Campus de São Carlos

**SISTEMA DE SUBTRAÇÃO DIGITAL
DE IMAGENS PARA APLICAÇÕES
EM ANGIOGRAFIA**

LUÍS CARLOS CARASCHI
ORIENTADOR: Prof. Dra. Annie France Frère Slaets

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO

**ESCOLA DE ENGENHARIA
DE SÃO CARLOS**

UNIVERSIDADE DE SÃO PAULO
ESCOLA DE ENGENHARIA DE SÃO CARLOS
DEPARTAMENTO DE ENGENHARIA ELÉTRICA

SISTEMA DE SUBTRAÇÃO DIGITAL DE IMAGENS
PARA APLICAÇÕES EM ANGIOGRAFIA

LUÍS CARLOS CARASCHI

**Dissertação apresentada à Escola de Engenharia de
São Carlos, da Universidade de São Paulo, como
parte dos Requisitos para obtenção do Título de
Mestre em Engenharia Elétrica.**

ORIENTADOR: Prof. Dra. Annie France Frère Slaets

São Carlos

1999

Classe	TESE
Cott.	1138
Tomo	0079/99

3/5 1032059

Ficha catalográfica preparada pela Seção de Tratamento
da Informação do Serviço de Biblioteca – EESC/USP

C261s Caraschi, Luís Carlos
Sistema de subtração digital de imagens para
aplicações em angiografia / Luís Carlos Caraschi.
-- São Carlos, 1999.

Dissertação (Mestrado) -- Escola de Engenharia de
São Carlos-Universidade de São Paulo, 1999.
Área: Engenharia Elétrica.
Orientador: Profa. Dra. Annie France Frère Slaets.

1. Subtração digital. 2. Angiografia. I. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Candidato: Engenheiro **LUIS CARLOS CARASCHI**

Dissertação defendida e aprovada em 29-03-1999
pela Comissão Julgadora:

Prof. Titular **ANNIE FRANCE FRÈRE SLAETS (Orientadora)**
(Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **MÁRCIO ALEXANDRE MARQUES**
(UNIRP - Centro Universitário do Rio Preto)

Doutor **ORIVALDO LOPES DA SILVA**
(Pesquisador - Escola de Engenharia de São Carlos - Universidade de São Paulo)

Prof. Doutor **DENIS VINICIUS COURY**
Coordenador da Área de Engenharia Elétrica

JOSÉ CARLOS A. CINTRA
Presidente da Comissão de Pós-Graduação da EESC

A minha esposa Rita de Cássia e
ao meu filho Marcelo

AGRADECIMENTOS

À Deus, sem o qual nada seria possível.

À minha esposa e meu filho pelo apoio, confiança e compreensão.

À professora doutora Annie France Frère Slaets pelo exemplo.

**Ao colega professor doutor Paulo Azevedo Marques do Hospital das Clínicas de
Ribeirão Preto pela colaboração na revisão bibliográfica.**

RESUMO

No intuito de transformar sistemas de angiografia convencionais em sistemas de subtração digital com angiografia foram implementados três métodos de subtração digital: subtração digital por complemento de um, subtração por comparação 1 e subtração digital por comparação 2 e dois métodos de processamento: “threshold” e equalização para aplicação em sistemas angiográficos (DSA).

O estudo destes métodos foi realizado com a simulação em sistemas gráficos a partir do qual foram avaliados o realce das pequenas estruturas vasculares, a influência do ruído e a velocidade de operação na subtração das imagens.

Os algoritmos desenvolvidos em linguagem Pascal, utilizando Borland Delphi 2.0 (32 bits) foram testados com imagens obtidas no Hospital das Clínicas de Ribeirão Preto e os resultados foram comparados por análise visual.

Palavras – chave: Angiografia; Subtração digital

ABSTRACT

In the intention of transforming systems of conventional angiography in systems of digital subtraction with angiography three methods of digital subtraction were implemented, digital subtraction for complement of a, subtraction for comparison 1 and digital subtraction for comparison 2 two processing methods: threshold and equalize for application in systems angiographycs (DSA).

The study of these methods was accomplished with the simulation in graphic systems starting from which were appraised it enhances it of the small vascular structures, the influence of the noise and the operation speed in the subtraction of the images.

The algorithms developed in language Pascal, using Borland Delphi 2.0 (32 bits) they were tested with images obtained in the Hospital of the Clinics in Ribeirão Preto and the results were compared by visual analysis.

Keywords: Angiography; Digital subtraction

SUMÁRIO

Dedicatória	i
Agradecimentos.....	ii
Resumo.....	iii
Abstract.....	iv
Sumário.....	v
Lista de Figuras.....	x
Lista de Tabelas.....	xiv
Lista de Abreviaturas.....	xv
1. Introdução.....	1
1.1 Justificativa e objetivos	1
1.2 Organização da dissertação	3
Capítulo 2	4
2. Estado da arte.....	4
2.1 Introdução.....	4
2.2 Descrição de Angiografia com subtração digital	7
2.2.1 Modos de Subtração Digital.....	8
2.2.1.1 DSA pelo modo máscara.....	8
2.2.1.2 DSA por subtração temporal (TID).....	9
2.2.1.3 DSA por energia dual (DESA)	10
2.2.1.4 DSA híbrida.....	13
2.3 Tipos de subtração.....	17

2.3.1 Subtração por máscara flexível.....	17
2.3.2 Sistemas de subtração digital com angiografia.....	19
2.3.2.1 Sistema de imagem através de detectores duais.....	19
2.3.2.2 Processador de sinal digital - DSP.....	21
2.3.2.3 Sistema sinchrotron apresentado por SUWA et al. (1988).....	24
2.3.2.4 SIREGRAPH2.....	31
2.3.2.5 Sistema radiológico MULTISKOP.....	34
2.3.2.6 Sistema de subtração digital através de radiação de raios X canalizada ("Channeling").....	37
2.3.2.7 Sistema que utiliza energia dual em angiografia coronária.....	40
2.3.2.8 Sistema de subtração de imagem bidimensional por energia.....	42
2.3.2.9 Sistema de imagem bidimensional em tempo real utilizando filtro de iodo.....	48
2.3.2.10 Sistema NIKOS III.....	50
2.3.2.11 Sistema NSLS X17B2.....	54
2.4 Conclusão.....	58
Capítulo 3.....	59
3. Aspectos teóricos associados ao tema	59
3.1 Fontes de ruído em sistemas angiográficos.....	59
Capítulo 4	65
4. Métodos e processos.....	65
4.1 Métodos e processos de subtração digital.....	65
4.1.1 Subtração binária	65
4.1.1.1 Subtração binária utilizando o complemento de um.....	66

4.1.1.2 Subtração binária utilizando complemento de dois.....	67
4.1.2 Subtração por comparação.....	69
4.2 Descrição do algoritmo de Subtração digital.....	70
4.3 Descrição do processamento por “Threshold”.....	72
4.4 Descrição do processamento de equalização	74
4.5 Descrição do programa	76
4.6 Imagens Fontes.....	77
Capítulo 5	78
5. Resultados.....	78
5.1 Angiograma.....	78
5.2 Resultados obtidos processando a região a	80
5.2.1 Resultados obtidos por comparação 1.....	81
5.2.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação1 para região a	83
5.2.3 Resultados obtidos por comparação 2	84
5.2.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para a região a	85
5.2.5 Resultados obtidos por complemento de um.....	86
5.2.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para a região a	87
5.3 Resultados obtidos processando a região b	88
5.3.1 Resultados obtidos por comparação 1	89
5.3.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para região b	90
5.3.3 Resultados obtidos por comparação 2	91
5.3.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para a região b	92
5.3.5 Resultados obtidos por complemento de um.....	93

5.3.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para a região b	94
5.4 Resultados obtidos processando a região c	95
5.4.1 Resultados obtidos por comparação 1	96
5.4.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para a região c	97
5.4.3 Resultados obtidos por comparação 2	98
5.4.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para a região c	99
5.4.5 Resultados obtidos por complemento de um.....	100
5.4.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para a região c	101
5.5 Resultados obtidos processando a região d	102
5.5.1 Resultados obtidos por comparação 1	103
5.5.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para a região d	104
5.5.3 Resultados obtidos por comparação 2	105
5.5.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para a região d	106
5.5.5 Resultados obtidos por complemento de um	107
5.5.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para a região d	108
5.6 Imagem realçada por “Threshold”.....	109
5.6.1 Discussão dos resultados obtidos utilizando “ threshold”.....	110
5.7 Imagem realçada por equalização.....	111
5.7.1 Discussão do resultados obtidos por equalização.....	114
5.8 Discussão dos resultados.....	115
Capítulo 6	116

6. Conclusões.....	116
Referências Bibliográficas.....	119

Lista de Figuras

Figura 1.1 – Diagramas de blocos dos sistemas angiográficos.....	2
Figura 2.1 - Sistema DSA por subtração temporal	
segundo CRUMMY et al. (1980) e Ovitt et al. (1980).....	8
Figura 2.2 - Descontinuidade do coeficiente de absorção do iodo	
segundo HOUK et al. (1979) e MISTRETTA (1984).....	11
Figura 2.3 - Seqüência de aquisição de imagem segundo	
FOX & VOLS (1984).....	14
Figura 2.4 - Procedimento para subtração híbrida segundo	
FOX & VOLS (1984)	15
Figura 2.5 - Esquema do Sistema de subtração de imagens em	
angiografia utilizando energia dual e detectores duais de	
300 elementos cada segundo RUBENSTEIN et al. (1990).....	19
Figura 2.6 – Esquema do Sistema de Imagem segundo	
MENG & KATZ (1993).....	22
Figura 2.7 – (a) Sistema digital de dados	
(b) Componentes do sistema digital de dados	
segundo MENG & KATZ (1993).....	23
Figura 2.8 – Diagrama esquemático do protótipo do sistema de subtração.	
segundo SUWA et al. (1988).....	25
Figura 2.9 – (a) Diagrama do sistema de processamento digital	
(b) Diagrama do sistema de processamento analógico	
(c) Diagrama do sistema de processamento em tempo não real	
segundo SUWA et al. (1988)	30

Figura 2.10 – Sala de exploração segundo ELLEGAST et al. (1985)	31
Figura 2.11 – Equipamentos de exploração e telecomando de raios X (SIREGRAPH2) segundo ELLEGAST et al. (1985)	32
Figura 2.12 – Diagrama do gerador de pulsações múltiplas segundo ELLEGAST et al. (1985)	33
Figura 2.13 – Sistema Multiskop (Siemens) segundo PFLAUM (1989)	34
Figura 2.14 – Sistema Polytron 1000 VR segundo PFLAUM (1989).....	35
Figura 2.15 – Radioscopia digital (princípio) segundo PFLAUM (1989).....	37
Figura 2.16 – (a) Espectro de 21,4 MeV (linha sólida) e 20,5 MeV (linha achurada) (b) Diagrama do Sistema de radiação canalizante segundo GARY et al. (1993).....	38
Figura 2.17 – Diagrama do Sistema de imagem por energia dual segundo MANNING et al. (1991)	40
Figura 2.18 – Diagrama esquemático dos métodos MOC e MFI segundo UMETANI et al. (1991).....	43
Figura 2.19 – Diagrama Gráfico do processo e espectro de mudanças dos raios X segundo UMETANI et al. (1991).....	45
Figura 2.20 – Sistema por Subtração por Energia dual bidimensional com MFI e MCO segundo UMETANI et al. (1991).....	46
Figura 2.21 – Diagrama Esquemático do Sistema de Imagem bidimensional em tempo real segundo UMETANI et al. (1992).....	49
Figura 2.22 – Sistema NIKOS III segundo DIX et al. (1994).....	51

