um índice de concordância Kappa de 0,878 para a detecção de fraturas, o que confirma o método como satisfatório e de concordância bastante relevante.

Descritores: Diagnóstico por Imagem, stent, filtros/métodos, algoritmos.

SUMMARY

RICCHETTI, P. M. *Advanced mathematics application to aid the diagnosis of images in stent fractures detection* [thesis]. São Paulo: Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia, Entidade Associada da Universidade de São Paulo (Brazil); 2011. 115p.

The insert of stents in peripheral vascular region has been considered as a solution for endovascular treatment, and has been widely used. However, there are studies that show, with a certain frequency, the occurrence of problems related to stent fractures, which should be diagnosed and properly treated. In the femoropopliteal region, for example, it was detected 32% of fractures in a set of 121 treatments, as shown by survey. The diagnosis of such fractures is usually made from visual analysis of images, which often shows noise and deformation resulting from the method employed for capture, making difficulty to the correct visualization of its structure and deformities. The lack of resources and studies that allows to automate this process, motivated this work, in which techniques are developed that improve the display of the image elements in order to facilitate the diagnosis by observation and, when possible, pointing out areas of possible fractures. For this, the use of classical elements and the development of additional computational techniques contribute to innovate image analysis, providing a possible direction as a way to aid medical diagnosis. The developed methods are applied to images samples and the results are compared to those of

medical diagnosis. As a result obtained, as well as the improved display of images, a Kappa concordance index of 0.878 for the detection of fractures confirms the method as satisfactory and a quite relevant agreement.

Descriptors: Image diagnosis, stent, filters/methods, algorithm.

1 INTRODUÇÃO

Stents são endopróteses que possuem estrutura tubular entrelaçada, e podem ser construídos com metais como o nitinol, aço inoxidável ou cromo-cobalto. São aplicados a diversas áreas da medicina, entre elas a cardiovascular, em que o implante de um stent é normalmente utilizado para a desobstrução de artérias.

A origem do termo stent é discutida, porém supõe-se que seja uma homenagem ao dentista inglês Charles Stent (1807-1885) que em 1857 inventou um material plástico, moldável pelo calor, que não sofria alteração de dimensões pela variação térmica, com o objetivo de ser utilizado na construção de dentaduras e próteses. Este produto foi então denominado de “composto de stent”, e era formado por estearina, goma de uma árvore da Nova Zelândia denominada Kauri, talcos, óxido de titânio, vermelho Bordeaux, carmim e, por fim, sais de bário (Mulliken, Goldwyn, 1978 apud Trindade, 2003; Ring 2001).

O termo foi utilizado pela primeira vez pelo cirurgião plástico holandês, Johannes Fredericus Samuel Esser (1877-1946), quando o mesmo se deslocou para a Áustria com o objetivo de auxiliar e operar mutilados da guerra, principalmente na reparação de defeitos da face. Esser utilizou o composto de stent para moldagem na fixação de enxertos de pele em reparação cirúrgica oral de feridas de guerra, por uma técnica que denominou de “*epidermic inlay technique*”. Ele utilizou o composto de stent

para esticar e fixar enxertos para a reconstrução de orelhas e outras partes. Esser denominou então o material utilizado de “*stents mould*” (Esser, 1917 apud Ring, 2001).

Remine e Grindlay (1954) utilizaram a palavra stent pela primeira vez na área médica para designar um trabalho que não fosse referente à cirurgia plástica. O objetivo era descrever um aparelho para auxílio à reconstrução do duto biliar como cirurgia experimental, em cães. Remine escreveu:

“um segmento de polietileno com 0,5 cm de diâmetro foi suturado para atuar como um stent na anastomose até que a tendência inerente da pele em contrair esteja diminuída” (Remine, Grindlay, 1954 apud Trindade, 2003).

Weldon et. al (1966) introduziram o termo em cardiologia, quando descreveram uma técnica de cirurgia experimental em cães. Como explica Trindade (2003):

“... utilizavam um homoenxerto aórtico stentado em prótese, para a substituição da valva mitral. As válvulas aórticas eram retiradas de cadáveres de cães, sendo então montadas (stentadas) sobre um anel de aço, revestido de tecido com teflon que cobria todo o metal, e que tornava possível a sutura das válvulas no anel. O anel possuía três angulações que permitiam uma precisa suspensão das cúspides. Posteriormente, esse enxerto era implantado via átrio esquerdo em posição mitral”.

A utilização da palavra stent ocorre, na área vascular, em 1978, quando Fein (1978) a descreve como um tubo sintético colocado em um vaso na cirurgia microvascular aplicada ao Acidente Vascular Cerebral.

Por fim, conforme afirma Trindade (2003):

“Da mesma forma que o composto de stent foi utilizado para dar suporte aos tecidos vivos em fase de cicatrização, provavelmente atribuiu-se por similitude, que as endopróteses vasculares também deveriam receber o nome de stent por promoverem igualmente a sustentação e o modelamento de um tecido vivo à parede vascular”.

O primeiro stent coronariano humano foi implantado em 1986 e, a partir de então, vários estudos mostraram a superioridade do stent quando comparado à angioplastia com balão: houve redução de reestenose e do fechamento agudo da artéria coronária (e da necessidade de revascularização miocárdica de emergência). Em 1999 os stents já eram utilizados em 84% das intervenções coronárias percutâneas, onde não há cirurgia de peito aberto (Serruys et. al, 2006).

Inicialmente, com o uso de stents coronarianos, houve um risco de trombose precoce por coagulação, o que causaria oclusão do stent. O revestimento de aço inoxidável com outras substâncias como platina ou ouro não eliminaram este problema, porém a correta expansão do stent junto à parede arterial associada ao uso de medicamentos como ácido acetilsalicílico e outro inibidor de agregação plaquetária (como por exemplo,

ticlopidina ou clopidogrel praticamente eliminaram este risco (Baim, 2005; Serruys et. al, 2006).

No entanto, os stents permaneceram vulneráveis à reestenose, devida quase que exclusivamente ao crescimento do tecido neointimal, porém com ocorrências reduzidas quando comparados à angioplastia com balão. Como solução para o problema, os stents foram modificados de forma a liberar medicamentos diretamente na parede arterial. Em 2001 mostrou-se que a liberação de drogas com certas propriedades físico-químicas do stent podem atingir diretamente a lesão alvo em altas concentrações de drogas, com o mínimo de efeitos colaterais (Hwang et. al, 2001). Tais stents são denominados de stents farmacológicos ou *drug-eluting* stents.

É importante destacar o trabalho do Doutor José Eduardo Moraes Rego Sousa, nesta área. Pioneiro em cardiologia intervencionista, Rego fez as primeiras cineangiocoronariografias no Brasil, em 1966. Conforme aponta a Sociedade Brasileira de Cardiologia Intervencionista (SBCI), em 1986, Rego implantou com sucesso no Brasil pela primeira vez, um stent de Palmaz-Schatz num homem. Em 2001, Rego e seus colaboradores publicaram o primeiro relato internacional mostrando que stents revestidos com drogas praticamente anulam a reestenose coronariana. (Abizaid et. al, 2001; Sousa et. al, 2001). Rego foi também diretor do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (IDPC), entre 1983 e 2004.

Com relação à sua estrutura, um stent deve ser flexível, na medida do possível, e estar em conformidade com a forma da parede arterial em que será inserido. Seu diâmetro normalmente varia entre 2 e 4 mm, e seu comprimento normalmente varia entre 8 e 38 milímetros. Marcadores especiais radiopacos são utilizados para auxiliar o médico na visualização durante a implantação do stent com o uso de um fluoroscópio e outros equipamentos. O cromo-cobalto, por exemplo, é um material mais visível neste processo (Mark, 2004).

Os stents também possuem forma física variada, como bobina multicelular, mola, ondulados, em formato de serpentina, que podem influenciar a região tratada (Escaned, 2004).

Quanto ao seu revestimento, alguns dos stents têm revestimento de carbono, platina ou heparina, que podem reduzir o potencial de trombose.

Existem várias empresas que produzem stents. Dentre os mais utilizados estão o Cypher, Taxus, Zilver Cook, Fluency, Hemobahn / Viabahn e Vision. A Figura 1 ilustra os stents citados.

Figura 1 - Exemplos de stent. (a) Stent Coronariano Cypher. (b) Stent coronariano MULTI-LINK VISION, de cromo-cobalto. (c) Stent Coronariano Taxus Express Atom. (d) Stent Zilver PTX, femoral. (e) Stent Fluency® Plus traqueobrônquico, de 8mm de diâmetro, inserido em um modelo de 7 mm. (f) Stent Viabahn, femoral.

Fontes: sites acessados em 22/10/2011: (a) <http://www.cypherstent.com/cypher-stent/specifications/pages/index.aspx>. (b) <http://www.abbottvascular.com/int/multi-link-vision.html>. (c) <http://bostonscientific.mediaroom.com/index.php?s=13&cat=14&mode=gallery>. (d) <http://www.dicardiology.com/article/new-study-shows-cook-zilver-ptx-effectively-treats-blockages-critical-high-artery>. (e) <http://www.ami.co.il/html/en/html/radiology/FluencyPlus.htm>. (f) http://www.endotex.com.br/endo_3.htm.

Os stents Cypher são stents farmacológicos (neste caso com liberação de medicamento Sirolimus), manufaturado pela Cordis, uma empresa Johnson & Johnson. São produzidos em diversos comprimentos (8 a 33 mm) e diâmetros (2,25 a 3,5mm). Possuem uma estrutura de aço inoxidável recoberto com uma mistura de dois polímeros, parylene C e o fármaco Sirolimus (Cordis, 2003).

Seguindo o sucesso do Cypher, e como forma de concorrência, a Boston Scientific lançou o Taxus, o qual utiliza o fármaco Paclitaxel, que pertence a uma classe de medicamentos cujo principal uso tem os objetivos de evitar o crescimento de células cancerosas, o tratamento do câncer de mama metastático, câncer de ovário metastático e sarcoma de Kaposi (Mark, 2004). Possui diversos comprimentos (8 a 28 mm) e diâmetros (2.5 a 3.75mm). São construídos com aço inoxidável recoberto com polímero de excelente compatibilidade vascular.

O Zilver Cook PTX é um stent manufaturado pela Cook Medical, e combina fármacos. Utilizado também em artéria femoral (Ferreira, 2006), o uso deste stent proporcionou resultados satisfatórios em implante para redução de ocorrências de amputação de pernas (Brito, 2009). Até a data de desenvolvimento deste trabalho, este stent ainda está sob investigação nos Estados Unidos, e não está disponível para venda neste país, conforme site do fabricante.

O Fluency é um stent de nitinol recoberto com ePTFE auto-expansível, que inclui 4 Marcas radiopacas em tântalo, de excelente força

radial, e de cobertura interna de carbono. Indicado para aneurismas de artéria ilíaca e de femoral superficial, e é manufaturado pela Bard Peripheral Vascular / CMS Medical.

O Hemobahn / Viabahn são stents manufaturados pela W. L. Gore & Associates, Inc. (W.L. Gore & Associates, Flagstaff, AZ), utilizados também para tratamento de doença oclusiva da femoropoplíteia (Jahnke et al., 2003; Daenens et al., 2005).

O Vision é um stent coronariano, de cromo cobalto, manufaturado pela Abbott Vascular USA, e possui os diâmetros de 5 a 13.5mm, com comprimentos que variam entre 20 e 120mm.

Intervenções endovasculares como a angioplastia transluminal percutânea e a colocação de stents têm sido empregadas frequentemente no tratamento de doenças vaso-oclusivas graves em membros inferiores, como opção ao enxerto vascular (Santis, 2001).

No caso correlato de correção endovascular de aneurisma de artéria poplítea, há casos relatados de sucesso desde 1994. Em relato de caso de Medeiros e Gaspar (2006), são descritos como vantagens deste tipo de tratamento uma menor morbidade, um menor tempo cirúrgico, menor sangramento e menor permanência hospitalar, embora não tivessem sido feitos, até o momento do relato, estudos que determinassem a sua durabilidade. No entanto, foram citados estudos que relataram índice de sucesso imediato em 100%, com patência secundária e nenhuma amputação (Tielliu et. al, 2003 apud Medeiros, Gaspar, 2006). Ainda foi

comentado que oclusões, quando ocorrem, normalmente estão localizadas em segmento do stent presente na zona de flexão do joelho, área em que há maior estresse (Diaz et. al, 2004 apud Medeiros, Gaspar, 2006).

Casos de fraturas em stent ocorrem mais frequentemente devido ao estresse da zona de flexão e fatores mecânicos. Em uma apresentação realizada por Dangas (2008), são comentadas as limitações da angioplastia e a reestenose intra-stent (RIS). Neste caso específico, a fratura de stent é um dos fatores mecânicos associados. Segundo este estudo, e no caso apontado em 188 pacientes com RIS, a taxa de fratura de stent foi de 18,5%.

A estrutura dos stents também é um fator importante na prevenção de oclusão ou reestenose, e tem dentre os fatores pertinentes, o material de fabricação e a presença de polímeros capazes de induzir inflamação local, bem como fatores mecânicos. Ferreira et al. (2006) fizeram uma análise retrospectiva de 61 pacientes tratados entre 2001 e 2004 com o objetivo de obter as taxas de perviedade das recanalizações. Na amostra foram consideradas 79 artérias femorais superficiais recanalizadas em 61 pacientes, com o uso de stent de nitinol auto-expansível Zilver Cook. Neste estudo, as taxas de perviedade, como fluxo continuado em recanalizações foram de 96%, 93% e 93% em 12, 24 e 37 meses respectivamente. Como conclusão considerou-se a técnica de recanalização da artéria femoral superficial um método pouco invasivo, com reduzidas complicações. Em discussão, acredita-se que estes resultados favoráveis são, em parte, devido à estrutura dos stents utilizados Zilver Cook, que possuem espaços menores

de malha, mas ao mesmo tempo permitem o fluxo sanguíneo através destes. Por possuírem elevada força radial, também garantiriam um melhor controle do *recoil* (redução do diâmetro do stent após inserção), e do remodelamento arterial. Adicionalmente, como parte de sua conclusão, os autores apontam a possibilidade de evolução de stents pelas contribuições de áreas de nanotecnologia, microeletrônica e da engenharia de materiais.

A estrutura dos stents, sua força radial, a redução de seu diâmetro por pressão externa, a ocorrência de *recoil* e fadiga do material são fatores importantes na análise de stents. Estes fatores podem ser diferentes entre stents auto-expansíveis e stents de tipo balão. Os stents auto-expansíveis são manufacturados em diâmetro similar ao vaso, sofrem pequena redução de seu diâmetro na inserção, e após a inserção ajustam-se ao vaso. Os stents de tipo balão são inflados por um balão até se ajustarem ao diâmetro do vaso. Duerig e Wholey (2002) fazem uma análise destes tipos de stent, considerando os fatores citados. Os stents auto-expansíveis agem em harmonia aos vasos nativos, tornando-se parte de sua anatomia; já os stents de tipo balão podem mudar a anatomia e propriedades das mesmas. A conformidade de deformação plástica na estrutura dos stents de tipo balão com alterações em movimento melhoraram, mas os auto-expansíveis têm uma melhor adaptação.