Figura 2.23 – Sistema NSLS X17B2 segundo GMÜR et al. (1995).....	54
Figura 3.1 – Sistema Fluoroscópico computadorizado segundo KRUGER et al. (1981).....	60
Figura 3.2 – Gráfico da contribuição do ruído quântico e eletrônico em função da espessura do tecido (x) segundo KRUGER et al. (1981).....	63
Figura 4.1 – Exemplo de processamento por “threshold”	73
Figura 4.2 – Exemplo de processamento por equalização.....	75
Figura 4.3 – Diagrama de fluxo do programa <i>sub</i>	76
Figura 5.1 – Imagens Fontes digitalizadas reduzidas de um fator 1:6 (a,b,c,d)....	78
Figura 5.2 – Imagem máscara (a).....	80
Figura 5.3 – Imagem contraste (a).....	80
Figura 5.4 – Imagens resultantes por comparação 1.....	82
Figura 5.5 – Imagens resultantes por comparação 2.....	84
Figura 5.6 – Imagens resultantes por complemento de um.....	86
Figura 5.7 – Imagem máscara (b).....	88
Figura 5.8 – Imagem contraste (b).....	88
Figura 5.9 – Imagens resultantes por comparação 1.....	89
Figura 5.10 – Imagens resultantes por comparação 2.....	91
Figura 5.11 – Imagens resultantes por complemento de um.....	93
Figura 5.12 – Imagem máscara (c).....	95
Figura 5.13– Imagem contraste (c).....	95
Figura 5.14 – Imagens resultantes por comparação 1.....	96
Figura 5.15 – Imagens resultantes por comparação 2.....	98
Figura 5.16 – Imagens resultantes por complemento de um.....	100

Figura 5.17 – Imagem máscara (d).....	102
Figura 5.18 – Imagem contraste (d).....	102
Figura 5.19 – Imagens resultantes por comparação 1.....	103
Figura 5.20 – Imagens resultantes por comparação 2.....	105
Figura 5.21 – Imagens resultantes por complemento de um.....	107
Figura 5.22 – Imagens “Threshold “obtidas utilizando Paint Shop Pro 4.12	109
Figura 5.23 – Imagens Equalizada 1 obtidas utilizando Paint Shop Pro.....	111
Figura 5.24 – Imagens Equalizada 2obtidas utilizando Paint Shop Pro.....	113

Lista de Tabelas

Tabela 1 – Tabela de Subtração Binária

segundo BIGNELL & DONAVAN (1995).....65

Tabela 2 – Tabela de valores predefinidos de acordo com o número

de bits que se deseja suprimir.....71

Tabela 3 – Tempo de processamento utilizados para realizar a subtração

digital utilizando um microcomputador

Intel Pentium 166 MHz.....116

Lista de Abreviaturas

DSA – “Digital Subtraction Angiography”

ASD – Subtração Digital com Angiografia

TID – “Time Interval Difference”, DSA por subtração temporal

DESA – DSA por energia dual

E_L ou E_L – Energia ligeiramente abaixo da energia de borda K do iodo

E_h ou E_H – Energia ligeiramente acima da energia de borda K do iodo

SSRL – Laboratório de Radiação por Sincrotron de Stanford nos Estados

Unidos

DSP – Processador de sinal digital

X. I. I. – Intensificador de imagem de raios X

ALU – Unidade lógica aritmética

MA – Memória A

HX – Fótons de alta energia

LX – Fótons de baixa energia

MB – Memória B

SIREGRAPH2 – Equipamento de exploração e telecomando de raios X

SNR – Relação sinal ruído

CCD – Câmera de vídeo

MCO – Método do cristal oscilante

MFI – Método do filtro de iodo

NORM – Normalização

LOG – Conversão logarítmica

PLZT – Dispositivo piezoelétrico

A/D – Conversão analógico digital

SR – Feixe de raios X – sincrontron

**NIKOS III – “Nich – invasive Koronarangiographie mit Synchrotron –
Strahlung”**

NSLS – “National Synchrotron Light Source “

DBM – Monitor de feixe dual

SBM – Monitor singular de fluxo

APPI – Proteção pessoal de olhar interno

1. Introdução

1.1 Justificativa e objetivos

Atualmente o diagnóstico por imagem é uma ferramenta muito valiosa na medicina e cada vez mais utilizada. Entretanto todas as unidades radiológicas não podem ser equipadas com todos os sistemas de imagens que desejariam.

Em particular o sistema de subtração digital com angiografia, é muito útil para visualizar vasos ou estruturas cardiovasculares, mas representa um alto custo financeiro para a aquisição dos equipamentos que constituem este sistema.

Entretanto em quase todas as unidades, existem sistemas de angiografia convencionais que poderiam ser transformados em DSA com a aquisição de equipamento simples. De fato o sistema de angiografia convencional fornece angiogramas que podem ser digitalizados através de um scanner de alta resolução. Estas imagens angiográficas digitais podem ser armazenadas em arquivos no disco rígido do microcomputador e posteriormente processadas para realizar a subtração digital.

O processamento pode ser realizado utilizando vários métodos, tais como, o método de subtração por complemento de um, o método de subtração por comparação 1, e o método de subtração por comparação 2. A estes métodos podem ser acrescentados facilmente várias outras opções de processamento de imagens, tais como “threshold”, e equalização.

Nossa proposta é portanto de desenvolver um sistema computacional que associado a outros equipamentos permita realizar a subtração digital entre as imagens angiográficas. O sistema DSA proposto está apresentado na figura 1.1a e é composto por um sistema de angiografia convencional, um digitalizador ("scanner") de alta resolução, uma unidade de processamento e armazenamento e um monitor para visualização.

Uma outra opção seria digitalizar as imagens com uma placa de aquisição de vídeo instalada em um microcomputador. Neste caso uma câmera de vídeo acoplada a um intensificador fluoroscópico de raios X adquire as imagens e as envia para o microcomputador que realiza as funções de digitalização, armazenamento e processamento como mostrado na figura 1.1b.

Os processos de digitalização e armazenamento de imagens não apresentam dificuldades e são bem conhecidas. Portanto, nesta pesquisa estudaremos qual é o método mais adequado para realizar a subtração das imagens, discutindo o realce obtido em função do tempo de processamento.

Figura 1.1 – Diagramas de blocos dos sistemas angiográficos

1.2 Organização da dissertação

O capítulo 2 apresenta o estado da arte dos sistemas angiográficos descrevendo os vários modos de angiografia por subtração digital (DSA) , abordando principalmente os princípios de funcionamento, as características físicas e os resultados apresentados pelas diversas técnicas.

O capítulo 3 traz os aspectos teóricos associados ao tema descrevendo os diversos tipos de ruído que influenciam o DSA, os métodos de subtração digital, tais como, os modos de subtração binária por complemento e por comparação.

O capítulo 4 descreve os algoritmos desenvolvidos para realizar a subtração das imagens, e como foram obtidas as imagens fontes.

O capítulo 5 apresenta os resultados obtidos a partir do processamento computacional da subtração digital de várias imagens angiográficas, utilizando os métodos de subtração por comparação 1, por comparação 2 e por complemento de um. Também são apresentadas as discussões dos resultados obtidos.

O capítulo 6 traz as conclusões finais deste trabalho.

CAPÍTULO 2

ESTADO DA ARTE

2.1 Introdução

A angiografia é a visualização de vasos ou estruturas cardiovasculares por meio de inserção endovenosa de iodo. Este material de contraste que devido à sua característica radiopaca permite a diferenciação das estruturas iodadas em uma chapa de raios X. No início da utilização desta técnica, as imagens angiográficas, após a injeção do material de contraste, eram gravadas no filme radiográfico, o que gerava algumas limitações, como por exemplo, diluição da solução de contraste ao longo do seu caminho dependendo da estrutura que se queria realçar, diminuindo assim, o grau de contraste entre os componentes da chapa e prejudicando a investigação a olho nú. Além disso, a diferença de absorção existente entre tecido mole e osso acarretava na formação de imagens de fundo, prejudicando ainda mais a investigação das chapas radiográficas. Essas limitações foram sensivelmente atenuadas com a aparição da fluoroscopia e o desenvolvimento da cateterização. A fluoroscopia permitiu a obtenção de uma imagem sobre uma tela de monitor de TV, onde as imagens fluorescentes na tela fluoroscópica são convertidas em sinais elétricos, e um sistema óptico a projeta sobre a placa de sinal do tubo de uma câmera de televisão. O sistema óptico geralmente é constituído de duas lentes objetivas com ponto focal no infinito e denominado conjugado ótico.

Nestes sistemas a câmera de TV foi o principal fator limitante para a resolução. Este problema foi superado através de processamentos digitais e com sistemas fluoroscópicos, permitindo, assim, o desenvolvimento da técnica de Angiografia com Subtração Digital, DSA. A técnica de cateterização consistiu na introdução do cateter em uma veia, que serviu de guia para o material de contraste entrar em contato com a circulação sanguínea somente na região de interesse, resolvendo o problema de diluição deste ao longo do caminho, mas não eliminando a presença da imagem de fundo.

O processo de radiografia digital permite a digitalização das imagens, que podem então ser armazenadas, manipuladas, transferidas, recuperadas, subtraídas, etc.

Segundo JEANS (1990) a subtração radiográfica foi primeiramente descrita por Ziedes des Plantes em 1935. A técnica possibilitava a implementação de um método capaz de reduzir o número de filmes necessários para um diagnóstico através da diminuição da ocorrência de fatos confusos devido à sobreposição de estruturas ósseas em estudos angiográficos. O uso da subtração radiográfica buscava dessa forma uma melhor imagem final possibilitando a visualização de detalhes em áreas sobrepostas por ossos ou em áreas de baixo contraste.

Segundo KRUGER et al. (1979) descreveram a fluorografia computadorizada, onde as imagens de um intensificador eram coletadas, amplificadas logaritmicamente, digitalizadas, processadas, reconstruídas e apresentadas em um monitor. O nome da técnica foi modificado para “digital vídeo subtraction angiography” segundo CRUMMY et al. (1981), e, posteriormente, para “digital angiography” segundo MISTRETTA (1984). Por fim, “digital subtraction angiography” - DSA, primeiramente usado por um grupo da Clínica de Cleveland, permanece até os dias de hoje.

A DSA possui uma grande variedade de aplicações clínicas utilizando injeções intravenosa e intra-arterial com material de contraste. Os métodos mais comuns baseiam-se em mudanças temporais das imagens, obtendo-se um realce das estruturas vasculares através do enchimento de material radiopaco seguido de subtração das estruturas de fundo não realçadas. Essa subtração foi proposta visando a minimização de um dos maiores problemas nesse tipo de investigação, o “alto brilho” ou “brilho-superposto”. O processo baseia-se fundamentalmente na digitalização do sinal de um sistema de raios X com intensificador de imagem fluoroscópica/monitor de TV, viabilizando a produção de uma imagem máscara antes da injeção do agente contrastante no paciente, que será subtraída de composições de vídeo subseqüentes, otimizando a imagem das estruturas contrastadas. A partir daí, a técnica se desenvolveu e hoje o DSA engloba basicamente a digitalização e subtração de duas imagens diferenciadas pela presença de uma solução à base de iodo.

Os sistemas DSA são basicamente de quatro tipos: DSA por Máscara, DSA por Subtração Temporal (TID), DSA por Energia Dual (DESA) e DSA Híbrida.

2.2 Descrição de Angiografia com Subtração Digital

Segundo PFEILER & MARHOF (1985), na angiografia por subtração digital (DSA) a imagem foi produzida de forma convencional em um sistema intensificador de imagens por televisão onde o sinal de vídeo por uma câmera de vídeo foi obtida e enviada ao sistema digital propriamente dito onde a imagem foi digitalizada ponto a ponto. A partir daí estes sinais digitais se encontravam disponíveis para a elaboração da angiografia por subtração. Esta técnica digital, quando comparada com o método corrente de subtração eletrônica das películas (filmes), ou com a subtração radioscópica, apresentou a vantagem de oferecer uma imagem instantânea e possibilitou a integração ou soma de imagens, permitindo também o armazenamento, processamento digital das imagens e reprodução das mesmas com qualidade previsível. Ao contrário dos métodos analógicos, onde a reprodução e precisão dependia de problemas físico-técnicos, o sistema DSA requereu análise de custos, pois necessitou de bastante capacidade de memória em forma de memória de trabalho, na qual se pôde armazenar duas imagens, (imagem máscara - imagem sem contraste, imagem contraste - imagem com contraste). A imagem vascular desejada (imagem resultante da subtração) resultou, então, da subtração da imagem máscara das imagens contraste subsequentes obtidas após a injeção de material de contraste.

2.2.1 Modos de Subtração Digital

2.2.1.1 DSA pelo modo máscara

Segundo CRUMMY et al. (1980) e OVITT et al. (1980), no modo máscara a imagem máscara foi obtida através da exposição aos raios X antes da injeção do agente contrastante. Esta imagem é digitalizada e armazenada em uma das duas memórias, conforme mostra a figura 2.1.

Figura 2.1 – Sistema DSA por subtração temporal

segundo CRUMMY et al. (1980) e OVITT et al. (1980)

Esta imagem é utilizada como uma máscara, da qual posteriormente foram subtraídas as imagens obtidas após a injeção do agente contrastante. O resultado destas subtrações produziu uma imagem através do cancelamento das densidades anatômicas

onde permitiu uma melhor visualização das estruturas iodadas (vasos sanguíneos ou estruturas cardiovasculares). Esta técnica foi a mais utilizada por ser a mais simples, porém podia gerar distorções na imagem resultante devido aos movimentos do paciente, mesmo os involuntários como respiração, deglutição e pulsação, que geram degradações nas imagens dos vasos.

2.2.1.2 DSA por subtração temporal (TID)

CRUMMY et al. (1980) descreve o diagrama em blocos de um aparato de DSA por TID bem como seus dois métodos de utilização: modo máscara e modo TID. O método ficou conhecido como modo diferença de intervalo de tempo (TID – “Time Interval Difference”). O diagrama de blocos é mostrado na figura 2.1.

Este método apresentou-se em geral insensível ao movimento do paciente, sendo que as imagens foram produzidas após a injeção do material de contraste, e a imagem resultante foi o resultado da subtração de imagens subseqüentes, de modo que os borrões persistiram somente durante o movimento, desaparecendo logo que o paciente voltou ao repouso. A obtenção de imagens desse modo possuía uma frequência bem maior do que no modo máscara, o que lhe garantiu que a variação lenta do movimento respiratório não provocou degradação significativa das imagens. A interpretação dos resultados porém, requereu do usuário um conhecimento interpretativo fora do usual, pois como a subtração foi realizada entre imagens subseqüentes quando a substância contrastante ainda estava fluindo através da região de interesse, onde a diferenciação entre as densidades iodadas resultantes apresentou-

se como uma derivação de concentração do iodo, o que pôde provocar erros na determinação de quantidades como, por exemplo, o volume cardíaco, exigindo do usuário um conhecimento interpretativo diferente do usual.

A principal vantagem, segundo KRUGER et al. (1979), foi que os dois métodos representavam modos complementares de obtenção de imagens, e forneceram informações de naturezas diferentes, e a observação dos dois tapes de um mesmo paciente gerou informações completas a respeito da função cardíaca.

2.2.1.3 DSA por energia dual (DESA)

Segundo HOUK et al. (1979) e MISTRETTA (1984), esta técnica se baseou principalmente num fenômeno físico que acontece a partir do salto quântico realizado na seção transversal do iodo com uma energia de raios X incidente de 33 keV, energia mínima necessária para elevar fotoeletricamente elétrons da camada K. Nesse nível de energia não ocorre uma descontinuidade semelhante nos coeficientes atômicos de absorção. Isto significou que, ao realizarmos duas exposições diferentes de raios X monoenergéticos em um paciente, uma com energia ligeiramente abaixo da energia de borda K do iodo (E_L) e outra com energia ligeiramente acima desta energia (E_H), tivemos então que as densidades anatômicas forneceram aproximadamente os mesmos contrastes nas duas imagens resultantes. Além disso, as densidades de iodo apresentaram-se mais realçadas (contrastantes) na imagem obtida através da exposição a incidência de raios X monoenergéticos E_H do que na imagem obtida da incidência de raios X monoenergéticos E_L .

A figura 2.2 mostra um gráfico da descontinuidade do coeficiente de absorção do iodo para uma energia incidente com intensidade energética de 33 keV . Segundo HOUK et al. (1979) esse fenômeno permitiu a utilização das similaridades entre as densidades anatômicas nas duas imagens para formar a imagem resultante através da subtração das imagens (diferença entre as duas), onde as imagens anatômicas foram eliminadas, prevalecendo as que continham as densidades de iodo.

**Figura 2.2 – Descontinuidade do coeficiente de absorção do iodo
segundo HOUK et al. (1979) e MISTRETTA (1984)**

Também segundo MANNING et al. (1991) a subtração digital de imagens por energia dual (DESA), ou dicromografia, usou a descontinuidade abrupta da camada K no espectro de absorção do iodo para aumentar a sensibilidade do sistema .

SUWA et al. (1988) mostraram o método de subtração digital de imagens por energia dual (DESA). Este método usou o fato de que, para um determinado nível de energia o coeficiente de absorção do iodo sofre uma variação brusca enquanto os

coeficientes dos tecidos moles e dos ossos permanecem quase inalterados. A produção de uma imagem a partir da exposição do paciente a um nível de energia ligeiramente superior e outra a um nível de energia ligeiramente inferior a da energia da camada K a intervalos de tempo muito curtos, produziu um sistema altamente sensível ao material de contraste.

LOHMANN et al. (1990) descreveram que as duas imagens foram feitas quase simultaneamente através da observação dos dois sinais diferentes do material de contraste. Isso foi feito usando uma radiação monocromática com duas energias próximas a descontinuidade da absorção do iodo. Desta forma uma das imagens apresentou um contraste baixo do iodo e a outra um contraste alto. Este modo foi chamado de angiografia por subtração digital por energia. GARY et al. (1993) apresentaram o mesmo tipo de subtração, ou seja, basearam-se na descontinuidade da camada K do iodo.

Usando fontes de radiação monocromática diferentes MANNING et al. (1991); SUWA et al. (1988) e GARY et al. (1993) propuseram a subtração digital de imagens por energia dual (DESA). A desvantagem desta estava na necessidade de se trabalhar com radiação monoenergética, que geralmente é de baixa intensidade. De fato, para se conseguir esta radiação seria necessário uma filtração dos raios X de uma fonte convencional, o que acabaria reduzindo grandemente a intensidade da radiação da ordem de 4 vezes próxima da camada K e da ordem de 15 vezes na intensidade total. Para resolver este problema seria necessário um monitor de vídeo altamente sensível, onde pudéssemos detectar as diferenças anatômicas na imagem da ordem de 1% ou menos, entretanto, todo este procedimento é difícil de se conseguir na prática, tornando esta técnica limitada na aplicação clínica.

A vantagem dessa técnica sobre o modo DSA pelo modo máscara, foi a apresentação da inexistência de degradações ou borrões na imagem resultante da subtração referentes aos movimentos do paciente (respiração, deglutição, etc) durante a investigação, ao contrário do que aconteceu no modo máscara. Isto porque as exposições (E_L e E_H) foram feitas praticamente ao mesmo tempo, durando aproximadamente cerca de 1/60 segundos contra 10 a 20 segundos no modo máscara, permitindo que o paciente respirasse normalmente durante o exame (HOUK et al. (1979)).

Comparando-se com o modo DSA por subtração temporal (TID), podemos dizer que o sinal da imagem foi proporcional à concentração do iodo e não à sua derivada no tempo, prevalecendo a aparência da imagem obtida pela subtração da máscara, o que permitiu uma interpretação da imagem por meio de treinamento usual.

2.2.1.4 DSA híbrida

FOX & VOLS (1984) propôs uma técnica que procurou reunir as vantagens do modo DSA por Subtração Temporal (TID) e do modo DSA por Energia Dual, surgindo o modo DSA híbrida. A figura 2.3 mostra uma comparação entre as seqüências de aquisição de imagem para os modos TID, Energia Dual e Híbrida, onde podemos notar que um par de imagens foi adquirido a partir da incidência de baixa e alta energia de raios X antes da presença do agente contrastante na região de interesse. Essas imagens foram combinadas através de técnicas de subtração por energia para se eliminar os tecidos moles deixando somente as estruturas esqueléticas como uma

máscara pré contraste. A partir daí uma seqüência de pares de imagens de baixa e alta energia foi então adquirida com a passagem do material contrastante fluindo através dos vasos na região de interesse, onde cada um desses pares foi processado para suprimir componentes de tecido mole e se obter a imagem pós contraste de vasos iodados e osso residual. Após este processo, foi feita uma subtração da máscara pré contraste e pós contraste, onde foram removidas as estruturas ósseas, obtendo-se, portanto, um realce dos vasos sanguíneos iodados.

Figura 2.3 – Seqüência de aquisição de imagem segundo FOX & VOLS (1984)

A figura 2.4 apresenta o diagrama em blocos da subtração híbrida. Finalmente, uma subtração temporal das imagens da máscara pré-contraste e da imagem pós-

contraste foi realizada removendo-se, assim, a estrutura de ossos e resultando no isolamento das estruturas iodadas na imagem resultante. Os problemas existentes na subtração híbrida foram de ordem técnica. Comparando esta técnica com os sistemas de subtração temporal e por energia dual, a relação sinal ruído muito baixa, ou seja, o sistema apresentou-se muito ruidoso.