A modificação por movimento pode gerar fraturas, mais comuns em vasos de fêmur e carótida. Estas fraturas devem ser corretamente diagnosticadas para eventuais correções e/ou possíveis reimplantes. Vários

casos práticos de fraturas têm sido relatados, como é o caso do estudo sobre prevalência e impacto clínico em fraturas de stents auto-expansíveis de Nitinol, realizado por Scheinert et al. (2005). Os stents foram aplicados à região femoropoplíteia, tendo sido detectadas fraturas em 45 de 121 pernas tratadas, em acompanhamento médio de 10.7 meses (32%). Em 64 dos 261 stents analisados houve fraturas (24,5%), sendo 31 casos de fraturas consideradas menores ou de segmento único (48,4%), 17 casos de fraturas moderadas (26,6%) e 16 casos de fraturas severas com separação total de segmentos (25%). Em 21 casos (32,8%) houve reestenose de 50% de redução de diâmetro no local da fratura. Neste mesmo estudo, concluiu-se que existe um risco considerável de fraturas em stents longos de artéria femoral, e estas estão associadas a reestenose e reoclusão das áreas afetadas.

Segundo apontam Fonseca et al. (2007), em relato de caso, há a existência de casos de fraturas tanto em área vascular (artéria ilíaca, artéria e veia subclávias e artéria pulmonar) quanto em área não vascular (esôfago e trato biliar). Apesar de fraturas de stents em árvores coronarianas serem pouco comuns, há também uma incidência de fraturas das hastes de 15% a 30% quando stents estão posicionados próximos a estruturas pulsáteis como coração ou grandes vasos. Neste relato, mostrou-se que a mistura de stents de nitinol auto-expansíveis PTFE Fluency e Zilver Cook tornaram o implante de stent em poplíteia mais preciso, resistente e de menor desconexão, apesar da complicação na sobreposição de dispositivos em linha articular.

Há ainda outros estudos, mais recentes, que apontam casos ou possibilidade de fraturas em stents. Thomazinho et al. (2008), por exemplo, realizaram um estudo para avaliar o uso de endoprótese para o tratamento endovascular de artéria poplítea, considerando uma amostra de 17 pacientes, dos quais 11 foram tratados com próteses Hemobahn e Viabahn. Excluindo-se as complicações tardias, os nove pacientes restantes apresentaram perviedade primária de 90% em 27 meses de seguimento. Concluiu-se que o tratamento endovascular para aneurisma de artéria poplítea é factível com vantagens quando comparado ao tratamento aberto. Neste estudo, os autores comentam sobre o posicionamento do stent e sobre a importância da flexibilidade do material empregado em sua construção, de forma a evitar fraturas.

Nakazawa et al. (2009), verificaram a incidência de fraturas em stents farmacológicos de artéria coronariana cuja incidência em autópsia foi de 29% (51 fraturas de 177 lesões), muito maior que o reportado clinicamente. Neste estudo, os autores mostram diversos graus de fratura ocorridos em stents Taxus e Cypher.

Trabattoni et al. (2010), analisaram a incidência de fraturas de stent Smart implantados em área femoropoplítea. Foram verificadas fraturas 7.7% de pernas verificadas (3 fraturas em 39 pernas). Concluiu-se que o stent Smart ofereceu incidência de fraturas mínima quando comparado a outros stents.

Com relação à durabilidade de material, Marrey et al. (2006) realizaram um estudo para determinar a durabilidade de stents de cromo-cobalto a partir de um novo ponto de vista, em que são considerados valores admissíveis através da quantificação de efeitos ocasionados por falhas em tais dispositivos.

Gong (2007), e Pelton, Gong e Duerig (2003) apontam fatores físicos e de material que podem contribuir para fraturas em stents de nitinol: sua margem de segurança é baixa e seu cálculo não estabelecido; seu acabamento superficial e tratamento com calor podem alterar suas propriedades. Além disso, apesar de serem desenhados para ambientes de fadiga constante, sua deformação é multiaxial, especialmente quando inseridos em artéria periférica.

Quanto ao diagnóstico, para análise e possível detecção de fraturas de região poplítea, raios-x são normalmente utilizados; para fraturas de área coronariana existem alternativas como a Tomografia Computadorizada por detectores de 64 segmentos. Esta foi utilizada em estudo retrospectivo de análise de diagnóstico recente (Byeol et al. 2008), quando houve a comparação entre a técnica de Tomografia Computadorizada e a Angiografia Convencional para a detecção de fraturas em stents Cypher e Taxus. Neste caso, a Tomografia Computadorizada se mostrou eficiente para a detecção de fraturas quando esta detecção não foi possível com a Angiografia Convencional. A Tomografia por Computador é recomendada para a análise

de fraturas em stents coronarianos. Outro estudo, realizado por Sozzi et al (2009) também recomenda a tomografia por computador.

Ainda considerando-se o fator diagnóstico, aponta-se o estudo realizado por Pang et al. (2009), que compara diagnósticos de fraturas em stents coronarianos por meio de três técnicas: a de Tomografia por Computador de 64 segmentos, a Cine-Angiografia Convencional e a Ultrasonografia Intravascular. Neste estudo foram considerados os stents Cypher, Taxus e Vision, inseridos em tubos de poliuretano. Também concluiu-se que a Tomografia Computadorizada tem uma acurácia maior na avaliação de fraturas em stents coronarianos.

No entanto, embora a tomografia seja desejável para o auxílio à detecção de fraturas, outras técnicas têm sido utilizadas, e a visualização de fraturas depende da experiência e da acurácia do profissional que realiza o diagnóstico.

Com relação a recursos computacionais para auxílio ao diagnóstico médico, podem ser citados aqueles pertinentes à análise de imagem, que contribuem para uma melhor visualização das imagens obtidas, e alguns sistemas de apoio a diagnóstico.

Algumas ferramentas de processamento de imagens foram baseadas em modelos especializados no Sistema Cardiovascular Humano para a análise de resultados de intervenções cirúrgicas, como o sistema HeMoLab (Pessôa, Larrabide, Feijóo, 2008).

Estudos de análise de imagem para área médica também têm sido realizados para segmentação e detecção de contorno, conforme pode ser observado nos trabalhos de Medaglia e Manssour (2006a, 2006b), Seixas e Saade (2006) e Seixas, Souza e Saade (2006). Estes estudos têm abrangência geral de análise. No entanto, até o momento desta pesquisa não foram constatados estudos sobre o caso particular de sistemas de apoio à detecção de fraturas em stent.

A seguir, descreve-se, de forma sucinta, cada um dos capítulos deste trabalho.

O capítulo 1 é introdutório. Neste capítulo, procura-se abordar de forma sucinta os objetivos do trabalho realizado, tece-se uma revisão bibliográfica dos assuntos envolvidos e, por fim, define-se o conteúdo do trabalho em sua totalidade.

No capítulo 2, são abordados os objetivos e motivação do trabalho.

São apresentados, no capítulo 3, os materiais e métodos utilizados na realização do trabalho. Após algumas considerações iniciais, realiza-se o cálculo para obtenção do tamanho da amostra, e discorre-se sobre o método de avaliação empregado. Em sequência, expõe o desenvolvimento do trabalho. Após algumas considerações sobre o ambiente, filtros de imagem e diagnóstico, tece-se uma pequena revisão sobre o processamento de imagem médica, e são apontados e comentados alguns métodos clássicos de tratamento de imagem. A partir destas informações, procura-se apontar a

relevância do presente trabalho. Os métodos propostos são desenvolvidos e representados na forma de algoritmos computacionais.

Os resultados obtidos pela aplicação dos métodos desenvolvidos são expostos no capítulo 4.

No capítulo 5, discutem-se os resultados de forma a se verificar a validade dos mesmos para o diagnóstico médico, seja pela melhoria da imagem, seja pela detecção de fraturas.

Finalmente, no capítulo 6, são tecidas as conclusões e melhorias propostas para trabalhos futuros, e, ao final do trabalho, são apresentados os Anexos e Referências.

2 OBJETIVOS

A inexistência de um método computacional que contemple especialmente a análise de fratura em stents representa uma lacuna na área, e o seu desenvolvimento representa uma contribuição relevante.

Por este motivo, este trabalho foi realizado com o objetivo de se propor uma metodologia computacional, expressa por algoritmos, que facilite a tarefa de análise de diagnóstico de fraturas em stent, ao passo que introduz uma forma adicional de análise e pode ser um facilitador do diagnóstico médico.

Durante o desenvolvimento deste trabalho, propõe-se um método de melhoria de visualização de stents, cuja saída é utilizada como entrada de outro método cujo objetivo é o de detectar a ocorrência de fraturas. Ambos os métodos são implementados através de algoritmos computacionais.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são feitas as considerações iniciais do trabalho, realiza-se o cálculo para a obtenção do tamanho da amostra, e propõe-se um método de avaliação.

3.1 Considerações iniciais

A metodologia proposta é implementada através do desenvolvimento de algoritmos representados por programas em qualquer linguagem de programação convencional que ofereça suporte a tratamento de imagens computacionais. Para a correta preparação e utilização dos algoritmos, deve-se considerar que:

- As imagens são extraídas dos equipamentos de captura, através de arquivos padronizados no formato DICOM (*Digital Imaging and Communication in Medicine*). Este é um padrão largamente adotado por dispositivos médicos de imagem (Hilbel et al., 2007; Mustra et al., 2008).
- O posicionamento do stent na imagem capturada deve estar preferencialmente orientado em vertical;
- As imagens não poderão conter ruídos em excesso, seja pelo posicionamento da captura próxima a ossos, ou pela acuidade do

aparelho ou do sistema de captura, embora haja certa tolerância a ruídos;

- É desejável na imagem original a exibição apenas do stent, reduzindo espaços no entorno do mesmo, para que se tenha um melhor funcionamento das técnicas propostas.

3.2 Cálculo do tamanho da amostra

De acordo com o analisado pelo Laboratório de Epidemiologia e Estatística do Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia (LEE) e a partir do descrito em Flahault (2005), para um teste de diagnóstico com sensibilidade (ou especificidade) de 85%, considerando-se um limite inferior de intervalo de confiança de 0,55 (valores sugeridos pelo instituto), faz-se necessário um tamanho mínimo de amostra de 26 stents fraturados e de 26 stents não fraturados, conforme pode-se constatar na Tabela 1.

Tabela 1 Número de Casos (ou controles) para sensibilidades esperadas (ou especificidades) com faixas de 0.60 a 0.95									
Sensibilidade Esperada (ou especificidade)	Limite de confiança mínimo aceitável								
	0.5	0.55	0.6	0.65	0.7	0.75	0.8	0.85	0.9
0.60	268	1,058							
0.65	119	262	1,018						
0.70	67	114	248	960					
0.75	42	62	107	230	869				
0.80	28	40	60	98	204	756			
0.85	18	26	33	52	85	176	624		
0.90	13	18	24	31	41	70	235	474	
0.95	11	12	14	16	24	34	50	93	298

Fonte: A. Flahault et al. / Journal of Clinical Epidemiology 58 (2005) 859–862 (traduzido)

No trabalho em questão, foram obtidas imagens de stents em região vascular periférica (poplíteia) capturadas através de equipamentos de Raios-X.

Após a exclusão de imagens consideradas ilegíveis pelos médicos, foi considerada uma amostra de 70 imagens, sendo 44 imagens de stents fraturados e 26 imagens de stents não fraturados.

3.3 Método de avaliação

Para avaliação da eficácia do diagnóstico automatizado proposto, seja qual for o método empregado, é necessário que o processo seja submetido a uma aferição por algum teste de validação adequado. A partir das amostras de imagens de stents, obtidas pelo processo convencional de aquisição e convertidas em Bitmap, aplica-se a metodologia proposta nesta

pesquisa (representada através de algoritmos), e então seu resultado é aferido por um índice, denominado Índice de Concordância Kappa (Cohen, 1960). Este índice indica a concordância entre o resultado de diagnóstico aferido computacionalmente e o diagnóstico aferido por um médico especialista no assunto (padrão ouro).

3.4 Desenvolvimento

Para o desenvolvimento deste trabalho, expõem-se as considerações iniciais a serem feitas, discutem-se aspectos referentes a processamento de imagem, justifica-se o desenvolvimento e, por fim, desenvolve-se a metodologia proposta.

3.4.1 Considerações Iniciais

Considerando-se o caso de análise de imagens em Raios-X de stents, há complicadores para a análise e avaliação de fraturas, como a baixa qualidade de imagem, sua granularidade e sombras decorrentes da movimentação e de ossos que podem estar posicionados próximos a stents ou ao redor dos mesmos nas imagens obtidas.

Para a análise de diagnóstico, são bem vindas as imagens construídas com um número máximo de informações, e no caso, o padrão

de compressão mais adequado é aquele que não ofereça perdas (*lossless compression*) (Salomon, 2009).

A partir destas considerações, e pela praticidade, optou-se pela obtenção dos arquivos no formato original DICOM, gerados pelos dispositivos médicos. Estas imagens foram convertidas, para efeito de tratamento algorítmico, no formato Bitmap (bits de imagem mapeados em matrizes), um outro formato que não oferece perdas (Foley, 1995). Há a possibilidade, também, de se utilizar o padrão JPEG (Joint Photographic Expert Group), desde que se assegure perda não significativa por compressão (Pennebaker, 1993).

Como as imagens obtidas normalmente apresentam ruídos ou deformidades, é desejável que as mesmas sejam melhoradas por algum tipo de processamento digital de imagem. Este tipo de processamento é realizado através de algoritmos que modificam imagens no intuito de melhorar sua visualização e, quando possível, eliminam ruídos gerados pelo dispositivo de captura ou distorções geradas pelo substrato em que a imagem desejada está inserida (Sonka, 1999; Jähne, 2002; Gonzalez, 2004; Morris, 2004).

Há que se considerar, no entanto, que um processamento pode comprometer a análise pela sucessiva modificação e ajuste dos pixels da imagem quando o processo aplicado implica em uma transformação com perdas, ou seja, pode haver o falseamento da imagem: Alguns processamentos podem criar pontos onde, em princípio, eles não estão. Isto

melhora (e muito) a imagem, mas há o perigo de se forçar um diagnóstico incorreto, o que deve ser evitado.

Outro fator a se considerar é a necessidade de se desenvolver uma análise parametrizada dos elementos da imagem, incluindo-se fatores como a ocorrência de ruídos na mesma. Isto porque a aplicação de filtros e/ou processamentos diversos de imagem melhoram a visualização das mesmas, mas o processo adotado pode depender do tipo de ruído ou da qualidade da imagem: conforme estes variam, os resultados podem ser diferentes.

De qualquer forma, é importante salientar que o processo computacional pode auxiliar um diagnóstico ou dar um direcionamento sobre qual a ação poderia ser adotada pelo profissional da saúde, e que seu papel pode ser recomendar (ou apontar), mas nunca decidir a ação a ser tomada. A decisão de ação cabe ao médico, sempre. A simplificação do processo de diagnóstico é, em si, uma contribuição (Bates et al., 2001).

3.4.2 Processamento de imagem

A descoberta dos raios-X por Wilhelm Conrad Röntgen, primeiro prêmio Nobel de Física, em 1901 (Novelline, 1997), foi uma grande contribuição para a medicina. A análise de imagens por raios-X possibilitou a realização de diagnósticos médicos mais precisos. Em contrapartida, estruturas orgânicas sobrepostas não podiam ser capturadas com diferenciação. A captura de aspectos fisiológicos (além dos anatômicos) também não era possível. (Smith, 1997). A Tomografia Computadorizada,

que reúne técnicas de raios-X a processamento computacional foi descoberta por Godfrey Hounsfield no início de 1970, e teve sua primeira implementação no hospital Atkinson Morley, na Inglaterra, em 1972. Seu uso clínico ocorre a partir de 1975. A Tomografia Computadorizada eliminou o problema da superposição de imagens. Há ainda outras formas de captura de imagens, como a captura por ultrassom e por ressonância (Burrows, 1986; Thomas, Isherwood, Wells, 1995; Thomas et. al, 2004).

Para qualquer que seja o processo utilizado para a obtenção de imagem, a melhoria de visualização requer técnicas especiais, que aqui são consideradas como algoritmos que processam uma imagem com o objetivo de se produzir uma nova imagem modificada segundo alguns critérios.

Este processamento pode fornecer uma melhor visualização dos elementos de imagem, porém melhoras efetivas dependem das variações de tonalidade, de ruído e do filtro de imagem empregado (considera-se, aqui, filtro de imagem como um mecanismo de processamento que modifica a imagem através de funções de tratamento nos elementos originais). As variabilidades de resultados e de qualidade de amostra inviabilizam a adoção de uma solução única, ao mesmo tempo em que dificultam a análise sobre qual filtro deve ser aplicado.

A Figura 2, a seguir, ilustra uma imagem de stent implantado em região poplítea, obtida por processo convencional. Embora esta seja uma imagem que apresente pouco ruído, deve-se notar as nuances de tonalidade

em torno (e no interior) do stent, que podem ser complicadores na melhoria de visualização da imagem.

A Figura 3 é um extrato da Figura 2, destacando-se parte do stent não fraturado e uma pequena região no entorno do mesmo, para análise em alguns processamentos computacionais e discussão dos resultados obtidos.

Figura 2 – Stent implantado em região poplíteia

Figura 3 – Detalhamento do stent da figura 2

A seguir, são apresentados os resultados de alguns processamentos comuns aplicados à imagem da Figura 3. Estes processamentos foram aplicados a título de exemplo, como forma de se visualizar o problema da melhoria de imagem. Não são detalhadas as técnicas dos algoritmos de processamento ou de sua teoria por completo. Para maiores detalhes, sugere-se a consulta às bibliografias: (Gonzalez, 2004; Smith, 1997; Svoboda, 2008).

O processamento de imagem pode incluir a Transformada de Fourier Discreta, uma técnica matemática bastante utilizada no processamento digital de sinais. O termo *Transformada de Fourier* representa cada uma das quatro categorias de sinais que podem ser encontrados na análise: Sinais Aperiódicos de Tempo Contínuo (não há repetição de um padrão periódico), cuja transformação é denominada Transformada de Fourier; Sinais Periódicos de Tempo Contínuo (há um padrão regular de repetição, como no caso de ondas quadradas ou senoidais), cuja transformação é denominada Série de Fourier; Sinais Aperiódicos de Tempo Discreto (não há a repetição de um padrão periódico, e amostras de pontos discretos), cuja transformação é denominada Transformada de Fourier de Tempo Discreto; e, por fim, os Sinais Periódicos de Tempo Discreto (há um padrão regular de repetição, e amostras de pontos discretos), cuja transformação é denominada Transformada de Fourier Discreta (Smith, 1997). Estes tipos de transformação estão ilustrados na Figura 4.

Transformação	Tipo de Sinal
Transformada de Fourier
Série de Fourier
Transformada de Fourier de Tempo Discreto
Transformada de Fourier Discreta

Figura 4 - Tipos de transformações

Fonte: SMITH, S. W. The Scientist and Engineer's Guide to Digital Signal Processing. 1997
ISBN 0-9660176-3-3 (traduzido)

A Transformada de Fourier Discreta é definida pela equação (1), onde N é o comprimento dos dados, x denota as coordenadas espaciais ou de tempo, u são as coordenadas de frequência, e i é a unidade imaginária (Svoboda, 2008):

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \exp\left(\frac{-2\pi i u}{N} x\right) \quad (1)$$

Esta definição pode ser alterada através da substituição da função exponencial por funções harmônicas, resultando a equação (2):

$$F(u) = \frac{1}{N} \sum_{x=0}^{N-1} f(x) \cos\left(\frac{2\pi u}{N} x\right) - i f(x) \sin\left(\frac{2\pi u}{N} x\right) \quad (2)$$

Esta equação permite se calcular o quanto as funções harmônicas de uma frequência particular u são representadas no sinal $f(x)$.

Para se considerar o domínio espacial da análise de frequência, normalmente aplica-se uma operação funcional denominada *convolução* sobre os pixels da imagem. A convolução pode ser compreendida como uma operação matemática sobre funções originalmente fornecidas que produzirá uma nova função. Esta função representa uma modificação das funções originalmente fornecidas. A operação de convolução possui as propriedades comutativa, associativa, distributiva, identidade, e pode ser expressa por equações diferenciais e integrais. Em imagens, a operação de convolução é utilizada em várias aplicações de filtros (Smith, 1997) (Gonzalez, 2004).

Svoboda, Kybic e Vaclav (2008) propõem um exemplo que mostra a reconstrução de imagem de acordo com o espectro de Fourier, selecionando-se gradativamente de baixas a altas frequências. Este exemplo foi aplicado a uma imagem qualquer de stent, e seu resultado está ilustrado na Figura 5, em que são apontadas as etapas de reconstrução dos sinais da imagem.

Figura 5 - Aplicação da Transformada de Fourier Discreta (exemplo 1). (a) Imagem original. (b) Reconstrução inicial. (c) Reconstrução intermediária. (d) Reconstrução final

Nota-se que a imagem final obtida no exemplo da Figura 5 representa uma melhoria na visualização da imagem. No entanto, o mesmo procedimento aplicado à imagem da Figura 3 não produziu resultados satisfatórios, como pode-se constatar na Figura 6.

Figura 6 - Aplicação da Transformada de Fourier Discreta (exemplo 2). (a) Imagem original, extraída da figura 3. (b) Reconstrução final

Outra aplicação de filtro em que utiliza-se convolução é o Filtro Laplaciano, que é calculado com base na segunda derivada do valor da função que descreve a intensidade de seus pixels, e muitas vezes retrabalhado por um filtro Gaussiano (filtro passa-baixa). A equação (3) descreve a fórmula para o cálculo do Laplaciano. As variáveis x e y representam a posição do ponto na imagem.

$$\nabla^2 f(x, y) = \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \quad (3)$$

Uma das aplicações do Filtro Laplaciano é o aumento da nitidez da imagem (*sharpening*). A Figura 7 ilustra a aplicação de Laplaciano sobre a imagem apresentada na Figura 3. Notar que o processamento de sinal sobre a imagem causa um reforço dos maiores pontos de variação, aumentando a nitidez.

Figura 7 - Aplicação de Laplaciano. (a) Imagem original. (b) Análise do sinal. (c) Resultados. (d) Imagem resultante

Fonte: algoritmo: Svoboda et al. (2008) (traduzido)

Embora se consiga melhorias pela aplicação de diferentes parâmetros ao procedimento de aumento de nitidez, o ruído e sombras na imagem também têm sua nitidez aumentada, atrapalhando o processo de identificação automática de fraturas.

A aplicação de filtros que utilizam estas e outras técnicas pode facilitar a visualização de alguns pontos da imagem, no entanto, podem omitir detalhes importantes para o diagnóstico, ou ressaltar pontos indesejados.

Um processamento de imagem bastante utilizado é o de segmentação, em que se divide a imagem em partes e aplica-se um processo a cada uma delas. Um exemplo de segmentação está apresentado na Figura 8, que aplica uma seleção de pontos ponderados por um histograma, definindo-se quais devem ser considerados (aplicação de *threshold*, ou limiar). A aplicação de limiar é mais indicada para tonalidades mais frequentes e acentuadas, e no caso apresentado acaba por ressaltar irregularidades não desejadas na imagem.

Figura 8 - Aplicação de *Threshold* ou Limiar. (a) Imagem original. (b) Histograma. (c) Resultados

Fonte: algoritmo: Svoboda et al. (2008)

Um outro processo conhecido é a aplicação da detecção de bordas de Canny.

John F. Canny a desenvolveu em 1986. Para Canny, um bom algoritmo de detecção deve incluir boa detecção, localização e resposta, sendo que ruídos não podem gerar falsas bordas. A detecção utiliza um filtro

baseado na primeira derivada gaussiana, por convolução. O filtro suaviza o ruído existente na imagem. Então são detectadas as bordas da mesma, através da combinação de um operador diferencial e um filtro gaussiano.

A função pode ser verificada na Figura 9, onde são apresentados o comportamento de uma borda da imagem, sua uniformização por Gauss, e o resultado da primeira derivada (Conci, 2008).

Figura 9 - Processo de detecção
Fonte: (Conci, 2008)

Conforme aponta Conci (2008), os pontos máximos após a convolução, indicarão as bordas da imagem. O processo aplicado no algoritmo utiliza uma função Gaussiana em duas dimensões, ou duas funções de uma dimensão, uma aplicada na direção x, e outra aplicada na direção y.

A função gaussiana para uma dimensão está expressa na equação (4), e sua primeira derivada está expressa na equação (5). Nestas equações considera-se um desvio padrão σ . As variáveis x e y representam a posição do ponto na imagem.

$$G(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}} \quad (4)$$

$$G'(x) = \frac{-x}{\sqrt{2\pi}\sigma^3} e^{\frac{-x^2}{2\sigma^2}} \quad (5)$$

O Filtro de Canny para detecção de bordas utiliza a convolução da imagem com $G'(x)$, obtendo-se uma imagem com bordas realçadas, mesmo na presença de ruído. Na equação (6) apresenta-se a fórmula resultante para ambas as direções. A escolha dos desvios padrão adequados é importante para a obtenção de resultados satisfatórios.

$$G(x, y) = \frac{1}{2\pi\sigma_x\sigma_y} e^{\frac{-x^2}{2\sigma_x^2} + \frac{-y^2}{2\sigma_y^2}} \quad (6)$$

Uma aplicação do algoritmo de Canny foi realizada na imagem da Figura 3, e seu resultado está representado na Figura 10.

Figura 10 - Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 1). (a) Imagem original. (b) Resultado para limiares 0,008 e 0,02 com $\sigma=2,5$

A aplicação da detecção de bordas assegura uma melhor visualização de contornos. Seus resultados dependem da imagem fornecida como entrada, e de valores atribuídos a variáveis internas do algoritmo, como o desvio padrão utilizado e limiares. No caso da Figura 10, obteve-se resultado razoável, porém pode ocorrer omissão de fraturas ou interrupções de borda. Para uma melhor visualização do exposto, o mesmo método foi aplicado a uma outra imagem, conforme pode-se observar na Figura 11.

Figura 11 - Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 2). (a) Imagem original. (b) Resultado para limiares 0,008 e 0,02 com $\sigma=2,5$

Neste caso, algumas interrupções na borda do stent foram preenchidas, o que não é desejável. Adicionalmente, foram criados espaços não desejados nas bordas do mesmo, o que pode ocasionar erros de diagnóstico.

Faz-se importante verificar que os resultados da aplicação do algoritmo de Canny dependem dos limiares e do desvio padrão. Como exemplo, a Figura 3 poderá ser reprocessada com diversos valores de limiar e de desvio padrão. Os resultados estão expostos na Figura 12.

Figura 12 - Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 3). (a) Imagem original. (b) Resultado para limiares 0,008 e 0,02 com $\sigma=2,5$. (c) Resultado para limiares 0,08 e 0,2 e $\sigma=2,5$. (d) Resultado para limiares 0,02 e 0,5 e $\sigma=2,5$. (e) Mantendo-se os parâmetros do item d, porém com $\sigma=0,8$. (f) Mantendo-se os parâmetros do item d, porém com $\sigma=3,0$

A variação dos parâmetros é bastante relevante no algoritmo de Canny. Note-se que na Figura 12, a variação positiva do limiar (*threshold*) causa um menor detalhamento das bordas, assegurando que as bordas mais relevantes permaneçam na figura, como pode-se constatar nos itens (b), (c) e (d). Mantendo-se o valor de limiar fixo, com o aumento do desvio padrão, há um melhor foco das regiões, como pode-se observar nos itens (e) e (f).

Estes resultados dependem das imagens de entrada. Considerar, por exemplo, o valor do item (f) como ideal para qualquer imagem de entrada, poderá resultar em imagens indesejadas, como se pode verificar na Figura 13.

Figura 13 - Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 4). (a) Imagem original. (b) Resultado para limiares 0,02 e 0,5 e $\sigma=3,0$. (c) Imagem original. (d) Resultado para limiares 0,02 e 0,5 e $\sigma=3,0$

Na Figura 13 percebe-se que a falha lateral do stent (fratura) da figura (a) não foi ressaltada pela aplicação do algoritmo, contudo houve um resultado satisfatório para a imagem da figura (c) (sem fratura). Ao se repetir a aplicação do algoritmo para um valor de desvio padrão mais adequado, que resolva o problema da figura (a), ter-se-á os resultados apontados na Figura 14.

Figura 14 - Aplicação do detector de bordas de Canny (exemplo 5). (a) Imagem original. (b) Resultado para limiares 0,02 e 0,5 e $\sigma=1,5$. (c) Imagem original. (d) Resultado para limiares 0,02 e 0,5 e $\sigma=1,5$

Na Figura 14, no item (b) observam-se claramente os pontos de falha. A aplicação de um desvio maior ressaltou alguns outros pontos da figura representada no item (c).

Percebe-se que há uma tendência do algoritmo em preencher pequenas falhas da imagem, o que pode ser não desejável no caso de

detecção de fraturas. Um dos algoritmos desenvolvidos neste trabalho procura marcar os pontos mais relevantes sem criar conexões em pequenos espaços, que poderiam corresponder aos vãos da estrutura lateral do stent ou mesmo alguns tipos de fratura.