Figura 2.4 – Procedimento para subtração híbrida segundo FOX & VOLS (1984)

O outro problema foi que para um número igual de subtração de imagens num mesmo exame, houve a ocorrência de um aumento na dose de raios X recebido pelo paciente, que foi de cerca de 30% em relação a subtração temporal, embora a diminuição de imagens residuais causadas pelo movimento possa, em princípio, reduzir

o número total de imagens necessárias para um determinado estudo e assim diminuir a dose recebida pelo paciente. Além disso, o gerador de raios X teve que ser especialmente modificado para esse propósito, pois este teve que produzir pulsos de baixa e alta energia alternadamente em períodos muito curtos (em torno de 33mseg) através de chaveamento com bastante precisão. Os requisitos de armazenamento também foram mais complicados devido ao fato de serem feitas duas exposições por vez, uma de baixa e outra de alta energia, o que gastou o dobro de espaço de armazenamento para guardar o par de imagens para cada imagem híbrida. As necessidades do sistema para implementação da subtração híbrida foram significativamente diferentes e mais complexas do que para a implementação da subtração temporal. A sincronização do feixe de raios X, filtros, aquisição, processamento, armazenamento e amostragem foram melhor alcançadas através de um sistema integrado.

A grande vantagem deste sistema em relação a subtração temporal foi a sua insensibilidade ao movimento do paciente, sendo que a única imagem residual existente foi aquela causada por movimentos durante o curto intervalo de tempo entre o início da exposição de baixa energia e o fim da exposição de alta energia em um dado par de imagem, o que pôde ser considerado praticamente nulo, eliminando-se, assim, toda imagem residual causada pelo movimento de tecido mole. A vantagem desta técnica em relação a energia dual foi a grande imunidade na detecção dos raios X espalhados, devido ao fato de que esses são, aproximados e igualmente presentes nos pares de exposição de baixa e alta energia pré e pós injeção de material de contraste, sendo cancelados pela subtração temporal.

2.3 Tipos de subtração

2.3.1 Subtração por máscara flexível

TRAN & SKLANSKY (1992) descreveram a subtração por máscara flexível como um algoritmo eficiente para corrigir as distorções causadas pelos níveis de cinza na imagem devido aos movimentos causados pelo paciente durante o exame angiográfico. Através da produção de máscaras flexíveis em uma região local preestabelecida da imagem em análise, minimizando as principais distorções causadas, por exemplo, pelo complexo movimento cardíaco, que normalmente foi de translação espacial, e que também possuiu rotação, mas em escala não isotrópica. Essas máscaras também reduziram as variações dos níveis de cinza causadas pela difusão do contraste médio dentro das partes do coração e de outras artérias.

Foi observado também, através de experimentos ligados a angiogramas cardíacos feitos com raios X, que onde o fundo da imagem e a imagem das artérias rugosas estavam próximos ocorreu interferências significantes. O uso da técnica da máscara flexível por subtração ofereceu um importante melhoramento quantitativo para medição dos tamanhos das artérias.

Funções principais do algoritmo:

O algoritmo desenvolvido por TRAN & SKLANSKY. (1992) para esta técnica realizava 2 funções principais: a primeira foi a correção da distorção causada pelos níveis de cinza , significante na imagem causados pela flutuação da fonte de potência dos raios X e pela difusão do material de contraste por dentro dos vasos no

local predeterminado, oferecendo uma precisão em torno de 0,1 pixel. A segunda foi a correção de distorções causadas pelos movimentos dos artefatos, devido principalmente ao movimento do coração e, em menor escala, pela respiração.

Comparando este método com outros tipos de métodos existentes, como por exemplo, subtração pixel a pixel, os autores afirmaram que as imagens resultantes foram bem melhores, especialmente em regiões onde o fundo apresentou interferências significantes. Além disso, este método melhorou em muito a precisão quantitativa nas medidas das dimensões dos vasos sanguíneos. Para imagens com fundo uniforme ou insignificante, a subtração por máscara flexível não ofereceu benefício maior. Contudo, se o vaso sanguíneo foi sobreposto por algum proeminente objeto de fundo, então a subtração foi realmente necessária para produzir resultados precisos.

Entretanto, o esforço computacional foi ainda muito extensivo para realização da subtração das imagens, sendo necessário quatro horas de processamento utilizando um micro VAX II GPX. Algumas melhoras, no entanto, podem ser alcançadas realizando somente a subtração das artérias coronárias ao invés de toda imagem. Esse algoritmo pode ser melhor utilizando um hardware de estrutura paralela, onde o processamento é compartilhado ao mesmo tempo por vários processadores, e diminuindo, assim, o seu tempo de processamento.

2.3.2 Sistemas de Subtração de imagens por Angiografia

2.3.2.1 Sistema de imagem através de detectores-duais

RUBENSTEIN et al. (1990) apresentaram um sistema de subtração de imagem digitalizado para angiografia utilizando detectores duais. Este sistema foi implementado em março de 1989 em Beamline IV-2 no Laboratório de Radiação por Sincrotron de Stanford nos Estados Unidos (SSRL). Um diagrama esquemático do processamento de imagem por varredura é mostrado na figura 2.5.

Figura 2.5 – Esquema do sistema de subtração de imagens em angiografia

utilizando a energia dual e detectores duais de 300 elementos cada
segundo RUBENSTEIN et al. (1990)

A radiação do sincrotron foi monocromatizada através da difração realizada por uma par assimétrico de cristais de silício (cortados), que produziram dois feixes de raios X com energias próximas a camada K do iodo (33,17 keV). A separação destes

dois feixes de raios X energéticos foi de aproximadamente 15-25 eV. Os feixes cruzaram o órgão em estudo (coração) com precisão, dirigindo-se ao encontro de dois detectores (vetores de 300 elementos (pixels) cada) de silício e lítio em conjunto. A eficiência deste detector para feixe de energia de 33 keV foi de, aproximadamente, 70%, enquanto a eficiência para o terceiro harmônico transmitido (99 keV) foi de somente 5%. O alcance dinâmico do sistema eletrônico foi de 40000:1 para um tempo de leitura menor que 2ms. A resolução do pixel foi de 0,5mm por 0,5mm. O detector ficou alojado dentro de um criostato termoeletricamente esfriado a -30°C . O órgão foi varrido verticalmente a uma taxa de 12cm/s, onde o tempo de exposição necessário para cada linha da imagem foi de 4ms. Com este sistema de detectores duais (duplos) as duas imagens foram simultaneamente adquiridas. Uma imagem completa foi obtida em 1s, e um segundo adicional foi necessário para inverter o movimento da cadeira e recomeçar a obtenção da próxima imagem.

Neste sistema quatorze dos 600 canais que constituíram os detectores funcionaram impropriamente devido ao ruído de 60 Hz, que foi corrigido através do ajuste do pedestal. Além disso, alguns destes canais apresentaram, também, fuga de sinal de corrente, mas o sinal foi substituído pela média dos sinais dos dois canais adjacentes.

Esta técnica acabou gerando imagens de baixa qualidade clínica devido à alta perda de intensidade do feixe radiográfico associado a banda passante originária da difração realizada pelos cristais de Bragg de silício, o que gerou uma relação sinal/ruído inadequada para estas aplicações. Estes cristais podem ser substituídos por outros elementos de difratores no monocromador, atenuando essa perda de intensidade e, conseqüentemente, melhorando a relação sinal/ruído.

A coleta de imagens através de detectores duais eliminou a necessidade de um rápido chaveamento de fluxo de raios X, aumentando a intensidade dos feixes monoenergéticos por um fator 2,5 e produzindo imagens com alta e baixa energias simultaneamente, excluindo artefatos que podiam surgir durante a subtração angiográfica.

2.3.2.2 Processador de sinal digital - DSP

De acordo com MENG & KATZ (1993), existe um sistema baseado num Processador de Sinal Digital (DSP) que apresenta alta velocidade, e unidade lógica aritmética de boa qualidade que o caracteriza como uma boa escolha para dispositivo controlador de entrada/saída para aplicações em tempo real. Este processador foi utilizado no sistema de Angiografia por Subtração Digital, realizando o processamento do dado crú, reduzindo o volume de dados por um fator de dois, e produzindo imagens subtraídas em tempo real mostradas no display de forma imediata. O processador DSP era constituído de um AT & T DSP 32 C, 50 MHz e um processador de 32 bit instalado num computador AT.

O sistema era constituído por uma fonte de raios X de energias ligeiramente diferentes para que se pudesse obter duas imagens simultâneas de ambos os lados da margem K do iodo, que é estabelecida em 33,17 keV. Com a diferença logarítmica dessas duas imagens produziu-se uma imagem que apresentou sensibilidade muito alta devido ao agente de contraste de iodo utilizado na injeção venosa, e minimamente sensível em relação ao tecido ou osso. A figura 2.6 mostra um esquema deste sistema.

Figura 2.6 – Esquema do Sistema de Imagem segundo MENG & KATZ (1993)

Dois feixes atravessaram o paciente e incidiram sobre um detector de silício que contém duas linhas formadas com 600 elementos cada. Administrando a injeção de contraste sobre o paciente, a obtenção das imagens foi feita através do movimento do paciente em relação ao feixe de raios X, movimentando-se verticalmente a cadeira onde ele se encontrava posicionado. Uma série de quadros de imagens foram obtidos com a movimentação do paciente para cima e para baixo a uma velocidade de 12 cm/s. Neste sistema, utilizando-se um detector de 1200 diodos (duas linhas de 600 elementos cada) foi realizado a obtenção da imagem durante a varredura do feixe de raios X, os sinais foram processados em tempo real por um processador digital de sinal (DSP) e, posteriormente, mostrados num monitor (display).

Este detector possuiu alta linearidade e boa resolução em conjunto com a não degradação da relação sinal/ruído da corrente do diodo. A corrente em cada diodo detector foi proporcional ao fluxo de raios X incidente.

O sistema de dados digitais foi composto por quatro partes funcionais interconectadas, como mostra a figura 2.7(a).

Figura 2.7 – (a) Sistema digital de dados

(b) Componentes do sistema digital de dados

segundo MENG & KATZ (1993)

A primeira parte foi um vetor denominado detector de fluxo-paciente, onde a corrente de saída foi gerada pelos 1200 elementos detectores. A segunda parte era um circuito de dados onde a corrente gerada pelos detectores foi convertido em valores correspondentes a intensidade da imagem lida pela varredura das linhas de imagem

pelo DSP em um sinal digital de 16 bits. O hardware permitiu ajustar o ganho e o offset individualmente para cada circuito. A terceira parte consistiu de um processador de sinal digital e uma interface digital para realização do controle sincronizado por fase (circuito pll). Finalmente, a quarta parte constou de arquivos de dados que foram interpretados para produção dos resultados no monitor.

Os componentes do sistema digital são mostrados na figura 2.7(b).

O processador DSP foi constituído por um cartão AT & T DSP32C, 50 MHz, com processador de 32 bits instalado em um computador AT hospedeiro.