Há outros métodos de detecção de borda interessantes, embora não atendam à necessidade deste trabalho, pelos motivos já apresentados. Como exemplos, pode-se citar os métodos de Prewitt, Sobel, Roberts e “Zero-Cross” (Maini, Aggarwal, 2009). Estes métodos empregam aproximações particulares às derivadas, produzindo resultados interessantes na detecção de bordas. Um estudo adicional pode ser feito em Bourne (2010) que relata o uso de filtros na captura de imagens médicas.

O tratamento de imagem também pode utilizar outros métodos como a erosão, em que são eliminados pontos da imagem, e a dilatação, em que são ressaltados pontos da imagem. Estes métodos podem causar modificações não desejadas na imagem original, e por este motivo não foram aqui considerados.

Percebe-se que há diversas outras aplicações possíveis de transformações e de filtros, sendo que muitas delas poderão auxiliar em alguns aspectos a visualização da imagem. Contudo, a regra aplicada a cada pixel é definida equitativamente para todos os pontos da imagem, o que pode não ser interessante quando há irregularidades em regiões distintas da imagem, ou quando há variações na textura e deformidades na estrutura do stent.

A criação de uma análise condicional para cada pixel ou região da imagem poderá particularizar a solução para cada região, melhorando o resultado final, conforme pode ser verificado mais adiante.

3.4.3 Justificativa do desenvolvimento

A aplicação de filtros e tratamentos convencionais às imagens teve como resultado algumas melhorias em relação à imagem original, porém a inconstância de padrões gráficos, aliada à possível deformação dos pontos originais, pode resultar em desvios de diagnóstico que não são desejáveis no caso de detecção de fraturas. Além disso, as imagens resultantes variam sensivelmente com as pequenas diferenças de nuances que ocorrem a cada captura, o que torna a visibilidade final inconstante no processo de diagnóstico.

Neste trabalho, procura-se adotar métodos e técnicas (desenvolvidos em algoritmo) de transformação da imagem original, pela análise condicional de cada pixel da imagem, de forma qualitativa (referindo-se à análise da presença de pixels em pontos estratégicos) e quantitativa (referindo-se ao posicionamento dos pixels).

Esta abordagem tem por objetivo melhorar a imagem, de modo a ressaltar as estruturas de interesse, descartando-se as demais. As variações de nuance que ocorrem naturalmente a cada imagem de entrada serão

consideradas, devido à análise individual para cada pixel e das diferenças de valores entre pixels.

Devido à inexistência de técnicas ou algoritmos de detecção de fraturas em stents, propõe-se, em sequência ao algoritmo desenvolvido, a análise e construção de um algoritmo que permita detectar fraturas de stents a partir das imagens transformadas pelo algoritmo anterior.

3.4.4 Desenvolvimento do método

A metodologia aqui desenvolvida está expressa por dois algoritmos que auxiliam na melhoria de imagens e no diagnóstico de fraturas em stents.

Um deles é o Algoritmo de Delineação de Imagem, denominado de IDA, que permite destacarem-se os pontos mais relevantes da imagem do stent, e que atua de forma diferente quando comparado a um algoritmo de detecção de bordas clássico (Canny, 1986), pois considera variações na intensidade de pixels vizinhos, descartando sombras não significativas. O propósito deste algoritmo é a melhoria de visualização da imagem para análise.

O outro algoritmo é o Algoritmo de Detecção de Fratura, denominado de FDA, aplicado a partir de uma imagem tratada com o IDA, e que permite a detecção de fraturas ou rompimentos em stents representados nestas imagens.

A seguir, detalha-se cada um destes algoritmos.

3.4.4.1 Algoritmo de Delineação de Imagem (IDA)

O funcionamento deste algoritmo está descrito a seguir.

Dados um espaço bidimensional cartesiano S e uma imagem W , obtida através do processo convencional de aquisição, vamos considerar cada um dos pares posicionais de W sendo representados por $P_w(x,y)$. Para cada posição $P_w(x,y)$ haverá um valor associado G , tão maior quanto maior for a tonalidade de $P_w(x,y)$ na referida imagem W . G representa, portanto, o valor do pixel no padrão de imagem observado (na escala de cinza, considerando-se 8 bits, este valor varia entre 0 – preto e 255 – branco). Considera-se neste caso apenas uma componente da imagem, porém poderão ser consideradas imagens coloridas desde que o método seja aplicado para as componentes R (vermelho), G (verde) e B (azul). Note que se convencionou que o stent aparece delineado por tons mais escuros, como ocorre em imagens de stent. O algoritmo é aplicado em duas metades da imagem, com variáveis de índice 1 e 2, correspondendo a cada uma das metades. Esta abordagem tem o intuito de aumentar a qualidade do processo de captura quando ocorrem sombras laterais.

O objetivo dos próximos passos é calcular a média de diferenças de intensidade de pixel. Esta média será realizada para uma quantidade variável de diferenças, cuja abrangência será estipulada por um índice aqui denominado de *índice de abrangência* δ , e que será definido mais adiante.

Para isto, as diferenças em módulo entre valores G dos n elementos contíguos de cada linha de W são armazenadas em dois vetores de

diferenças, V_{L_1d} e V_{L_2d} , cada um deles representando uma metade da linha considerada. Conforme comentado, esta abordagem dual permite uma melhor acuidade no tratamento de imagens com sombras laterais. Os valores são, portanto:

$$V_{L_1d_p} = |G_i - G_{i-1}|, \quad 1 < i \leq n/2, \quad p = i - 1 \quad (7)$$

$$V_{L_2d_q} = |G_j - G_{j-1}|, \quad n/2 < j \leq n, \quad q = j - n/2 \quad (8)$$

Considera-se então a criação do vetor V_{dd_1} como sendo o vetor dos diferentes valores decrescentes (tomados unicamente) obtidos em V_{L_1d} , e o vetor V_{dd_2} como sendo o vetor dos diferentes valores decrescentes (tomados unicamente) obtidos em V_{L_2d} .

O próximo passo é obter a média aritmética dos valores de cada um dos vetores (V_{dd_1} e V_{dd_2}). A quantidade de valores tomados nesta média é definida então pelo *índice de abrangência* δ . Posteriormente esta média será utilizada como um balizador cujo valor definirá se um pixel analisado deverá ser considerado ou descartado na imagem.

Assume-se, portanto, como *índice de abrangência* δ , o percentual de valores a serem considerados em um vetor V_{dd} , tomados a partir do primeiro elemento de V_{dd} , ou seja, o percentual dos maiores valores de V_{dd} , tomados unicamente. Para o caso explanado, considera-se δ_1 como o *índice de abrangência* aplicado a V_{dd_1} , e δ_2 como o *índice de abrangência* aplicado a V_{dd_2} .

Na Figura 15 está ilustrada a obtenção destes vetores, e na Figura 16 mostra-se, de forma representativa, o *índice de abrangência* δ .

Figura 15 - Obtenção dos vetores a partir da imagem do stent. (a) Stent esquematizado. (b) Detalhamento

Figura 16 - Índice de Abrangência δ . Este índice indica percentualmente a quantidade de elementos a serem considerados de V_{dd} . Os valores aqui indicados são ilustrativos, e representam as diferenças únicas dos valores G , em ordem decrescente.

Calculam-se então as médias aritméticas m_1 e m_2 dos valores considerados para os índices de abrangência δ_1 e δ_2 , estipulados para o total de elementos n_1 de V_{dd1} e n_2 de V_{dd2} , respectivamente:

$$m_1 = \frac{\sum_{i=1}^r V_{dd_{1i}}}{r}, \text{ sendo } r = \frac{\delta_1}{100} * n_1, \quad (9)$$

$$m_2 = \frac{\sum_{i=1}^s V_{dd_{2i}}}{s}, \text{ sendo } s = \frac{\delta_2}{100} * n_2 \quad (10)$$

Os valores m_1 e m_2 assim obtidos serão os balizadores que definirão quais pontos deverão ser considerados relevantes na construção da nova imagem, e o índice de abrangência δ irá definir percentualmente qual parcela da amostra de valores únicos decrescentes deverá ser considerada no cálculo da média. Para um índice de abrangência maior, haverá possivelmente um delineamento maior dos pontos da imagem.

Finalmente, uma nova imagem W_b é construída a partir da análise dos t valores contidos em W para cada uma das metades da imagem, considerando-se que todas as diferenças positivas $G_{tuc} - G_t$ (sendo G_{tuc} a última ocorrência de valor G considerada como relevante, e o valor G_t o valor verificado no instante), que excederem o valor calculado para a média m (m_1 ou m_2 , de acordo com a metade em questão), definirão os pontos a serem considerados para exibição na imagem. Neste caso, o valor $P_{w_b}(x,y)$ deve ser remapeado com o valor de ponto ativo (por exemplo, 255). Os demais pontos devem ser remapeados com valor de ponto inativo (por exemplo, 0). Note que $P_{w_b}(x,y)$ representa o valor do ponto na imagem construída W_b .

Na aplicação deste algoritmo com o objetivo de utilizá-lo de entrada para o FDA (explicado mais adiante), considera-se apenas até o ponto mais

significante à esquerda e o ponto mais significativo à direita, para cada linha em cada metade (obtenção das bordas do stent). Para este objetivo, percorrem-se os pontos de W nos dois sentidos em cada linha, parando-se quando houver a primeira detecção de diferença superior ao valor de m (quando o fluxo de controle passa para a próxima linha). Nesta variação, portanto, a visualização da imagem ressalta exclusivamente os pontos mais relevantes da região externa de cada metade.

Opcionalmente, nos dois casos, pode-se manter os pixels originais de W em W_b . Assim, não somente os pontos delineados são apresentados, mas a imagem inteira, com destaque aos pontos delineados. Para que isto ocorra, pode-se copiar inicialmente W em W_b e manter os valores inalterados quando a condição de ponto ativo não for satisfeita. Neste caso, a imagem terá os pontos marcados como delineadores da região a ser considerada, ao mesmo tempo em que a imagem original é preservada.

Ao processar a imagem da Figura 3 pelo IDA, verifica-se a delineação do contorno (Figura 17). Esta delineação poderá ser mais ou menos acentuada, dependendo dos valores dos parâmetros δ , conforme será verificado mais adiante, e da qualidade da imagem de entrada.

Figura 17 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 1). (a) Imagem original. (b) Resultado da aplicação do algoritmo para $\delta_1 = \delta_2 = 20$

Para analisar-se o comportamento do algoritmo em questão, aplica-se o IDA em uma imagem de stent (Figura 18), e em uma imagem de stent fraturado (Figura 19). As imagens originais correspondentes à Figura 18 (a) e à Figura 19 (a) são submetidas ao algoritmo, considerando-se diferentes valores de δ (conforme apresentado nos itens (b), (c) e (d), em ambas as figuras). Note que o detalhamento de detecção aumenta conforme o valor de δ , porém o aumento do valor de δ pode gerar ruídos adicionais não desejados, como pode-se observar no item (d) da Figura 19.

Figura 18 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 2). (a) Imagem original. (b) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 5$. (c) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 50$. (d) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 100$

Figura 19 - Aplicação do algoritmo IDA (caso 3). (a) Imagem original. (b) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 5$. (c) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 50$. (d) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 100$

O processo está descrito no Algoritmo 1 a seguir. Para melhor compreensão e análise, um detalhamento do pseudocódigo com simulação de valores encontra-se descrito no Anexo A.

Algoritmo 1 – Síntese do Algoritmo de Delineação de Imagem (IDA)

```

Entrada:      - imagem W
               - índices de abrangência delta1 e delta2
01: transformar a imagem W para o formato matricial
02: armazenar dimensões de W: (sizeX, sizeY)
03: criar a imagem Wb com as mesmas dimensões de W
04: armazenar as diferenças de valores de pixels consecutivos de W
    no vetor vL1d (primeira metade)
05: vdd1 ← valores únicos de vL1d em ordem decrescente
06: m1 ← média de uma quantidade de valores de vdd1, definida pelo
    índice de abrangência delta1
07: armazenar as diferenças de valores de pixels consecutivos de W
    no vetor vL2d (segunda metade)
08: vdd2 ← valores únicos de vL2d em ordem decrescente
09: m2 ← média de uma quantidade de valores de vdd2, definida pelo
    índice de abrangência delta2
10: para cada linha da imagem W, e em todas as direções (da esquerda
    para a direita e da direita para a esquerda):
11:   se a diferença entre valores G consecutivos for maior
        que m1 (para a primeira metade) ou maior que m2
        (para a segunda metade)
12:   então
13:     marcar o mesmo pixel na imagem Wb como visível
14:   fim
15: fim

```

(a imagem W_b será a nova imagem.)

3.4.4.2 Algoritmo de Detecção de Fratura (FDA)

Este algoritmo foi desenvolvido para a detecção de descontinuidades ou fraturas que fujam a um a um padrão de comportamento da imagem. É aplicado em uma imagem previamente tratada pelo IDA.

Sua descrição está declarada a seguir.

Dados um espaço bidimensional cartesiano S , uma imagem W_b , obtida através do algoritmo anterior (a partir da imagem original W), considera-se cada um dos pares posicionais de W_b sendo representados por $P_{w_b}(x,y)$. Para cada posição $P_{w_b}(x,y)$ haverá um valor associado G , referente à tonalidade de $P_{w_b}(x,y)$ na referida imagem W_b . G , portanto, representa o valor do pixel (na imagem gerada, este valor será 0 – preto ou 255 – branco).

Os seguintes passos então são aplicados:

- Calcula-se a distância em pixels, entre os pontos mais externos do stent (pontos extremos à esquerda e à direita, para cada linha). Para este propósito, calcula-se:
 - um vetor dos valores de coordenada x dos pares $P_{w_b}(x,y)$, em que o primeiro ponto ativo é encontrado, em pesquisa sequencial da esquerda para a direita, para cada linha. Este vetor denomina-se V_{Gl} ;
 - um vetor dos valores de coordenada x dos pares $P_{w_b}(x,y)$, em que o primeiro ponto ativo é encontrado, em pesquisa sequencial da direita para a esquerda, para cada linha. Este vetor denomina-se V_{Gr} ;

- um vetor das diferenças (distâncias) entre os valores de V_{Gr} e V_{Gl} para cada linha, ou seja:

$$V_{Gdif_i} = |V_{Gr_i} - V_{Gl_i}|, 1 \leq i \leq n \quad (11)$$

(n representa o número de linhas da imagem)

- No próximo passo, cria-se uma matriz que contenha o valor do vetor de diferenças associado à linha em que a diferença ocorre. O objetivo deste cálculo é o de manter uma memória de posição (linha) para modificações futuras;
- Esta matriz bidimensional, intitulada M_{Gdif} , deverá então conter o valor de V_{Gdif} associado ao valor posicional em y para cada ponto $P_{wb}(x,y)$. Ou seja, para cada linha de V_{Gdif} , será criado um par em M_{Gdif} , tal que $M_{Gdif_{i,1}} = i$, e $M_{Gdif_{i,2}} = V_{Gdif_i}$, tal que $1 \leq i \leq n$, considerando-se n como sendo o número de linhas da imagem;
- A matriz M_{Gdif} terá duas colunas: a primeira coluna corresponde à linha da imagem analisada, e a segunda coluna corresponde à diferença calculada em V_{Gdif} para a linha em questão;
- No próximo passo, constrói-se a matriz bidimensional M_{GdifS} , com os mesmos valores de M_{Gdif} , mas organizados em ordem crescente de sua segunda dimensão (o valor da distância). O objetivo neste passo é obter as menores distâncias entre pixels externos, o que é de especial

interesse para os próximos passos. As primeiras linhas da matriz M_{Gdif} definirão, portanto, os menores valores de distância, ou seja, as linhas da imagem em que há os maiores estreitamentos do stent;

- Ainda a partir das informações da matriz M_{Gdif} , calculam-se os valores médios de suas posições consecutivas, gerando-se a matriz bidimensional Av_{dif} . Esta nova matriz deve conter, portanto, a média dos dois últimos valores de M_{Gdif} referentes a cada posição. Considera-se, portanto, que:

$$Av_{\text{dif}_{1,1}} = M_{\text{Gdif}_{1,1}}, \quad (12)$$

$$Av_{\text{dif}_{1,2}} = M_{\text{Gdif}_{1,2}}, \quad (13)$$

$$Av_{\text{dif}_{i,1}} = M_{\text{Gdif}_{i,1}}, \text{ para } 2 \leq i \leq n \quad (14)$$

$$Av_{\text{dif}_{i,2}} = \overline{M_{\text{Gdif}_{i,2}}, M_{\text{Gdif}_{i-1,2}}}, \text{ para } 2 \leq i \leq n \quad (15)$$

- A matriz Av_{dif} representa, portanto, em sua primeira coluna, o número da linha da imagem analisada, e em sua segunda coluna, a média dos valores obtidos entre a linha atual ($M_{\text{Gdif}_{i,2}}$) e a linha anterior ($M_{\text{Gdif}_{i-1,2}}$), ou seja, faz-se uma operação de média móvel;

As matrizes M_{GdifS} (matriz das menores distâncias entre possíveis paredes do stent) e Av_{Dif} (matriz de média movente), obtidas nos passos anteriores, terão papel fundamental na detecção de fratura.

Nos dois passos a seguir foram criados dois parâmetros importantes: o *índice de abrangência* β , cuja função é a de definir a abrangência dos elementos considerados de M_{GdifS} , e o percentual de valor crítico γ , que definirá um valor de corte na análise de fratura. Um aumento do índice de abrangência β significará que uma maior parte das linhas de M_{GdifS} será analisada, aumentando-se a sensibilidade de detecção, ao passo que um aumento do percentual de valor crítico γ deverá aumentar o valor crítico ou valor de corte na análise de fratura. Ambos os índices poderão melhorar ou piorar o processo de detecção, como será visto mais adiante.

- Criação do índice de abrangência β : este índice representa o percentual dos elementos de M_{GdifS} a ser utilizado na busca de possíveis pontos de fratura. Este percentual permite definir a abrangência de análise dos casos das menores distâncias calculadas em M_{GdifS} (valores de M_{Gdif} ordenados de forma crescente). As linhas a serem analisadas são obtidas pelo valor de $M_{GdifS_{i,1}}$, para $1 \leq i \leq nItens$, sendo $nItens = n * \frac{\beta}{100}$, ou seja, a primeira dimensão de M_{GdifS} corresponde ao número da linha original, e a segunda dimensão de M_{GdifS} contém o valor da diferença (largura do stent). A abrangência de quais linhas de M_{GdifS} deverão ser consideradas, a partir da primeira, é definida pelo *índice de abrangência* β ;

- Criação do percentual de valor crítico γ : este percentual corresponde ao percentual do valor médio da diferença a ser considerado, acrescido da unidade, para efeito de detecção. O valor calculado para detecção é o *valor crítico cVal*, acima do qual deverá ser considerada relevante a possibilidade de fratura em uma determinada linha, ou seja:

$$cVal_k = \left(\overline{Av_{dif_{k-1,2}}, Av_{dif_{k+1,2}}} \right) * \frac{\gamma}{100} + 1, \quad (16)$$

$$k = M_{Gdif_{i,1}}, \text{ para } 1 \leq i \leq nItens$$

Na Figura 20 e na Figura 21 ilustra-se o processo de obtenção dos elementos citados.

Figura 20 - Obtenção dos elementos. Notar que a regra é aplicada para cada metade da imagem.

MGdifs	
4	2
15	10
17	10
12	12
6	15
32	18
26	18
	—

↓ indice de abrangência β

Figura 21 - Índice de abrangência β . Notar que a primeira coluna de M_{Gdifs} corresponde à linha a ser analisada, e a segunda coluna corresponde à diferença obtida entre posições de borda detectadas no stent. O índice de abrangência β define quantas linhas serão consideradas a partir da linha inicial. Os valores representados na figura são apenas números hipotéticos

No próximo passo, para cada uma das linhas da imagem W_b , obtidas de M_{Gdifs} , procede-se então à verificação de possíveis pontos de fratura.

Serão consideradas regiões de possível fratura, as regiões no entorno das linhas que satisfizerem todas as condições a seguir, considerando-se o lado direito das bordas detectadas do stent:

- Se a maior diferença entre os valores V_{Gr} obtidos entre a linha atual, a linha anterior e suas duas próximas linhas for positiva (isto significa que provavelmente houve uma mudança de comportamento na lateral direita do stent):

$$\max(V_{Gr_k}, V_{Gr_{k-1}}) - \min(V_{Gr_{k+1}}, V_{Gr_{k+2}}) > 0 \quad (17)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gr} obtidos entre a linha anterior e a linha atual estiver acima do valor crítico (o que corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gr_{k-1}} - V_{Gr_k} > cVal_k \quad (18)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gr} obtidos entre a linha anterior e a linha posterior estiver acima do valor crítico (o que também corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gr_{k-1}} - V_{Gr_{k+1}} > cVal_k \quad (19)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gr} obtidos entre a linha anterior e a segunda linha posterior estiver acima do valor crítico (o que também corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gr_{k-1}} - V_{Gr_{k+2}} > cVal_k \quad (20)$$

Na Figura 22 ilustra-se, de forma visual, a montagem dos comparativos citados para o lado direito.

Figura 22 - Montagem dos comparativos para o lado direito. Notar que o retângulo destacado representa a linha atual na análise

Analogamente, também serão consideradas regiões de possível fratura, as regiões no entorno das linhas que satisfizerem todas as condições a seguir, considerando-se o lado esquerdo das bordas detectadas do stent:

- Se a maior diferença entre os valores V_{Gl} obtidos entre a linha atual, a linha anterior e suas duas próximas linhas for positivo (isto significa que provavelmente houve uma mudança de comportamento na lateral esquerda do stent):

$$\max(V_{Gl_{k+1}}, V_{Gl_{k+2}}) - \min(V_{Gl_k}, V_{Gl_{k-1}}) > 0 \quad (21)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gl} obtidos entre a linha anterior e a linha atual estiver acima do valor crítico (o que corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gl_k} - V_{Gl_{k-1}} > cVal_k \quad (22)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gl} obtidos entre a linha anterior e a linha posterior estiver acima do valor crítico (o que também corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gl_{k+1}} - V_{Gl_{k-1}} > cVal_k \quad (23)$$

- Se a diferença entre os valores V_{Gl} obtidos entre a segunda linha posterior e a linha anterior estiver acima do valor crítico (o que também corresponde a uma variação considerável na lateral do stent):

$$V_{Gl_{k+2}} - V_{Gl_{k-1}} > cVal_k \quad (24)$$

Na Figura 23 ilustra-se, de forma visual, a montagem dos comparativos citados para o lado esquerdo.

Figura 23 - Montagem dos comparativos para o lado esquerdo. Notar que o retângulo destacado representa a linha atual na análise

Na Figura 24 apresenta-se uma imagem originalmente fornecida (a), a imagem obtida após a aplicação do IDA, para $\delta_1 = \delta_2 = 20$ (b), a imagem após a aplicação do FDA, para $\gamma = 5$ e $\beta = 5$ (c), e a imagem após a aplicação do FDA, para $\gamma = 5$ e $\beta = 100$ (d). Note-se que a detecção adicional de fratura do item (d) pode realmente indicar uma fratura, no entanto o aumento do valor β pode gerar falsos positivos. É importante notar que o valor β está diretamente relacionado à quantidade dos menores valores de largura encontrados na imagem que deverão ser considerados na análise e, portanto, candidatos à detecção de fratura.

Figura 24 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 1). (a) Imagem original. (b) Aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$. (c) Aplicação do FDA para $\gamma = 5$ e $\beta = 5$. (d) Aplicação do FDA para $\gamma = 5$ e $\beta = 100$

O fator de valor crítico γ está, como se pode observar, diretamente relacionado ao valor de variação (diferenças médias) no posicionamento de pixels, acima do qual (e satisfazendo-se as condições expostas acima) deverá ser considerada relevante a possibilidade de fratura em uma determinada linha (ou/e sua região), conforme definido no algoritmo proposto.

Na Figura 25 apresenta-se uma imagem obtida após a aplicação do IDA sobre uma imagem de stent fraturado. Neste caso, foram considerados os valores $\delta_1 = \delta_2 = 20$ para o IDA (a), e posteriormente aplicou-se o FDA, fixando-se β com o valor 100, porém variando-se o valor de γ . No primeiro caso, $\gamma = 5$ (b), e no segundo caso, $\gamma = 100$ (c).

Figura 25 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 2). (a) Imagem obtida da aplicação do IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$. (b) Aplicação do FDA para $\gamma = 5$ e $\beta = 100$. (c) Aplicação do FDA para $\gamma = 100$ e $\beta = 100$

Notar que no caso da Figura 25, a aplicação do IDA para $\delta_1 = 20$ e $\delta_2 = 20$ causou falhas laterais (pontos não preenchidos na lateral do stent, o que causou falhas na linha lateral), conforme pode-se verificar no item (a). Para um valor $\gamma = 5$, houve detecção de variações de posicionamento de pixel superiores à 5% da média de variações médias no entorno do pixel, e portanto foram detectadas ocorrências de fratura, conforme verifica-se no item (b). Para $\gamma = 100$, no entanto, apenas a maior variação foi detectada (note que a falha indicada é mais profunda, embora mais estreita na borda do stent). Neste caso a fratura real foi excluída pelo algoritmo, já que há uma variação menos profunda nos pontos de fratura, conforme verifica-se no item (c).

Para a análise da influência do fator γ , pode-se inicialmente observar a Figura 19, anteriormente exposta, em que o IDA gerou pontos dispersos em diferentes posições laterais. A imagem gerada pelo IDA foi então submetida ao FDA com a utilização de diferentes valores para o fator γ . O resultado pode ser verificado na Figura 26, em que apresenta-se a imagem originalmente fornecida, conforme exposto na Figura 19 (a), a imagem obtida após o IDA aplicado para $\delta_1 = \delta_2 = 20$ (b), e os resultados da aplicação do FDA fixando-se β com o valor 100, porém com valor $\gamma = 1$ (c), valor $\gamma = 4$ (d), valor $\gamma = 5$ (e), e valor $\gamma = 50$ (f).

Figura 26 - Aplicação do algoritmo FDA (caso 3). (a) Imagem original. (b) Aplicação do algoritmo IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$. (c) Aplicação do algoritmo FDA para $\gamma = 1$ e $\beta = 100$. (d) Aplicação do algoritmo FDA para $\gamma = 4$ e $\beta = 100$. (e) Aplicação do algoritmo FDA para $\gamma = 5$ e $\beta = 100$. (f) Aplicação do algoritmo FDA para $\gamma = 50$ e $\beta = 100$

Notar que neste caso houve diferença na detecção para $\gamma = 1$ (c) e $\gamma = 4$ (d), e para $\gamma = 4$ (d) e $\gamma = 5$ (e), porém não houve diferença na detecção para $\gamma = 5$ (e) e $\gamma = 50$ (f).

O processo está descrito no Algoritmo 2 a seguir. Salienta-se que a imagem considerada deve apresentar fraturas posicionadas a ao menos um pixel do limite superior e ao menos dois pixels do limite inferior. Para melhor compreensão e análise, um detalhamento do pseudocódigo com simulação de valores encontra-se descrito no Anexo B.

Algoritmo 2 – Síntese do Algoritmo de Detecção de Fratura (FDA)

```

Entrada:      - imagem Wb, que é o resultado do IDA
               - gama (percentual de valor crítico)
               - beta (índice de abrangência)

01: considerar Wb em forma matricial
02: armazenar as dimensões de Wb: (sizeX, sizeY)
03: para cada linha da imagem faça
04:     armazenar a coluna do pixel mais à esquerda em um vetor
           vGL, indexado pela linha da imagem
05:     armazenar a coluna do pixel mais à direita em um vetor
           vGR, indexado pela linha da imagem
06:     atualizar o vetor de diferenças:  vGDif ← vGR - vGL
07:     criar os vetores MGDifS e MGDif:
08:         MGDifS(linha,1) ← linha
09:         MGDifS(linha,2) ← vGDif(linha)
10:         MGDif(linha,1)  ← linha
11:         MGDif(linha,2)  ← vGDif(linha)
12: fim
13: colocar MGDifS em ordem ascendente de sua
    segunda dimensão
14: criar o vetor AvDif como média entre os valores atual
    e anterior de MGDif (em sua segunda dimensão)
15: calcular nItens a partir do valor beta:
    nItens ← round((sizeY*beta)/100.0)
16: c ← 1
17: enquanto c ≤ nItens faça
18:     actualLine ← MGDifS(c,1)
19:     previousAvg ← AvDif(actualLine-1,2)
20:     higherAvg  ← AvDif(actualLine+1,2)
21:     avgNeighbor ← (previousAvg + higherAvg)/2
22:     pLin        ← actualLine-1
23:     nLin        ← actualLine+1
24:     nLin2       ← actualLine+2
25:     cVal        ← ceil(avgNeighbor*(gama/100))+1
26:     verificar as assertivas abaixo:
27:         A1: (max(vGR(actualLine),vGR(pLin))-
               min(vGR(nLin),vGR(nLin2)))>0
28:         A2: (vGR(pLin)-vGR(actualLine))>cVal
29:         A3: (vGR(pLin)-vGR(nLin))>cVal
30:         A4: (vGR(pLin)-vGR(nLin2))>cVal
31:         B1: (max(vGL(nLin),vGL(nLin2))-
               min(vGL(actualLine),vGL(pLin)))>0
32:         B2: (vGL(actualLine)-vGL(pLin))>cVal
33:         B3: (vGL(nLin)-vGL(pLin))>cVal
34:         B4: (vGL(nLin2)-vGL(pLin))>cVal
35:     se todas as assertivas de tipo "A" forem
        satisfeitas ou todas as assertivas de tipo
        "B" forem satisfeitas
36:         então
37:             identificar a linha atual como região de fratura
38:         fim
39:     c ← c + 1
40: fim

```


4 RESULTADOS

A seguir são apresentados alguns dos resultados obtidos pela aplicação dos métodos propostos neste trabalho. Os resultados obtidos para toda a amostra são então apresentados.