Segundo MENG & KATZ (1993) o poder deste sistema estava na técnica utilizada, que acabou possibilitando o desenvolvimento, teste, e depuração de um conjunto de 1200 elementos para menos de 1,5 de intervalo de tempo ao custo de um conjunto de 600 elementos. Não somente o DSP foi capaz de ajustar a permutação dos sistemas presentes, como pôde ser utilizado para o controlar os vetores de diversos outros sistemas.

2.3.2.3 Sistema sincrotron apresentado por SUWA et al. (1988)

O sistema apresentado por SUWA et al. (1988) consiste de uma seção para geração de raios X sincrotron, outra seção espectroscópica que fornece os dois feixes monocromáticos de raios X, e uma terceira seção responsável pelo processamento de imagem e sinal, além dos circuitos de controle, conforme mostra a figura 2.8.

**Figura 2. 8 - Diagrama esquemático do protótipo do sistema de subtração
segundo SUWA et al. (1988)**

Na seção espectroscópica um intenso feixe de raios X gerado por uma fonte sincrotron foi monocromatizado por um monocromador de raios X de alta velocidade, que consistiu de uma placa de cristal de silício. O feixe estreito de raios X foi expandido de 7mm para 55mm através de uma reflexão assimétrica no cristal. O plano de difração vibrou senoidalmente a 15 Hz e a $\pm 0,05^\circ$ de amplitude angular por meio de um motor. Conseqüentemente, o “phantom” foi irradiado através de um escudo rotativo, feito de um disco de chumbo, pelos dois tipos de fluxo de raios X, 15 vezes por segundo, respectivamente. A energia dos fótons de raios X irradiado foi 150 eV acima e abaixo da energia dos fótons da camada K do iodo. Os movimentos mecânicos foram sincronizados com a varredura vertical da TV (30Hz).

Na seção de processamento da imagem e sinal foram utilizados um intensificador de imagem de raios X (X. I.I.), um obturador óptico rotativo, uma câmera

de TV, circuitos de processamento de sinal e um monitor. Neste sistema a energia dos fótons de raios X foi alterada sincronizadamente com os quadros de TV. O sinal de vídeo de cada quadro foi memorizado, e as diferenças das imagens dos sinais de vídeo dos pares de sucessivas imagens foram mostradas no monitor. Para apagar a imagem de fundo (as imagens de ossos e tecidos moles) completamente, a subtração entre as duas imagens foi feita após a transformação logarítmica dos sinais, pois a intensidade dos raios X transmitidos foi proporcional ao produto da transmitância do objeto (material de contraste) e o fundo. Para conseguir este propósito a imagem foi processada por um dos três sistemas descritos a seguir.

O primeiro foi um sistema com processamento digital de imagem conforme ilustra a figura 2.9 (a), composto de um intensificador de imagem de raios X (XII, tipo RTP-9204F, fabricado pela Toshiba), uma câmera de TV preto e branco (tipo C-274, fabricado pela Hamamatu Photonics Co.), um conversor A/D, duas unidades de memórias de quadro (A e B 512 X 512 8bits), uma unidade lógica aritmética (ALU), um conversor D/A e um monitor. Seu funcionamento básico consistiu na obtenção de imagens, digitalização, armazenamento e processamento. A temporização foi realizada da seguinte maneira: durante a varredura do campo par, os dados antigos contidos na memória A (MA) foram apagados e os novos dados da imagem, obtidos através da incidência dos fótons de alta energia (HX) após digitalizados foram armazenados na memória A (MA). Estes dados alimentaram o circuito aritmético simultaneamente. Os dados digitalizados, da imagem proveniente dos fótons de baixa energia (LX) do quadro de imagem anterior foram lidos da memória B (MB) e alimentaram a unidade aritmética, onde a subtração foi realizada entre os dados HX e LX. Durante a varredura do campo ímpar, os dados da imagem (LX) de dois quadros

anteriores armazenados na (MB) foram apagados e os novos dados de imagem (LX) armazenados na memória B (MB). Os novos dados da imagem (LX) e os dados do quadro anterior lidos da memória A (MA) foram lidos pela unidade lógica aritmética (ALU) e subtraídos, produzindo-se assim, a imagem resultante proveniente da diferença entre os dois sinais de vídeo. O processo foi repetido para mostrar subtrações de imagens de objetos em movimento em tempo real. A transformação logarítmica foi feita antes da amostragem do sinal. O nível do sinal foi controlado por um circuito analógico para cancelar a diferença de sensibilidade do intensificador de imagens (X I I) para os dois tipos de imagem.

O segundo sistema foi desenvolvido para o processamento analógico do sinal, conforme ilustra a figura 2.9(b). Foi formado por um intensificador de imagem de raios X (X I I), uma câmera de TV colorida (tipo VC-551, Tokio Electric Industry Co.), um obturador óptico rotativo com filtro de cores e um circuito aritmético analógico.

A saída da tela fluorescente do intensificador de imagem foi preparada pela deposição de uma mistura de fósforo emissores de luz azul e vermelha. O disco obturador possuía duas janelas cobertas com filtros vermelho e azul, respectivamente, que rotacionou sincronizadamente com a taxa de varredura do quadro de TV (60 Hz) e com o monocromador vibrante. Uma câmera de TV captou a imagem de saída do intensificador de imagem através do obturador óptico. As imagens de mais alta energia foram captadas em vermelho, e as de mais baixa energia em imagens azuis. Estas imagens foram armazenadas como cargas elétricas nas camadas do fotocondutor da câmera de TV. As imagens foram lidas e apagadas na próxima varredura. Os sinais de cor obtidos pelos canais R e B foram enviados para o circuito de subtração analógica através de amplificadores logarítmicos e de um controlador de ganho. O sinal de saída

foi enviado para um monitor preto e branco que mostrou a imagem obtida pela subtração de energia.

O terceiro foi um sistema de processamento em tempo não real, ilustrado na figura 2.9 (c). Tratou-se de um sistema de processamento digital de imagens constituído de muitas memórias de armazenamento de quadros de imagens. Os dados de dois quadros sucessivos foram memorizados (um obtido por alta energia (HX) foi gravado na memória A (MA) e outro por baixa energia (LX) na memória B (MB)) e, posteriormente, processados por um computador controlado por um operador (médico) para a amostragem da imagem resultante (imagem diferença). O sistema possuía três memórias de quadro de 512 X 512 x 8 bits; duas para dados e uma para dados sombreados. O processamento de dados foi feito por um computador pessoal (PC-9801, NEC) e um processador de imagem (IP-5, ADS Co.). Este sistema possibilitou as seguintes funções de processamento de dados:

- (1) correção do sombreamento originado da não uniformidade da irradiação de raios X.

Os dados sombreados foram capturados e armazenados na memória antes do posicionamento dos “phantoms”;

- (2) correção da faixa dinâmica e do brilho entre duas imagens;
- (3) transformação logarítmica;
- (4) subtração;
- (5) adição de números constantes para toda a imagem com o objetivo de se evitar que pixels de valores negativos (representados por números complementares) fossem mostrados como pontos brancos ;
- (6) correção gama (melhora o contraste).

Estes sistemas foram implementados e submetidos à análise. Os resultados indicaram que a fonte sincrotron pode prover imagem por subtração de energia. Contudo, a qualidade das imagens resultantes (imagens diferença), especialmente do primeiro e do segundo sistema, foram insuficientes para aplicações clínicas.

Segundo SUWA et al. (1988), alguns problemas ainda necessitavam ser resolvidos. Eram eles:

- (1) Baixa relação sinal/ruído: relação SN da imagem deveria ser melhorada através do aumento da radiação X e processamento da mesma.
- (2) Deslocamento das imagens fluoroscópicas. As posições das imagens de raios X diferiram um pouco quadro a quadro devido aos ângulos diferentes de incidência no “phantom” originário do ângulo de difração Bragg para os dois tipos de energia dos fótons. Para resolver este problema deverá ser realizado um processamento da imagem de acordo com a distância da tela de entrada do intensificador de imagens (XII) em relação a região de interesse do “phantom”.
- (3) Borramento das imagens fluoroscópicas. Uma imagem fluoroscópica obtida por uma exposição de raios X ficou borrada devido à contínua mudança do ângulo dos raios X incidente. Seria preferível um sistema espectroscópico flip-flop, combinado com um sistema de aquisição de duas câmeras.
- (4) Pureza dos raios X irradiado. Os raios X monocromáticos de 33,17 keV possuiu cerca de 1% de fótons com 99,51 keV (harmônica de terceira ordem do comprimento de onda básico). A qualidade da imagem foi degradada quando um absorvedor fino foi usado, mas a absorção do componente de alta energia pela água

ou por tecidos moles foi desprezível. Deveria ser feito, então, um processamento de imagem adequado a fim de solucionar este problema.

Figura 2. 9 – (a) Diagrama do sistema de processamento digital

(b) Diagrama do sistema de processamento analógico

(c) Diagrama do sistema de processamento em tempo não real

segundo SUWA et al. (1988)

2.3.2.4 SIREGRAPH 2

ELLEGAST et al. (1985) apresentaram um equipamento de angiografia por subtração digital constituído por um novo tipo de gerador de alta frequência e de pulsações múltiplas. Este sistema se encontrava instalado em uma sala denominada sala de exploração, cujo diagrama ilustrativo está mostrado na figura 2.10. O primeiro componente do sistema foi o equipamento de exploração e telecomando de raios X sobre a mesa (SIREGRAPH 2, fabricado pela Siemens), ilustrado na figura 2.11.

Figura 2.10 – Sala de exploração segundo ELLEGAST et al. (1985)

A possibilidade de ajuste da altura da mesa, para efeito de regulação, facilitou o enquadramento do paciente, oferecendo ao médico uma posição de trabalho mais cômoda nas explorações de angiografia por subtração digital. A distância foco-filme variável de 100 a 150 cm e a possibilidade da projeção oblíqua sobre o centro longitudinal da mesa permitiram obter radiografias seletivas, Buck e planigrafias com um chassis de até 43x35 cm, podendo ser inseridas tanto vertical quanto horizontalmente. Um emissor de raios X com ânodo rotatório de alta potência (70 kW

ou 40 kW) e foco(1mm ou 0,6mm), com um gerador de alta frequência e pulsações múltiplas (polidoros 80) garantiram condições ótimas de qualidade da imagem.

Figura 2.11 – Equipamento de exploração de telecomando de raios X (SIREGRAPH 2) segundo ELLEGAST et al. (1985)

O sistema de recepção de imagem foi formado por um intensificador de imagem de 33 cm e alta resolução, que possuía comutação tripla para adaptar o formato de entrada ao tamanho dos órgãos através de um sistema de televisão de alta resolução, e uma câmera para radiografias indiretas que conseguiu obter 6 imagens por segundo.

Para realização da subtração digital com angiografia foi selecionado o equipamento de avaliação digital denominado Angiotron. Como unidade de documentação foi utilizado uma câmera com filme de 100mm (videospot h) e a rotação

de cenas e imagens do Angiotron foi realizada com a ajuda de um teclado. Foi possível, com isso, a observação da zona de comando através do monitor do Angiotron.

Para a exploração das artérias no cérebro foi utilizada a possibilidade de projeção oblíqua para radiografar os vasos livremente. O gerador empregado foi de múltiplas pulsações, conforme ilustra a figura 2.12, onde pôde-se gerar múltiplos pulsos durante o período da rede (60 Hz).

Figura 2.12 – Diagrama do gerador de pulsações múltiplas
segundo ELLEGAST et al. (1985)

Este gerador teve como principais características: ser compacto, ter possibilidade de regulação exata da tensão e da corrente no tubo de raios X (o que garantiu ótima reprodutibilidade dos parâmetros radiográficos) apresentar baixo “ripple”, ter proteção contra interferências (pois foram utilizadas fibras ópticas para

enviar os dados entre a parte de potência e a mesa de comando) ter manejo orientado a função, ou seja, poder controlar os parâmetros radiográficos de acordo com a necessidade, e ainda possibilitar a documentação desses parâmetros (tempo de exposição, valores médicos de tensão e corrente de radioscopia).

De acordo com ELLEGAST et al. (1985), este sistema possibilitou ótimas condições de alta segurança funcional, qualidade de imagem e boa reprodutibilidade.

2.3.2.5 Sistema radiológico MULTISKOP

PFLAUM (1989) apresentou o sistema radiológico Multiskop desenvolvido principalmente para o diagnóstico e para as intervenções em todos os campos da angiografia em geral. O sistema Multiskop está mostrado na figura 2.13.

Figura 2.13 – Sistema Multiskop (Siemens) segundo PFLAUM (1989)

Este sistema estava isento de vibrações devido a presença de circuitos microprocessados que comandavam todo o funcionamento do equipamento, possibilitando movimentos rápidos e grande estabilidade. Foi capaz de explorar o corpo humano da cabeça aos pés e de forma longitudinal. Para se obter otimização durante a exploração foi utilizado um intensificador de imagens posicionado debaixo da mesa do paciente. Neste sistema foi utilizado um colimador universal e um sistema de filtração para se obter a otimização da qualidade nas imagens produzidas. A formação de imagens digitais foi realizada com o sistema Polytron 1000 VR, mostrado na figura 2.14.

Figura 2.14 – Sistema Polytron 1000 VR segundo PFLAUM (1989)

O Polytron 1000 VR foi um sistema utilizado em radiografia digital com a finalidade de se obter imagens com uma matriz de 1000 x 1000 pontos, permitindo assim uma boa qualidade. A câmera de vídeo utilizada na obtenção das imagens foi a

Videomed HD, que possuía a característica de modos de varredura adaptados, como, por exemplo, um modo de varredura super lenta e progressivo do alvo (órgão anatômico explorado), conseguindo uma máxima relação sinal ruído de 6000:1. A câmera de vídeo para a obtenção das imagens Videomed HD foi ajustada para resolução 1000 x 1000, o que possibilitou uma ótima qualidade de imagem.

Com este sistema foi possível uma melhora na qualidade das imagens mediante a radioscopia digital, onde foi utilizada a integração das imagens por meio da formação flutuante e ponderada do valor médio. Esta integração apresentou-se sempre como um inconveniente devido aos movimentos representados de forma retardada somados ao efeito da inércia. Para anular este efeito foi utilizado no sistema Polytron um detector de movimento, com o qual se comparou continuamente o conteúdo das imagens uma a uma, conforme ilustrado na figura 2.15.

Quando a produção de movimento na imagem ou a alteração do conteúdo da imagem foi reduzido à região que continha a alteração por um fator de integração pixel a pixel, o resultado foi uma imagem radioscópica homogênea sem efeitos de inércia.

O sistema Multiskop em combinação com o sistema Polytron ofereceu uma solução otimizada para formação de imagens digitais para a angiografia em geral, representando o primeiro passo dentro de um hospital para a formação da “clínica digital”.

Figura 2.15 – Radioscopia digital (princípio) segundo PFLAUM (1989)

2.3.2.6 Sistema de subtração digital através de raios X canalizada (“channeling”)

Gary et al. (1993) descreveram um sistema que possuía como base a angiografia por subtração digital por energia dual. Este sistema utilizou uma fonte de radiação de raios X canalizada onde a radiação foi resultante do movimento transversal de partículas relativísticas (velocidade muito alta, próxima a velocidade da luz) carregadas através de uma rede cristalina (ordem ou arranjo de distribuição dos átomos num corpo sólido). Os dois picos de energia foram produzidos pela mudança da energia do feixe de elétrons, como pode ser visto na figura 2.16(a). A figura 2.16(b) mostra a

configuração do sistema que poderia ser usado para DESA usando radiação canalizada (“channeling”).

Figura 2.16 – (a) Espectro de 21,4 MeV (linha sólida) e 20,5 MeV (linha achurada).

(b) Diagrama do Sistema de radiação canalizante.

Segundo GARY et al. (1993)

Um acelerador de elétrons foi utilizado para produzir elétrons relativísticos que foram transportados e focalizados sobre um cristal de diamante. O cristal foi alinhado para canalização dos elétrons incidentes como um feixe eletrônico de baixa corrente evitando-se, assim, um desgaste desnecessário. Os elétrons foram separados dos raios X utilizando-se um depósito magnético (“dump magnet”), e os fótons dentro de uma faixa de energia desejada foram difratados por um filtro de cristal Bragg (rede de difração atômica (ordem de nm)) em direção ao paciente. Este fenômeno de radiação canalizada (“channeling”) pode ser melhor descrito através da mecânica quântica. O aparelho todo foi isolado para minimizar a radiação presente no laboratório. O

acelerador ocupou uma área de 3m x 1m e o sistema blindado ocupou uma área de aproximadamente 4m x 2m, o que foi considerado compacto em relação a um sistema que utiliza radiação sincrotron.

Através desse sistema foi possível a produção de dois feixes de raios X ligeiramente acima e abaixo da energia K do iodo (33,17 keV). Com isto a técnica da subtração digital por energia dual (DESA) foi empregada para a obtenção das imagens, onde as duas imagens foram subtraídas logaritmicamente, e o tecido mole e o osso foram cancelados nas duas imagens, o que permitiu uma clara visualização das estruturas iodadas através da diluição substancial do iodo através das estruturas.

A qualidade da imagem foi julgada através da resolução da mesma e da relação sinal ruído (SNR). Neste sistema, tanto a resolução quanto a relação sinal ruído foram consideradas determinantes na qualidade da imagem, desde que a relação sinal ruído fosse proporcional à resolução linear na imagem. Nesta análise, a resolução foi sempre considerada em 0,5mm desde que fosse considerada suficiente na investigação angiográfica. O sinal no sistema DESA foi proporcional à diferença na absorção do contraste acima e abaixo da energia K.

Com este sistema conseguiu-se uma relação de sinal ruído de 6,2 para uma resolução de 0,5 mm x 0,5 mm utilizando como parâmetros 6mA, 100ms e um feixe de elétrons pulsado de 20 meV juntamente com um cristal de diamante canalizador da fonte de raios X.

2.3.2.7 Sistema que utiliza energia dual em angiografia coronária

MANNING et al. (1991) descreveram um sistema que também utilizou a descontinuidade da camada K do iodo. Este sistema foi usado em angiografia coronária.

A fonte de raios X de energia dual e o sistema proposto para a angiografia coronária digital está mostrado na figura 2.17. Neste sistema um feixe eletrônico foi gerado por um acelerador eletrostático compacto, e focalizado em direção a um ânodo rotatório.

Figura 2.17 – Diagrama do Sistema de imagem por energia dual
segundo MANNING et al. (1991)

O disco rotatório, que consistiu de um substrato de grafite revestido com uma fina camada de compostos contendo elementos com linhas K em seu espectro de energia, se apresentou perto da borda K de absorção do iodo (33,17 keV), chamado de

alvo. As linhas K foram excitadas pela ionização causada pelo impacto do elétron na camada K do átomo, produzindo picos de radiação altamente monocromáticos. Essas linhas formaram a base para o método de alta sensibilidade do iodo. A relação entre o conteúdo espectral nas linhas K e o contínuo foi melhorada pelo uso de um filtro rotatório colocado entre a fonte e o paciente. Os dois espectros foram projetados como “alta” ou “baixa” energia de acordo com a energia de suas linhas K dominantes relativos à borda do iodo. Um intensificador de imagem e uma câmera de vídeo CCD foram utilizados para a obtenção e digitalização das imagens resultantes. O tempo de aquisição das imagens após a injeção intravenosa de material de contraste (iodo) foi de aproximadamente 10 ms. Os resultados obtidos indicaram que esta técnica apresentou um potencial para produzir imagens de contraste suficientes em angiografia coronária com alta qualidade ($SNR = 5$, e detector de pixel de $0,25\text{mm}$ por $0,25\text{mm}$) junto com a redução da concentração do iodo ($2\text{mg}/\text{cm}^2$) nos procedimentos convencionais da angiografia. A comparação quantitativa desta fonte de radiação com outras fontes de sistema por energia dual que usavam tubos de raios X convencionais, mostrou que um significativo incremento na razão de disponibilização de fótons requeridos foi obtido.

O alto fluxo de elétrons energéticos requerido por esta fonte resultou num sistema pouco mais alto em termos de custo e complexidade. A fonte síncrotron e a fonte de linha característica ofereceram vantagens e desvantagens. A fonte síncrotron normalmente utilizou um modo de linha de varredura que concentrou a totalidade da intensidade instantânea disponível dentro de uma singular linha de varredura. Em vista disso, a detecção da radiação de espalhamento foi significativamente reduzida em relação a grande área do detector, ocasionando perda de informações na imagem resultante. Neste modo de varredura uma única imagem foi produzida, exibindo a

imagem coronária, mas com a presença de distorções e apresentando as artérias coronárias sem as obscurecer de forma significativa. Para fonte de linha K característica, a intensidade foi melhor distribuída sobre uma série dinâmica de imagens, o que apresentou um ruído quântico (ruído devido a emissão de raios X) maior do que se fosse em apenas uma imagem obtida pelo sincrotron. Esta série de imagens mostrou-se útil no objetivo de ajudar a distinguir imagens entre artérias coronárias e artérias pulmonares opacificadas simultaneamente. Além disso, o movimento das artérias resultou em um ângulo de visão variável, útil para avaliação da severidade da lesão. Embora as imagens individuais obtidas por esta série dinâmica tenham sido mais ruidosas, foi possível, percorrendo as imagens com os olhos, a percepção de uma redução considerável do ruído através da observação temporal pelo olho-cérebro.

2.3.2.8 Sistema de subtração de imagem bidimensional por energia

Segundo UMETANI et al. (1991), o sistema de subtração de imagem bidimensional por energia, utilizou radiação sincrotron em conjunto com a técnica de subtração por energia dual através de dois métodos bidimensionais: o método do cristal oscilante (MCO) e o método do filtro de iodo (MFI).

Método do cristal oscilante (MCO):

Na figura 2.18 temos o diagrama esquemático dos métodos MCO e MFI.