Na Figura 27, verifica-se a imagem original (a), a imagem obtida após o IDA aplicado para $\delta_1 = \delta_2 = 20$ (b) e a imagem obtida a partir desta, pela aplicação do FDA, considerando-se $\beta = 100$ e $\gamma = 5$ (c). A imagem apresentada nesta figura foi analisada pelo especialista como fraturada, da mesma forma apontada pelo algoritmo. Esta análise, de identificação L048, está incluída no Anexo C.

Figura 27 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 1). (a) Imagem original. (b) Aplicação do algoritmo IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$. (c) Aplicação do algoritmo FDA para $\beta = 100$ e $\gamma = 5$. (d) Resposta da análise do especialista indicada no Anexo C (código L048)

Na Figura 28, verifica-se uma outra imagem original (a), a imagem obtida após o IDA aplicado para $\delta_1 = \delta_2 = 20$ (b) e a imagem obtida a partir desta, pela aplicação do FDA, considerando-se $\beta = 100$ e $\gamma = 5$. Esta imagem também foi atestada como fraturada pelo especialista, e está identificada como L033 no Anexo C.

Figura 28 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 2). (a) Imagem original. (b) Aplicação do algoritmo IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$; (c) Aplicação do algoritmo FDA para $\beta = 100$ e $\gamma = 5$. (d) Resposta da análise do especialista, indicada no Anexo C (código L033)

Na Figura 29 ilustra-se a aplicação dos algoritmos para uma imagem sem fraturas (a), a imagem obtida após o IDA aplicado para $\delta_1 = \delta_2 = 20$ (b) e a imagem obtida a partir desta, pela aplicação do FDA, considerando-se $\beta = 100$ e $\gamma = 5$.

Figura 29 - Aplicação dos algoritmos IDA e FDA (caso 3). (a) Imagem original. (b) Aplicação do algoritmo IDA para $\delta_1 = \delta_2 = 20$. (c) Aplicação do algoritmo FDA para $\beta = 100$ e $\gamma = 5$. (d) Resposta da análise registrada no Anexo C (código L052)

Esta imagem foi analisada pelo especialista que igualmente apontou stent não fraturado. No Anexo C apresenta-se esta análise, identificada pelo código L052.

Em todo o trabalho, foram avaliadas 70 amostras de stents (44 de stents fraturados e 26 de stents não fraturados, conforme explanado anteriormente), e aplicou-se o IDA, considerando-se $\delta_1 = \delta_2 = 20$. As imagens resultantes foram utilizadas como entrada do FDA, considerando-se $\gamma = 5$ e $\beta = 100$.

Os valores de δ , γ e β foram assim escolhidos por representarem uma boa configuração para alguns elementos da amostra, o que posteriormente demonstrou ser uma boa escolha para todo o conjunto analisado. Conforme exposto em 3.4.4.1, um índice de abrangência δ define percentualmente qual parcela da amostra de valores será considerada internamente, e, portanto, um valor maior de δ causa um delineamento maior dos pontos da imagem, no algoritmo IDA. Adicionalmente, e para o FDA, conforme exposto em 3.4.4.2, um aumento do percentual de valor crítico γ causa um aumento no valor de corte na análise de fratura. Um aumento no índice de abrangência β causa um aumento da sensibilidade de detecção.

Os valores δ , γ e β poderão ser alterados para melhor responder a conjuntos de amostras distintas ou pela variação estrutural dos stents escolhidos. Uma análise multivariada pode ser realizada para apoio na escolha destes valores.

Como resultado, considerando-se respostas do médico e dos algoritmos, verificou-se 42 casos apontados como verdadeiros positivos e 24 casos como verdadeiros negativos (ou seja, 2 falsos positivos e 2 falsos negativos).

5 DISCUSSÃO

Conforme citado em Materiais e Métodos (capítulo 3), propôs-se para avaliação o *Índice de Concordância Kappa* (Cohen, 1960), que pode ser utilizado para indicar o grau de concordância entre dois avaliadores, um deles representado neste caso pelo médico, e o outro pelo diagnóstico fornecido como resposta da aplicação do método proposto através dos algoritmos apresentados. O cálculo é obtido através da seguinte equação:

$$\kappa = \frac{P_a - P_e}{1 - P_e} \quad (25)$$

Nesta equação, P_a é a concordância relativa observada entre as avaliações (médico e algoritmo), e P_e é a probabilidade hipotética de concordância aleatória.

Para concordância total entre médico e algoritmo, ter-se-á que $\kappa = 1$ (melhor caso). Caso não haja nenhuma outra concordância entre médico e algoritmo do que aquela esperada por ocorrência aleatória, então $\kappa = 0$.

Na Figura 30 observam-se os valores considerados neste caso para o cálculo do índice de concordância Kappa.

		Padrão Ouro (Avaliação Médica)		
		Fraturado	Não Fraturado	Total
Aplicação dos Algoritmos Propostos	Fraturado	42	2	44
	Não Fraturado	2	24	26
	Total	44	26	70

Figura 30 - Valores considerados para o cálculo do índice de concordância Kappa.

Para o caso em questão, tem-se que a concordância relativa observada, P_a é calculada por:

$$\begin{aligned}
 P_a &= \frac{(\text{Verdadeiros Positivos} + \text{Verdadeiros Negativos})}{\text{Total de Casos}} = \\
 &= \frac{(42+24)}{70} = 0,943
 \end{aligned}
 \tag{26}$$

Para o cálculo de P_e , ou probabilidade hipotética de concordância aleatória, considera-se que:

- Como resultado da aplicação dos algoritmos, houve 44 casos de fratura e 26 casos de não fratura, portanto houve fratura em 62,9% dos casos, e ausência de fratura em 37,1% dos casos;

- Para a avaliação médica, houve igualmente 44 casos de fratura e 26 casos de não fratura, portanto houve fratura em 62,9% dos casos, e ausência de fratura em 37,1% dos casos;
- A probabilidade de fratura para ambos os métodos é calculada:

$$0,629 \cdot 0,629 = 0,396 \quad (27)$$

- Probabilidade de não-fratura para ambos os métodos é calculada:

$$0,371 \cdot 0,371 = 0,138 \quad (28)$$

Portanto, a probabilidade de concordância aleatória, P_e , é o resultado da adição de (27) a (28):

$$P_e = 0,396 + 0,138 = 0,534 \quad (29)$$

Aplicando-se então os valores (26) e (29) na fórmula do índice Kappa (18), resulta:

$$\kappa = \frac{P_a - P_e}{1 - P_e} = \frac{0,943 - 0,534}{1 - 0,534} = 0,878 \quad (30)$$

O cálculo do valor κ , portanto, resultou em 0.878.

Conforme explicado por Landis e Koch (1977), na Tabela 2 apresenta-se a interpretação dos possíveis valores de Kappa.

Tabela 2	
Interpretação do valor Kappa	
Valores de Kappa	Interpretação
<0	Nenhuma concordância
0-0.19	Concordância pobre
0.20-0.39	Pouca concordância
0.40-0.59	Concordância moderada
0.60-0.79	Concordância substancial
0.80-1.00	Concordância quase perfeita

Fonte: adaptação de Landis JR, Koch GG. The measurement of observer agreement for categorical data. Biometrics 1977;33:159-74.

A concordância é considerada satisfatória para índices Kappa com valores superiores a 0,60.

O índice obtido pela aplicação do algoritmo (0,878), portanto, corresponde à *concordância quase perfeita*, o que indica ser um bom resultado como método de diagnóstico.

6 CONCLUSAO

Os algoritmos desenvolvidos podem ser utilizados para melhoria de visualização e para auxílio ao diagnóstico. Na aplicação dos algoritmos em testes, notou-se melhora significativa na resposta quando as imagens apresentam um nível de ruído baixo, e quando há preferencialmente um posicionamento vertical do stent.

É relevante verificar-se que o resultado obtido leva em consideração as respostas do algoritmo de detecção de fraturas, ou FDA. Este resultado, todavia, é uma resposta conjunta da aplicação em sequência de ambos os algoritmos, pois a resposta do algoritmo de delineação de imagem, ou IDA, é uma imagem preparada para ser processada pelo FDA. Esta separação do processo de delineação de imagem e do processo de detecção de fraturas é uma vantagem, pois possibilita a substituição ou a alteração do algoritmo de imagem quando for conveniente, facilitando futuras melhorias do método.

Nota-se que os resultados obtidos neste trabalho podem variar pela aplicação de outros valores aos índices δ , γ e β , o que pode sugerir uma análise multivariada para a obtenção de melhores resultados do que aqueles apresentados.

É certo também que a variação destes índices poderá favorecer a detecção de fraturas ou mudar o comportamento de detecção do algoritmo em stents com estruturas laterais específicas, pois as falhas podem ser percebidas com mais ou menos frequência, dependendo dos valores obtidos, conforme se observou no presente trabalho. A alteração da acuidade de

detecção pode favorecer a análise de stents de malha aberta, em que os intervalos laterais são maiores, e não representam, necessariamente, a ocorrência de fratura. Esta é uma contribuição adicional do algoritmo, pois a detecção pode ser testada em outros tipos de estrutura lateral.

Os avanços que ocorrem com certa frequência nas áreas de nanotecnologia e engenharia de materiais, aliados às pesquisas de durabilidade e flexibilidade dos stents, favorecem a diminuição das ocorrências de fraturas em tais dispositivos, porém sua análise continua sendo relevante.

Concomitantemente, algoritmos propostos em pesquisas devem sempre ser reanalisados em diferentes aspectos, no sentido de aperfeiçoamento contínuo. Uma possível inclusão de filtros de imagem tradicional aos algoritmos deste trabalho poderia representar alguma melhoria nos resultados do método, com a ressalva de que os resultados de tais filtros devem satisfazer um grupo de amostras, e que algumas vezes sua parametrização faz-se necessária, como foi o caso do filtro de Canny, discutido no trabalho. Além disso, é importante salientar que a utilização alternativa de visualização por padrões e texturas, por *threshold* clássico, ou mesmo por outras técnicas, não gerou resultados satisfatórios devido à variabilidade e deformidades normalmente existentes na estrutura do stent. Os resultados obtidos pela aplicação dos algoritmos desenvolvidos neste trabalho, por sua vez, foram mais adequados para o propósito de auxílio ao diagnóstico, cumprindo-se o objetivo do trabalho.

É fato que, até a finalização deste trabalho, não foram encontradas, na literatura, pesquisas referentes à análise computacional de fraturas de stents com diagnóstico, o que o torna relevante como contribuição e representa uma alternativa para pesquisa na área.

7 ANEXOS

7.1 Anexo A – Algoritmo IDA

Neste anexo, descreve-se o algoritmo IDA completo e realiza-se uma simulação prática de sua aplicação.

```

Entrada:      - imagem W
              - índices de abrangência delta1 e delta2
01: transformar a imagem W para o formato matricial
02: armazenar dimensões de W: (sizeX, sizeY)
03: criar a imagem Wb com as mesmas dimensões de W
04: para cada linha da imagem faça
05:   para coluna=2 até sizeX/2 faça
06:     vL1d(coluna-1) ← abs(W(linha, coluna, 1)) - abs(W(linha, coluna-1, 1)) (*1)
07:   fim
08:   vdd1 ← valores únicos de vL1d
09:   ordenar vdd1 em ordem decrescente de valores
10:   sizeVdd1 ← tamanho de vdd1
11:   calcular n1: n1 ← round(sizeVdd1*delta1/100.00)
12:   se    n1 > 0
13:   então
14:     total ← 0
15:     para cIndice=1 até n1 faça
16:       total ← total + vdd1(cIndice)
17:     fim
18:     m1 ← round(total / n1)
19:   senão
20:     m1 ← vdd1(1)
21:   fim
22:   para coluna=sizeX/2+1 até sizeX faça
23:     vL2d(coluna-1) ← abs(W(linha, coluna, 1)) - abs(W(linha, coluna-1, 1)) (*1)
24:   fim
25:   vdd2 ← valores únicos de vL2d
26:   ordenar vdd2 em ordem decrescente de valores
27:   sizeVdd2 ← tamanho de vdd2
28:   calcular n2: n2 ← round(sizeVdd2*delta2/100.00)
29:   se    n2 > 0
30:   então
31:     total ← 0
32:     para cIndice=1 até n2 faça
33:       total ← total + vdd2(cIndice)
34:     fim
35:     m2 ← round(total / n2)
36:   senão
37:     m2 ← vdd2(1)
38:   fim

```

```

39: obter o valor prévio de G:
      gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, 1, 1)                                (*2)
40: for coluna=2 até round(sizeX/2)
41:     se gPrevious - W(linha, coluna, 1)>m1
42:         então
43:             gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, coluna, 1)
44:             Wb(linha, coluna, 1)  $\leftarrow$  255                        (*3)
45:             pare                                                    (*4)
46:         fim
47:     fim
48: obter o valor prévio de G:
      gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, round(sizeX/2), 1)                (*2)
49: para coluna=round(sizeX/2)-1 até 1 , passo -1
50:     se gPrevious - W(linha, coluna, 1)>m1
51:         então
52:             gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, coluna, 1)
53:             Wb(linha, coluna, 1)  $\leftarrow$  255                        (*3)
54:             pare                                                    (*4)
55:         fim
56:     fim
57: obter o valor prévio de G:
      gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, round(sizeX/2), 1)                (*2)
58: para coluna=round(sizeX/2)+1 até sizeX
59:     se gPrevious - W(linha, coluna, 1)>m2
60:         então
61:             gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, coluna, 1)
62:             Wb(linha, coluna, 1)  $\leftarrow$  255                        (*3)
63:             pare                                                    (*4)
64:         fim
65:     fim
66: obter o valor prévio de G:
      gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, sizeX, 1)                            (*2)
67: para coluna=sizeX-1 até round(sizeX/2), passo -1
68:     se gPrevious - W(linha, coluna, 1)>m2
69:         então
70:             gPrevious  $\leftarrow$  W(linha, coluna, 1)
71:             Wb(linha, coluna, 1)  $\leftarrow$  255                        (*3)
72:             pare                                                    (*4)
73:         fim
74:     fim
75: fim

```

Observações:

(*1) A função abs retorna o valor absoluto.

(*2) O valor G representa o valor de intensidade do pixel.

(*3) Neste algoritmo considera-se imagens no padrão RGB. Utilizou-se aqui apenas o fator R do grupo RGB, sendo que o valor 255 corresponde a pixel ativo (ou aceso). Para os fatores G e B, favor considerar 2 e 3 como valores

válidos na terceira dimensão do array. Outros pixels da imagem permanecem inalterados (valores originais ou valor zero), conforme citado na seção que discute o Algoritmo de Delineação ou IDA.