Figura 2.18 – Diagrama esquemático dos métodos MCO e MFI
segundo UMETANI et al. (1991)

Com o objetivo de se obter imagem bidimensional em tempo real, este método foi desenvolvido utilizando um sistema com reflexão assimétrica por cristal (monocromado). Neste sistema duas imagens foram produzidas, uma acima e outra abaixo da camada K do iodo. Neste foi utilizado um mecanismo para realização de vibrações senoidais do cristal refletor $\langle 111 \rangle$ monocromador e obtenção do efeito de chaveamento da energia do feixe, onde o ângulo de incidência do feixe monocromático foi constantemente modificado. Para fixação de um ângulo de incidência durante a exposição dos raios X, foi utilizado um outro mecanismo que fez com que o cristal oscilasse trapezoidalmente, oferecendo assim, um rápido ajuste do ângulo de incidência do feixe de raios X. Neste sistema uma mudança no ângulo de incidência acarretou numa mudança na energia do feixe, (5 graus corresponde a 0,8 keV), e o tempo necessário para produção da imagem foi de 50 ms com uma resolução de 0,25

(tamanho do pixel em $0,25 \text{ mm}^2$). Foram necessários vários melhoramentos, principalmente na produção de feixes de raios X com maior diferença entre as duas energias em torno da camada K do iodo, e também no processamento das imagens, pois só a diferença logarítmica não eliminou tecido mole e osso simultaneamente entre as duas imagens.

Método do Filtro de iodo (MFI):

Neste método conseguiu-se obter energia chaveada em maior velocidade que no MCO. A figura 2.18 mostra o sistema mecânico utilizado no MCO e estudos preliminares do MFI. Neste sistema o filtro de iodo foi movido para dentro e para fora do feixe de raios X energético, utilizando um motor de passo. Com isso, a velocidade de chaveamento da energia foi aumentada, pois as partes em movimento eram todas bem leves.

A figura 2.19 mostra graficamente o processamento e as mudanças do espectro de raios X pela técnica de subtração por energia dual utilizando o método do filtro de iodo (MFI), onde NORM é normalização, SUB é subtração e LOG é conversão logarítmica. A imagem da alta energia (e) foi produzida pela subtração da imagem filtrada e normalizada (c) da imagem de energia combinada (misturada) (a). A imagem de baixa energia (f) foi produzida pela subtração da imagem da imagem combinada normalizada (d) da imagem filtrada (c). A subtração logarítmica das imagens normalizadas de alta e de baixa energia resultou na imagem de subtração por energia.

Figura 2.19– Diagrama Gráfico do processamento e espectro de mudanças dos raios X segundo UMETANI et al. (1991)

A figura 2.20 mostra um sistema de subtração por energia dual, onde os principais componentes são o filtro de iodo, o monocromador de cristal oscilador assimétrico e o detector bidimensional. Existe um sistema de aquisição de imagens e um sistema computacional (não mostrado na figura 2.20). Este monocromador foi equipado com cristal de silício <111> cortado assimetricamente e com superfície rigorosamente polida a fim de se aumentar a reflexividade. A largura da banda

produzida por este cristal foi estimada em aproximadamente 600 eV. O sistema de detecção consistiu de um intensificador de imagens de raios X (XRII), um distribuidor óptico (usado para focar a imagem para a câmera) e uma câmera de vídeo. Um obturador óptico de alta velocidade com um dispositivo elétrico óptico (PLZT) foi também utilizado em conjunto com um diodo emissor de luz que foi colocado no eixo óptico como um bias – luz (direcionador) para a câmera de vídeo. O diodo emissor de luz iluminou o alvo do tubo captador para aumentar a velocidade com a qual a câmera de vídeo pôde responder às rápidas mudanças referentes ao brilho na entrada da câmera. A faixa dinâmica do sistema de detecção foi definida pela câmera (câmera de vídeo hitachi Denshi DF, com relação sinal ruído 57 dB) que ficou acima de 700. O sinal da câmera de vídeo foi digitalizado utilizando um conversor analógico digital (A/D) de 9 bits (512 níveis cinza). A limitação da resolução espacial do sistema foi determinado pelo intensificador de imagens de raios X (XRII) e pelo número de linhas varridas pela câmera (256 linhas por quadro), que neste sistema foi de 0,25 mm.

Figura 2.20 – Sistema por Subtração por Energia dual bidimensional com MFI e MCO segundo UMETANI et al. (1991)

O sistema de aquisição de imagens era formado por um controlador seqüencial, um conversor analógico digital (A/D) e uma memória de quadro com capacidade para 2Mbytes. O controlador seqüencial controlou o filtro de iodo, o obturador óptico e a câmera de vídeo. O tempo total de aquisição das imagens (2 imagens) foi de 50ms. Portanto, a taxa máxima de aquisição de imagens foi de 15 imagens/segundo (considerando o tempo gasto para realizar a varredura e posicionar o paciente). O sinal da câmera foi digitalizado pelo conversor A/D (9 bits, 10 MHz) e armazenado temporariamente na memória de quadro. A temporização da digitalização foi sincronizada pela taxa de varredura das linhas da câmera (60 Hz), que foi de 16,7 ms. Após o armazenamento dos dados foi realizado o processamento da imagem em um computador com microprocessador HD-68000 (processador aritmético de imagem), memória de imagem de 4 Mbytes como memória digital local e um disco magnético de 135 Mbytes. Este processamento foi necessário para se fazer correções na imagem, remover variações causadas pelo bias – luz (direcionador de luz) e pela corrente desconhecida (“dark current”) e para compensar a não uniformidade da fonte de raios X no sistema de detecção.

Os resultados obtidos pelo sistema bidimensional utilizando o intensificador de raios X e a câmera de vídeo foi efetivo. No entanto, o sistema precisa ser melhorado quanto a geração dos componentes de raios X energéticos com níveis de energia acima e abaixo da camada K do iodo com banda mais larga, e quanto ao tempo de aquisição das duas imagens, que precisa ser diminuído. Imagens de órgãos vivos foram obtidas pelos dois métodos (MCO e MFI) e comparadas, sendo que algumas destas imagens apresentaram boa qualidade; com exceção do ruído quântico, causado principalmente pelo intensificador de imagens de raios X XR11.

2.3.2.9 Sistema de imagem bidimensional em tempo real utilizando filtro de iodo

Segundo UMETANI et al. (1992), o sistema de imagem utilizou a técnica de subtração por energia utilizando um filtro para iodo (MFI). Neste sistema, mostrado na figura 2.21, um feixe de raios X sincrotron (SR) foi recortado rapidamente utilizando um filtro de iodo, produzindo um feixe não filtrado, que possuía alta energia, e um feixe filtrado que possuía baixa energia em relação ao nível de energia da camada K do iodo (33,17 keV) devido à seletividade causada pelo filtro de iodo que absorve os componentes do feixe de mais altas energia que o nível de energia da camada K do iodo - sendo que a intensidade do componente de alta energia foi mais variável que a intensidade do componente de baixa energia. Um cristal assimétrico refletiu o feixe energético em direção ao objeto em análise, atravessando-o e sensibilizando o intensificador de raios X (XRII), convertendo-o em luz. Esta luz foi refletida por um distribuidor de imagens (espelho oscilador) e captada por uma câmera de vídeo (alta definição), onde foram produzidas duas imagens lado a lado, varridas por fluxo eletrônico e gerando uma imagem de 1024 x 1024 pixels em 9 ms. Em seguida foi digitalizada por um conversor A/D de 12 bits, e separada em duas imagens de 512 x 512 pixels, que foram armazenadas em uma memória (vídeo cassete digital) com capacidade de 10 Gbit/cassete. Através deste procedimento, as imagens de baixa energia (filtrada) e alta energia (não filtrada) foram produzidas e corrigidas, e posteriormente foi feita a subtração logarítmica delas, que resultou em imagens obtidas a uma taxa de 15 imagens/segundo.

Este sistema possuía um limite de resolução espacial de 2,0 – 2,4 mm em fileira de pares/mm (0,25 – 0,21 mm de largura), determinado pela resolução espacial do intensificador de imagens (XRII) e pelo número de linhas varridas pela câmera de vídeo (1050 linhas, com 66,7 ms de intervalo de varredura vertical), onde a faixa dinâmica de detecção foi definida primeiramente pela relação sinal/ruído (SNR) da câmera de vídeo, 57 dB. Com isto, a faixa dinâmica do sistema foi de 700.

Este sistema necessita de melhorias principalmente na qualidade da imagem, em conjunto com o sistema de imagem estereoscópica.

Figura 2.21 – Diagrama Esquemático do Sistema de Imagem bidimensional em tempo real segundo UMETANI et al. (1992)

2.3.2.10 Sistema NIKOS III

(NIKOS = Nich-invasive Koronarangiographie mit Sinchronton-Strahlung)

DIX et al. (1994) descreveram o sistema NIKOS III como um sistema de subtração digital com angiografia pelo modo de subtração por energia dual (dicromografia). Este sistema permitiu a investigação do paciente através de uma varredura de linha. Para a dicromografia as duas imagens para subtração foram produzidas simultaneamente com feixes de raios X de níveis energéticos acima e abaixo da camada K do iodo (33,17 keV), gerando imagens com contraste de iodo diferentes, realçando as estruturas vasculares. No entanto, quanto ao osso e ao tecido mole, estas diferenças quase não existiram na imagem resultante. O sistema NIKOS surgiu em 1981, vem sendo aperfeiçoado, porém só a partir de 1990 começaram a ser feitos estudos com seres humanos. As primeiras imagens obtidas não apresentaram boa qualidade para serem utilizadas em rotinas médicas, mas a partir de 1993, com a instalação do sistema NIKOS III, houve um aumento considerável na qualidade das imagens produzidas por este novo sistema. NIKOS III foi um sistema de varredura por linhas onde o sinal de fundo devido à radiação espalhada (difundida) foi significativamente reduzido na produção das imagens. Seu diagrama esquemático está mostrado na figura 2.22.

Figura 2.22 – Sistema NIKOS III segundo DIX (1994)

O sistema NIKOS III consistia de seis componentes:

- 1) Dispositivo “wiggler” HARWI de 20 pólos, um feixe de linha W2 de anel de armazenagem DORIS com um comprimento de 2,4 m por 0,12m de largura, uma câmara de vácuo e um vão magnético de 30mm de altura, gerando um campo magnético de, no máximo, 1,26 T.
- 2) Dispositivo monocromador (cristal Si <111>), onde um feixe de raios X sincrotron (branco) foi difratado, produzindo dois feixes monocromáticos com 0,6mm de espessura, 11 mm de altura e 112 mm de largura. Os cristais utilizados neste monocromador foram assimetricamente cortados (ângulo de assimetria de 35,26 graus) e instalados dentro de um tubo resfriado através da passagem de água pelo tubo. A largura da banda passante do feixe monocromático foi de 180 eV, e a separação dos níveis de energia foi de 300 eV em torno da camada K do iodo (33,17 keV).