(*4) Cancelar esta linha caso este algoritmo seja utilizado apenas para a melhoria de visualização, e não como entrada para o Algoritmo de Detecção (FDA). A manutenção desta linha faz com que apenas ocorra a consideração dos primeiros pixels internos e externos.

Simulação do Algoritmo IDA

A imagem da Figura 31 é um extrato da Figura 27, e foi submetida ao IDA. Os valores calculados para a primeira linha da imagem estão descritos abaixo, para efeito de análise do algoritmo.

Figura 31 – Extrato da Figura 27

Os valores das variáveis abaixo apontadas referem-se a apenas à primeira linha da imagem.

Valores iniciais:

delta1: 20%; delta2: 20%

Primeira linha da imagem (valores dos pixels em tons de cinza):

```
119 119 119 119 119 118 116 116 116 111 107 104 105 107 107
107 111 110 110 111 113 113 111 110 112 111 110 110 109 109
109 110 109 107 106 108 111 111 108 104 108 111 114 115 115
115 115 115 115 115 115
```


vL1d (vetor de diferenças, primeira metade):

```
0 0 0 0 1 2 0 0 5 4 3 1 2 0 0 4 1 0 1 2 0
2 1 2 1
```

vdd1 (valores únicos decrescentes de vL1d):

```
5 4 3 2 1 0
```

m1 (média das diferenças):

$m1 = 5$

vL2d (vetor de diferenças, segunda metade):

```
1 0 1 0 0 1 1 2 1 2 3 0 3 4 4 3 3 1 0 0 0
0 0 0 0
```

vdd2 (valores únicos decrescentes de vL2d):

```
4 3 2 1 0
```

m2 (média das diferenças):

$m2 = 4$

Aplicando-se a delineação, a primeira linha da imagem fica gerada da seguinte forma:

```
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 255 0 0 255 0 0 0 0
0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 255
0 0 0 0 0 255 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0 0
```

O processo é realizado para cada linha da imagem, e obtém-se como resultado a imagem da Figura 32, em que os pontos estão delineados em branco (valor de pixel 255).

Figura 32 – Imagem resultante da aplicação do IDA à imagem da Figura 31

7.2 Anexo B – Algoritmo FDA

Neste anexo, descreve-se o algoritmo FDA completo, e realiza-se uma simulação prática de sua aplicação.

```

Entrada:      - imagem Wb, que é o resultado do IDA
               - gama (percentual de valor crítico)
               - beta (índice de abrangência)

01: considerar Wb em forma matricial
02: armazenar as dimensões de Wb: (sizeX, sizeY)
03: se (sizeY > 3)                                     (*1)
04:     para cada linha da imagem faça
05:         para coluna=1 até sizeX faça
06:             se Wb(linha,coluna,1)==255             (*2)
07:                 então
08:                     vGL(linha)=coluna
09:                 pare
10:             fim
11:         fim
12:         para coluna=sizeX até 1, passo -1 faça
13:             se Wb(linha,coluna,1)==255             (*2)
14:                 então
15:                     vGR(linha)=coluna
16:                 pare
17:             fim
18:         fim
19:     fim
20:     criar o vetor de diferenças: vGDif ← vGR - vGL
21:     para cada linha da imagem faça
22:         MGDifS(linha,1) ← linha
23:         MGDifS(linha,2) ← vGDif(linha)
24:         MGDif(linha,1) ← linha
25:         MGDif(linha,2) ← vGDif(linha)
26:     fim
27:     colocar MGDifS em ordem ascendente de sua
        segunda dimensão
28:     para linha=2 até sizeY faça
29:         AvDif(linha,2) ← (MGDif(linha-1,2)+MGDif(linha,2))/2
30:     fim
31:     calcular nItens: nItens ← round((sizeY*beta)/100.0)
32:     c ← 1
33:     enquanto c<=nItens faça
34:         actualLine ← MGDifS(c,1)
35:         se ((actualLine != 1) e
            (actualLine < sizeY-1))                     (*3)
36:             previousAvg ← AvDif(actualLine-1,2)
37:             higherAvg ← AvDif(actualLine+1,2)
38:             avgNeighbor ← (previousAvg + higherAvg)/2
39:             pLin ← actualLine-1
40:             nLin ← actualLine+1
41:             nLin2 ← actualLine+2

```

```

42:          cVal ← ceil(avgNeighbor*(gama/100))+1
verificar as assertivas abaixo:
43:          A1: (max(vGR(actualLine),vGR(pLin))-
               min(vGR(nLin),vGR(nLin2))>0
44:          A2: (vGR(pLin)-vGR(actualLine))>cVal
45:          A3: (vGR(pLin)-vGR(nLin))>cVal
46:          A4: (vGR(pLin)-vGR(nLin2))>cVal
47:          B1: (max(vGL(nLin),vGL(nLin2))-
               min(vGL(actualLine),vGL(pLin))>0
48:          B2: (vGL(actualLine)-vGL(pLin))>cVal
49:          B3: (vGL(nLin)-vGL(pLin))>cVal
50:          B4: (vGL(nLin2)-vGL(pLin))>cVal
51:          se todas as assertivas de tipo "A" forem
               satisfeitas ou todas as assertivas de tipo
               "B" forem satisfeitas
52:          então
53:              identificar a linha atual como região de fratura
54:          fim
55:      fim
56:      c ← c + 1
57:      fim
58: fim

```

Observações:

- (*1) Neste algoritmo espera-se ao menos 4 pixels como altura da imagem.
- (*2) Assume-se o valor 255 para pixel ativo ou aceso.
- (*3) Este algoritmo não contempla condições de contorno, portanto, para se evitar acesso em posições externas aos vetores, as condições expostas nesta linha devem ser respeitadas. A imagem considerada deve apresentar fraturas posicionadas a ao menos um pixel do limite superior e ao menos dois pixels do limite inferior.

Simulação do Algoritmo FDA

A imagem da Figura 33 é a resposta da imagem obtida pela aplicação do IDA, na simulação do algoritmo (Anexo A).

Os valores calculados para a primeira linha da imagem estão descritos abaixo, para efeito de análise do algoritmo.

Figura 33 – Imagem resultante da aplicação do IDA (Anexo A)

Valores do vetor vGL

10	10	10	10	10	10	10	10	12	12	11	12	12	12	12
11	11	11	11	10	10	10	10	10	11	11	11	11	11	11
12	12	12	13	13	13	13	13	13	14	14	12	12	13	13
13	12	13	13	13	13	12	12							

Valores do vetor vGR

41	40	40	40	40	41	41	39	41	41	41	41	41	41	41
41	40	40	40	40	40	40	40	40	28	14	16	19	20	22
41	41	41	41	40	40	40	40	41	41	41	42	43	43	42
42	42	42	42	41	42	42	42							

Valores do vetor vGDif

31	30	30	30	30	31	31	29	29	29	30	29	29	29	29
30	29	29	29	30	30	30	30	30	17	3	5	8	9	11
29	29	29	28	27	27	27	27	28	27	27	30	31	30	29
29	30	29	29	28	29	30	30							

Valores da Matriz MGDif**Coluna 1****Coluna 2**

1	31
2	30
3	30
4	30
5	30
6	31
7	31
8	29
9	29
10	29
11	30
12	29
13	29
14	29
15	29
16	30
17	29
18	29
19	29
20	30
21	30
22	30
23	30
24	30
25	17
26	3
27	5
28	8
29	9
30	11
31	29
32	29
33	29
34	28
35	27

Valores da Matriz MGDif (continuação)

Coluna 1	Coluna 2
36	27
37	27
38	27
39	28
40	27
41	27
42	30
43	31
44	30
45	29
46	29
47	30
48	29
49	29
50	28
51	29
52	30
53	30

Valores da Matriz MGDifS

Coluna 1	Coluna 2
26	3
27	5
28	8
29	9
30	11
25	17
35	27
36	27
37	27
38	27
40	27
41	27
34	28
39	28
50	28
14	29
31	29
32	29
33	29

Valores da Matriz MGDifS (continuação)

Coluna 1	Coluna 2
15	29
17	29
18	29
19	29
8	29
9	29
10	29
12	29
45	29
46	29
48	29
49	29
13	29
51	29
4	30
16	30
11	30
5	30
2	30
42	30
44	30
20	30
21	30
47	30
22	30
23	30
24	30
3	30
52	30
53	30
6	31
43	31
7	31
1	31

Valores da Matriz AvDif

Coluna 1	Coluna 2
1.0000	31.0000
2.0000	30.5000
3.0000	30.2500
4.0000	30.1250
5.0000	30.0625
6.0000	30.5313
7.0000	30.7656
8.0000	29.8828
9.0000	29.4414
10.0000	29.2207
11.0000	29.6104
12.0000	29.3052
13.0000	29.1526
14.0000	29.0763
15.0000	29.0381
16.0000	29.5191
17.0000	29.2595
18.0000	29.1298
19.0000	29.0649
20.0000	29.5324
21.0000	29.7662
22.0000	29.8831
23.0000	29.9416
24.0000	29.9708
25.0000	23.4854
26.0000	13.2427
27.0000	9.1213
28.0000	8.5607
29.0000	8.7803
30.0000	9.8902
31.0000	19.4451
32.0000	24.2225
33.0000	26.6113
34.0000	27.3056
35.0000	27.1528
36.0000	27.0764
37.0000	27.0382
38.0000	27.0191
39.0000	27.5096
40.0000	27.2548
41.0000	27.1274
42.0000	28.5637
43.0000	29.7818

Valores da Matriz AvDif (continuação)

Coluna 1	Coluna 2
44.0000	29.8909
45.0000	29.4455
46.0000	29.2227
47.0000	29.6114
48.0000	29.3057
49.0000	29.1528
50.0000	28.5764
51.0000	28.7882
52.0000	29.3941
53.0000	29.6971

Primeira linha da imagem gerada:

119 119 119 119 119 118 116 116 116 111 107 104 105 107 107
 107 111 110 110 111 113 113 111 110 112 111 110 110 109 109
 109 110 109 107 106 108 111 111 108 104 108 111 114 115 115
 115 115 115 115 115 115

As linhas foram geradas de acordo com os valores apresentados e, quando as premissas de detecção forem satisfeitas, uma faixa detalhada em vermelho apontará a região de fratura. A imagem resultante do algoritmo está exposta na Figura 34.

Figura 34 – Imagem resultante da aplicação do FDA sobre a imagem da Figura 33

7.3 Anexo C – Avaliações

Neste anexo, apresentam-se algumas avaliações realizadas pelo médico. Notar que no canto direito do rodapé foi incluída a identificação da análise.

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

LAUDO DE ANÁLISE DE IMAGEM DE STENT

Prezado Doutor,

O presente laudo tem o intuito exclusivo de auxiliar e direcionar de forma mais exata a aplicação das técnicas computacionais destinadas à visualização/detecção de fraturas no trabalho de tese do doutorando Eng. MsC Pier Marco Ricchetti. Este laudo não será utilizado para fins de diagnóstico direto à pacientes, sendo apenas um instrumento de apoio ao trabalho. O sigilo de correspondência imagem/paciente é resguardado.

Instruções de Preenchimento:

Favor analisar a imagem abaixo, e marcar o veredicto de "stent fraturado" ou "stent não fraturado". Caso seja possível, solicita-se também apontar na imagem a região de fratura.

☐

Stent Fraturado

☒

Stent Não Fraturado

Identificação

ASS.:

Dr. Antônio Massamitsu Kambara
Responsável pela Seção Médica de Radiologia
Hospital / Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
CRM : 25966

Data:

19/6/11

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

LAUDO DE ANÁLISE DE IMAGEM DE STENT

Prezado Doutor,

O presente laudo tem o intuito exclusivo de auxiliar e direcionar de forma mais exata a aplicação das técnicas computacionais destinadas à visualização/detecção de fraturas no trabalho de tese do doutorando Eng. MsC Pier Marco Ricchetti. Este laudo não será utilizado para fins de diagnóstico direto à pacientes, sendo apenas um instrumento de apoio ao trabalho. O sigilo de correspondência imagem/paciente é resguardado.

Instruções de Preenchimento:

Favor analisar a imagem abaixo, e marcar o veredicto de "stent fraturado" ou "stent não fraturado". Caso seja possível, solicita-se também apontar na imagem a região de fratura.

☐

Stent Fraturado

☒

Stent Não Fraturado

Identificação

ASS.:

Dr. Antônio Massamitsu Kambara
Responsável pela Seção Médica de Radiologia
Hospital / Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
CRM : 25966

Data:

19/6/17

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

LAUDO DE ANÁLISE DE IMAGEM DE STENT

Prezado Doutor,

O presente laudo tem o intuito exclusivo de auxiliar e direcionar de forma mais exata a aplicação das técnicas computacionais destinadas à visualização/detecção de fraturas no trabalho de tese do doutorando Eng. MsC Pier Marco Ricchetti. Este laudo não será utilizado para fins de diagnóstico direto à pacientes, sendo apenas um instrumento de apoio ao trabalho. O sigilo de correspondência imagem/paciente é resguardado.

Instruções de Preenchimento:

Favor analisar a imagem abaixo, e marcar o veredicto de "stent fraturado" ou "stent não fraturado". Caso seja possível, solicita-se também apontar na imagem a região de fratura.

Stent Fraturado

Stent Não Fraturado

Identificação

ASS.: _____

Dr. Antônio Massamitsu Kambara
Responsável pela Seção Médica de Radiologia
Hospital / Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
CRM : 25966

Data: _____

19/6/11

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

LAUDO DE ANÁLISE DE IMAGEM DE STENT

Prezado Doutor,

O presente laudo tem o intuito exclusivo de auxiliar e direcionar de forma mais exata a aplicação das técnicas computacionais destinadas à visualização/detecção de fraturas no trabalho de tese do doutorando Eng. MsC Pier Marco Ricchetti. Este laudo não será utilizado para fins de diagnóstico direto à pacientes, sendo apenas um instrumento de apoio ao trabalho. O sigilo de correspondência imagem/paciente é resguardado.

Instruções de Preenchimento:

Favor analisar a imagem abaixo, e marcar o veredicto de "stent fraturado" ou "stent não fraturado". Caso seja possível, solicita-se também apontar na imagem a região de fratura.

Stent Fraturado

Stent Não Fraturado

Identificação

ASS.:

Dr. Antônio Massamitsu Kambara
Responsável pela Seção Médica de Radiologia
Hospital / Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
CRM : 25966

Data:

19/6/11

Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia

LAUDO DE ANÁLISE DE IMAGEM DE STENT

Prezado Doutor,

O presente laudo tem o intuito exclusivo de auxiliar e direcionar de forma mais exata a aplicação das técnicas computacionais destinadas à visualização/detecção de fraturas no trabalho de tese do doutorando Eng. MsC Pier Marco Ricchetti. Este laudo não será utilizado para fins de diagnóstico direto à pacientes, sendo apenas um instrumento de apoio ao trabalho. O sigilo de correspondência imagem/paciente é resguardado.

Instruções de Preenchimento:

Favor analisar a imagem abaixo, e marcar o veredicto de "stent fraturado" ou "stent não fraturado". Caso seja possível, solicita-se também apontar na imagem a região de fratura.

☐

Stent Fraturado

☒

Stent Não Fraturado

Identificação

ASS.: _____

Dr. Antônio Massamitsu Kambara
Responsável pela Seção Médica de Radiologia
Hospital / Instituto Dante Pazzanese de Cardiologia
CRM : 25966

Data: _____

19/6/11

REFERÊNCIAS

Abizaid A A C, Mota P A M, Staico R, Abizaid A C L S, Feres F, Mattos L A P, Costa M A A, Centemero M P, Tanajura L F L, Chaves A J, Sousa A G M R, SOUSA J E M R. *Aplicação do sistema helixcision tm para o tratamento de reestenose intra-stent: relato do primeiro caso em artéria coronária humana*. Revista brasileira de cardiologia invasiva, v. 9, n. 1, p. 24-26, 2001.

Baim Donald S. *Percutaneous coronary revascularization*. In: Dennis L. Kasper, Anthony S. Fauci, Dan L. Longo, Eugene Braunwald, Stephen L. Hauser, & J. Larry Jameson. *Harrison's Principles of Internal Medicine* ; 2005 [1958]. New York: McGraw-Hill. pp. 1459–1462.

Barrow H G, Tenenbaum J M *Interpreting line drawings as three-dimensional surfaces*. Artificial Intelligence, v. 17, i. 1-3, p. 75-116, 1981.

Bates D W, Cohen M, Leape L L, Overhage J M, Shabot M M, Sheridan T. *Reducing the frequency of errors in medicine using information technology*. J Am Med Inform Assoc.; 2001. PMID: 11418536; PMC130074.

Bourne Roger. *Fundamentals of digital imaging in medicine*. Paperback; 2010. ISBN-10: 1848820860. ISBN-13: 978-1848820869.

Brito Marcio. *Zilver PTX drug-eluting stent from Cook Medical could greatly reduce need for leg amputations and bypass surgery for European patients* [internet]. 2009 [citado set 2011]. Disponível em: <http://www.cxvascular.com/vn-latest-news/vascular-news---latest-news/zilver-ptx-drug-eluting-stent-from-cook-medical-could-greatly-reduce-need-for-leg-amputations-and-bypass-surgery-for-european-patients.html>.

Brown, R et al., *In vivo quantification of femoral-popliteal compression during isometric thigh contraction: assessment using MR angiography*. Journal of the American College of Cardiology. J MagnReson Imaging. 2009 May; 29(5): 1116–1124. doi: 10.1002/jmri.21700.

Burrows Edward H. *Pioneers and early years: a history of british radiology*. Colophon; 1986.

Byeol, L H et al. *Coronary stent fracture: detection with 64-section multidetector CT angiography in patients and in vitro*. Radiology Magazine: v. 249: n. 3—December 2008 v. 249, n 3, pp. 810-881.

Canny, J. *A computational approach to edge detection*. IEEE Trans. Pattern Analysis and Machine Intelligence 1986, v. 8, pp. 679-714.

Cohen J. *A coefficient of agreement for nominal scales*. Educational and Psychological Measurement; 1960. v.. 20, pp. 37–46.

Cohen. *Drug-Eluting Stent Overview* [internet]. 2008. [citado set 2011]. Disponível em: <http://www.ptca.org/articles/des1.html>.

Conci A, Azevedo E, Leta F R. *Computação gráfica: volume 2 - Processamento e análise de imagens digitais*. Campus/Elsevier; 2008. ISBN 85-352-1253-3.

Cordis. *Informações sobre produtos da empresa* [internet]. 2003 [citado set 2011]. Disponível em: http://www.cordislabeled.com/pdf/5462872_4.pdf.

Daenens K, Maleux G, Fourneau I, Nevelsteen A. J. *Hemobahn stent-grafts in the treatment of femoropopliteal occlusive disease*. Torino: Cardiovasc Surg. ; 2005;46(1):25-9.

Dangas G. *Limitações da angioplastia na era dos DES*. HighLights SOLACI 2008. Boletim v. 4, n.10, Set 2008

Diaz JA, Villegas M, Tamashiro G, et al. *Flexions of the popliteal artery: dynamic angiography*. J Invasive Cardiol. 2004;16: 712-5.

Duerig T W, Wholey M. *A comparison of balloon- and self-expanding stents*. Min Invas Ther& Allied Technol 2002: 11(4) pp.173-178

Escaned J., et al. *Long-term angiographic results of stenting in chronic total occlusions: influence of stent design and vessel size*. Am Heart J; 2004. 138 (4):675-680.

Fein JM. *Microvascular surgery for stroke*. Sci Am 1978;238: 58-67.

Ferreira M et al. *Alternativa técnica no tratamento endovascular dos aneurismas da artéria poplítea*. J Vasc Bras. 2008;7(1):44-48.

Ferreira M et al. *Recanalização da artéria femoral superficial com stents Zilver: técnica padronizada e análise retrospectiva de 3 anos*. Jornal Vascular Brasileiro, v..5 no.4 Porto Alegre Dec. 2006

Flahault A., et al. *Sample size calculation should be performed for design accuracy in diagnostic test studies*. Journal of Clinical Epidemiology 58 ; 2005. 859–862

Foley James D. *Computer Graphics: Principles and Practice*. Addison-Wesley; 1995. ISBN 0201848406.

Fonseca A G T et al. *Reestenose Associada à Fratura de Stent com Liberação de Sirolimus*. Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva. 2007; v. 15, n. 4, pp. 432 - 437

Gong X Y. *Nitinol, stent fracture and related issues*. *iMechanica – web of mechanics and mechanics*. [internet] 2007. [citado jun 2010]
Disponível em: <http://imechanica.org/node/767>

Gonzalez Rafael C, Woods Richard E, Eddins Steven L. *Digital Image Processing using MATLAB*. Pearson Education; 2004. ISBN 978-81-7758-898-9.

Hilbel T, Brown B D, Bie J, Lux R L, Katus H A. *Innovation and Advantage of the DICOM ECG: Standard for Viewing, Interchange and Permanent Archiving of the Diagnostic Electrocardiogram*.

Histórico da SBCI [online]. [citado set 2011]. Disponível em: <http://departamentos.cardiol.br/sbhci/historia.asp>.

Hwang C W, Wu D, Edelman E R. *Physiological transport forces govern drug distribution for stent-based delivery*. Circulation 104 (5): 600–605, 2001. doi:10.1161/hc3101.092214. PMID 11479260.

Jähne, Bernd. *Digital Image Processing*. Springer; 2002. ISBN 3-540-67754-2.

Jahnke Thomas, Andresen Reimer, Müller-Hülsbeck Stefan, Schäfer Fritz K W, Voshage Götz, Heller Martin, Brossmann Joachim. *Hemobahn stent-grafts for treatment of femoropopliteal arterial obstructions: midterm results of a prospective trial*. Journal of vascular and interventional radiology v. 14, i. 1, January 2003, pp. 41-51.

Lindeberg T. *Edge detection and ridge detection with automatic scale selection*. International Journal of Computer Vision 1998, 30, 2, pp. 117-154.

Lindeberg T. *Edge detection, in M. Hazewinkel (editor)*. Encyclopedia of Mathematics. 1981 Kluwer/Springer, ISBN 1402006098.

Maini R, Aggarwal H. *Study and Comparison of Various Image Edge Detection Techniques*. International Journal of Image Processing. v. 3, i. 1, Mar 2009, pp. 1-11

Mark. *Drug eluting stents* [internet]. 2004 [citado set 2011]. Disponível em: http://biomed.brown.edu/Courses/BI108/BI108_2004_Groups/Group05/Drug%20Eluting%20Stents/products_in_development.htm.

Marrey R V et al. *Fatigue and life prediction for cobalt-chromium stents: A fracture mechanics analysis*. Elsevier / Biomaterials. v. 27, i. 9, Mar 2006, pp. 1988-2000

Medaglia D R, Manssour I H. *Segmentação de imagens médicas baseada no uso das bibliotecas ITK e VTK*. In: SIBGRAPI – Simpósio brasileiro de computação gráfica e processamento de imagens. Manaus, 2006a.

Medaglia D R, Manssour I H. *Uma Ferramenta para Segmentação de Imagens Médicas*. In: VII Salão de iniciação científica da PUCRS. Porto Alegre, 2006b.

Medeiros C, Gaspar R. *Correção endovascular do aneurisma de artéria poplítea bilateral*. Jornal Vascular Brasileiro, v.5 n.4 Porto Alegre 2006

Morris Tim. *Computer Vision and Image Processing*. Palgrave Macmillan; 2004. ISBN 0-333-99451-5.

Mulliken J B, Goldwyn R M. *Impressions of Charles Stent*. Plast Reconst Surg; 1978;62:173-6.

Mustra Mario, Delac Kresimir, Grgic Mislav. *Overview of the DICOM Standard: 50th International Symposium ELMAR-2008*. Zadar, Croatia: University of Zagreb; 2008.

Nakazawa G et al. *Incidence and Predictors of Drug-Eluting Stent Fracture in Human Coronary Artery – A Pathologic Analysis*. J Am CollCardiol, 2009; 54:1924-1931, doi:10.1016/j.jacc.2009.05.075.

Novelline Robert. *Squire's fundamentals of radiology*. Harvard University Press. 5th edition; 1997. ISBN 0674833392.

Pang J H et al. *Detection of stent fractures: a comparison of 64-slice CT, conventional cine-angiography, and intravascular ultrasonography*. Radiology – Official Journal Of The Association of University Radiologists. 2009; v. 16, i. 4, pp. 412-417

Pelton A, Gong X Y, Duerig T. *Fatigue Testing Of Diamond-shaped Specimens*. SMST-2003

Pennebaker William B, Mitchell Joan L. *JPEG still image data compression standard* Springer; 1993. ISBN 9780442012724.

Pessoa V, Larrabide I, Feijóo R. *Uma ferramenta de processamento de imagens médicas dentro do sistema HeMoLab*. Relatório Técnico do LNCC – Laboratório Nacional de Computação Científica. [internet] [citado out 2008]. Disponível em: <http://arquivosweb.lncc.br/pdfs>.

Remine W H, Grindlay J H. *Skinlined omentum and plastic sponge tubes for experimental choledochoduodenostomy*. Arch Surg; 1954;69:255-62.

Ring Malvin. *How a dentist's name became a synonym for a life-saving device: the story of Dr. Charles Stent*. Journal of the history of dentistry; 2001. 49 (2): 77–80. PMID 11484317.

Salomon David, Motta Giovanni, Bryant David. *Handbook of Data Compression*. Springer; 2009. ISBN 1848829027, 5th ed. pp. 16–18.

Santis J T. *Percutaneous intervention for lower extremity peripheral vascular disease*. Am Fam Physician 2001;64:1965-72.

Scheinert D et al. *Prevalence and Clinical Impact of Stent Fractures After Femoropopliteal Stenting*. Journal of the American College of Cardiology, v. 45, n. 2, 2005

Seixas F L, Saade D C M. *Detecção Automática do Contorno de Estruturas Anatômicas em Imagens Médicas para Diagnóstico Auxiliado por Computador*. In: VI Workshop de Informática Médica. Vila Velha, E.S., 2006.

Seixas F L, Souza A S, Saade D C M. *Segmentação Automática de Imagens Médicas Baseada em Atlas Anatômico*. In: X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde. Florianópolis, 2006.

Serruys P W, Kutryk M J, Ong A T (2006). *Coronary-artery stents*. N. Engl. J. Med. 354 (5): 483–95. doi:10.1056/NEJMra051091. PMID 16452560.

Smith Steven. *The scientist and engineer's guide to digital signal processing*. Hard Cover; 1997. ISBN 0-9660176-3-3.

Sonka Milan, Hlavac Vaclav, Boyle Roger. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*. PWS Publishing; 1999. ISBN 0-534-95393-X.

Serruys P W, Kutryk M J, Ong A T. *Coronary-artery stents*. N. Engl. J. Med. 2006; 354 (5): 483–95. doi:10.1056/NEJMra051091. PMID 16452560

Sousa, J E M R, Costa M A A, Abizaid A A C, Abizaid A C L S, Feres F, Pinto I M F, Silva A C S, Staico R, Mattos L A P, Sousa A G M R, Falotico R, Jaeger J, Popma J, Serruys P. *Lack of neointimal proliferation after implantation of sirolimus-coated stents in human coronary arteries: a quantitative coronary angiography and three-dimensional intravascular ultrasound study*. New York: Circulation, v. 103, n. 2, p. 192-195, 2001.

Sozzi F B et al. *Coronary Stent Fracture and In-Stent Restenosis at Coronary Computed Tomography*. J. Am. Coll. Cardiol. 2009;54;2199 doi:10.1016/j.jacc.2009.05.077

Svoboda T, Kybic J, Hlavac V. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision: A MATLAB Companion*. Thomson Learning. Estados Unidos, 2008; 255pg

Tielliu I F, Verhoeven E L, Prins T R, Post W J, Hulsebos R G, van den Dungen J J. *Treatment of popliteal artery aneurysms with the Hemobahn stent-graft*. J Endovasc Ther. 2003;10:111-6.

Tielliu I F, Verhoeven E L, Zeebregts C J, Prins T R, Span MM, van den Dungen JJ. *Endovascular treatment of popliteal artery aneurysms: results of a prospective cohort study*. J Vasc Surg. 2005;41:561-7.

Thomas Adrian, Isherwood Ian, Wells P N T. *The invisible light : 100 years of medical radiology*. Cambridge, Mass. :Oxford, Blackwell Science Ltd; 1995.

Thomas Adrian M K, Banerjee Arpan K, Busch Uwe. *Classic papers in modern diagnostic radiology*. Springer Verlag; 2004.

Thomazinho F et al. *Tratamento endovascular de aneurisma de artéria poplítea*. J Vasc Bras. 2008;7(1):38-43.

Trabattoni D et al. *Incidence of stent fractures and patency after femoropopliteal stenting with the nitinol self-expandable SMART stent: a single-center study*. Journal of Cardiovascular Medicine: post author corrections, 4 March 2010

Trindade Ibsen Suetônio. *Stent é realmente um epônimo?*. Revista Brasileira de Cardiologia Invasiva; 2003. v. 11 n.4 pp. 64-66 ISSN: 2179-8397

Weldon C S, Ameli M M, Morovati S S, Shaker I J. *A prosthetic stented aortic homograft for mitral valve replacement*. J Surg Res; 1966;6:548-52.

Zhang W, Bergholm F. *Multi-scale blur estimation and edge type classification for scene analysis*. International Journal of Computer Vision 1997, v. 24, i. 3, pp. 219 – 250.