- 3) Dispositivo de segurança redundante contendo três interruptores obturadores independentes um do outro, o que permitiu o corte do feixe em menos de 10 ms, caso acontecesse algum problema no sistema (por exemplo: falha do sistema).
- 4) Dispositivo de varredura que moveu cargas de até 300 kg a uma distância de 20 cm com velocidade constante de até 50 cm/s com precisão de 1%. Este dispositivo foi suportado por um sistema hidráulico e equipado por uma cadeira onde o paciente foi acomodado durante a exposição. Esta cadeira permitiu uma rotação do paciente de mais ou menos 180 graus sobre o eixo vertical e mais ou menos 20 graus sobre o eixo lateral, com fixação os ângulos de projeção apropriados durante a exposição. Durante a varredura, o tamanho do pixel vertical foi definido através da escala óptica ligada a leitura do detector em 0,4 mm.
- 5) Dispositivo detector de baixo ruído de duas linhas constituído de uma câmara de ionização rápida que registrou simultaneamente as duas linhas de energia com níveis acima e abaixo da camada K do iodo. A corrente de ionização gerada pela incidência dos feixes energéticos em cada linha foi o sinal elétrico básico para formação das imagens. Este sinal foi digitalizado por um conversor A/D de 16 bits (DVX 2503) em cada linha varrida, onde o tempo de leitura de cada linha foi de 2 ms. Estes dados foram transmitidos para o computador através de fibra óptica.
- 6) Sistema computacional que consistia de uma estação VAX 3500, responsável pela aquisição dos dados, processamento das imagens e apresentação das imagens, e uma outra máquina, PDP 11/73, que realizou o controle do sistema. As duas máquinas foram ligadas via linha serial e conectadas ao computador central DESY (IBM ES 9000/720 VF). Os dados foram armazenados em um banco de dados (DB2).

Neste sistema os resultados obtidos determinaram que somente uma imagem não seria suficiente para distinção, na imagem resultante, entre as artérias coronárias e as veias pulmonares. A identificação destas estruturas seria muito mais fácil se uma sucessão de imagens fosse obtida durante a passagem do material de contraste através das estruturas anatômicas (veias e artérias). No entanto, não foi possível obter uma sucessão de imagens muito longa devido a dose de material de contraste administrada ao paciente ter seu tempo de fluxo através das estruturas determinado. Conseguiu-se então, registrar duas imagens por injeção de contraste escolhendo-se o melhor momento (intervalo de tempo) para a aquisição destes (6,8s a 24,6s). Esses intervalos variaram dependendo da taxa de pulsação do paciente, que em alguns casos se modificou durante o procedimento de investigação e obtenção das imagens. Este tipo de variação prejudicou a qualidade das imagens, pois o intervalo deveria ser bem pequeno (próximo de 1 s) para obtenção de imagens de boa qualidade. Com a finalidade de otimizar o intervalo entre as aquisições, foi realizado, antes da investigação, um procedimento para determinação da taxa de pulsação do paciente. Com isto, conseguiu-se determinar os intervalos considerados ótimos para obtenção das imagens em 70% dos casos estudados e o intervalo de tempo entre as imagens ficou entre 1.7s a 2.2s, dependendo da velocidade de varredura da linha do feixe (9,2 cm/s a 22 cm/s). As imagens obtidas demonstraram visibilidade entre as partes superpostas. No entanto, a qualidade destas imagens ainda deve ser melhorada, principalmente através de processamentos computacionais que contenham algoritmos mais sofisticados, sem a necessidade de se aumentar a dose de administração de contraste no paciente.

2.3.2.11 Sistema NSLS X17B2

(NSLS = National Sincrotron Light Source)

Segundo GMÜR et al. (1995), em meados de 1990, foram realizadas várias investigações coronárias utilizando o sistema NSLS como parte de um sistema de subtração digital angiográfica por energia dual. Estas investigações produziram várias imagens de qualidade considerável, o que acarretou em futuras melhorias no sistema NSLS, mostrado na figura 2.23.

A: câmara de íons B: janela de segurança de ação rápida
C: janela de fótons D: monitor de fluxo duplo com fenda
E: filtro de fluxo monocromático F: filtro de plástico em formato de cunha com degraus
G: monitor de fluxo singular H: parede de chumbo de parada bremsstrahlung
I: parede de separação do monocromador da sala de investigação de angiografia

Figura 2.23 – Sistema NSLS X17B2 segundo GMÜR (1995)

O sistema NSLS é composto por 7 componentes principais:

1) Monocromador. Este dispositivo originalmente era constituído por um cristal Bragg assimétrico de Si <111>, mas a qualidade das imagens obtidas não era boa devido à instabilidade do feixe produzido por causa da instabilidade térmica do cristal, e devido também a uma perda de intensidade em torno de até 25%. Considerando-se estes

fatores o cristal do monocromador foi substituído por outro cristal, o cristal de Laue Si assimétrico <111>, que atenuou os problemas citados acima, resultando num aumento da intensidade dos dois feixes monocromatizados com energia diferentes em torno de 33,169 keV (extremidade da camada K do iodo). Além disso, as propriedades deste cristal resultaram em uma melhor dissipação da temperatura, oferecendo assim, uma melhoria na instabilidade térmica que ocasionou numa redução na distorção do feixe.

2) Filtros (“Phantoms”). Estes filtros eram geralmente constituídos por quatro tanques de plástico de espessuras diferentes cheios de água, que quando combinados entre si, produziram até 14 tipos diferentes de espessuras com o objetivo de serem utilizados para simular os pacientes humanos e calibrar o ganho dos detectores usados na obtenção das imagens. Entretanto, foram utilizados neste sistema sete filtros de alumínio, os quais podiam produzir até 128 tipos diferentes de espessuras em uma certa ordem, o que reduziu ou aumentou a intensidade a um fator de 50 ($\pm 1,5\%$), contribuindo para a redução da dose de radiação recebida pelo paciente durante a investigação. Estes novos filtros foram montados dentro do monocromador e comandados por sinais computacionais.

3) Três câmaras de íons foram utilizadas durante a investigação neste sistema, sendo que todos estes dispositivos utilizaram o gás argônio à pressão atmosférica. Um destes dispositivos foi denominado de monitor singular de fluxo (SBM), posicionado no sistema como sendo o último componente a ser ultrapassado pelos feixes de raios X monocromáticos antes de atingir o paciente. Este dispositivo detectou ambos os feixes, e realizou a medida da dose de raios X recebida pelo paciente. Outro dispositivo foi o monitor de feixe – dual (DBM), que consistiu de duas câmaras de íons e permitiu monitorar os feixes monocromatizados acima e abaixo da camada K do iodo. Os dados

obtidos por estes dispositivos foram utilizados para compensação das variações durante a aquisição das imagens.

4) Sistema de segurança. Este sistema foi constituído por dois sistemas que comandam a operação do feixe de linha “beamline” do sistema angiográfico. Foram estes: sistema olhar interno (“interlock”) NSLS e o sistema de proteção pessoal de olhar interno (“interlock”) (APPI). O sistema NSLS foi um padrão de segurança utilizado por todos os feixes de linha (“beamline”) NSLS durante o modo de ajuste que antecedeu a investigação (“setup”) e o sistema APPI foi utilizado durante a investigação do paciente. Estes sistemas agiram durante as operações monitorando os movimentos e a direção da cadeira do paciente, o tempo de exposição aos raios X, abertura e fechamento da janela (“shutter”) e a segurança interna da complacência do sistema (“interlock”).

5) Cadeira do paciente. Este dispositivo permitiu o posicionamento do paciente de forma conveniente durante a investigação, onde foi realizado a varredura pelos feixes monocromáticos de raios X no paciente através de movimentos nas direções x, y e z controlados por sinais computacionais. Os movimentos verticais chegaram a uma velocidade de até 50cm/s, produzindo um número maior de aquisições de imagens por unidade de tempo.

6) Detector. Este dispositivo foi constituído por 1200 elementos de Si(Li) formando um detector duplo (“dual”) de 600 elementos lineares com uma resolução horizontal de 0,25mm e conseguiu comprovar em testes realizados a possibilidade de se obter imagens de qualidade superior às comparadas as imagens obtidas utilizando detector de 600 elementos (detector dual de 300 elementos cada). O tempo de varredura de cada

linha da imagem possuía uma taxa de 60 Hz, o que representou uma taxa de varredura de 12 cm/s, uma resolução vertical de 0,5mm, e tempo de integração de 4,17ms.

7) Estação de trabalho. Constituía de um sistema IBM RISC 6000 modelo 375 com 1 GB de unidade de disco SCSI, 64 MB de memória interna e um sistema operacional AIX. Este dispositivo foi selecionado tendo como base seu tempo de processamento extremamente rápido em manipulação de dados de imagens. Este sistema foi aperfeiçoado do sistema anterior X17B1, onde foram aprimorados e melhorados os dispositivos de instrumentação, e o nível do software de processamento, o que contribuiu para o avanço dos sistema de subtração de imagem digital com angiografia por energia dual. As imagens coronárias obtidas apresentaram uma melhora da qualidade em relação aos sistemas anteriores, obtendo-se uma relativa relevância clínica.

2.4 Conclusão

Com este estudo concluiu-se que os sistemas descritos demonstram a grande preocupação de vários pesquisadores em conseguir melhores performances dos sistemas de obtenção de imagens angiográficas. As pesquisas entretanto estão concentradas no método de subtração digital de imagem por energia dual através do desenvolvimento de novos tipos de hardware e do processamento digital. Os autores esperam que futuramente esta técnica de subtração possa ser utilizada largamente na área de imagens médicas. Entretanto este método está sendo estudado há mais de quinze anos e até agora não chegou a resultados inteiramente satisfatórios.

Por enquanto a DSA por energia dual foi implementada, testada experimentalmente e várias modificações foram propostas ao longo do tempo a partir do avanço da tecnologia de produção de fontes de radiação de raios X mais potentes e compactas e sistemas de filtragem de raios X mais eficientes.

Como a produção de energia dual continua excessivamente complexa e não há investigações para melhorar os sistemas convencionais, esta pesquisa terá como objetivo apresentar um sistema DSA que realiza o processamento computacional utilizando vários métodos de subtração digital.

CAPÍTULO 3

ASPECTOS TEÓRICOS ASSOCIADOS AO TEMA

3.1 Fontes de ruído em sistemas angiográficos

A medida básica da qualidade de uma imagem é a relação sinal ruído da imagem final obtida (resultante) segundo KRUGER et al. (1981). Neste trabalho consideraram que o ruído total da imagem é gerado por três fontes independentes, o ruído quântico da fonte de emissão de raios X, o ruído elétrico dos sistemas, tais como câmera de televisão CCD e pré-amplificadores de vídeo e o ruído digital devido a digitalização do sinal analógico de vídeo.

O ruído quântico δ_Q é o ruído resultante da variação no número de fótons de raios X absorvido pela imagem radiográfica (detector). A única maneira de reduzir o ruído quântico é pelo aumento do número de fótons absorvidos pelo detector. Para isso é necessário aumentar a dose de radiação recebida pelo paciente.

O ruído elétrico δ_E é o ruído que possui um grau limitado em todo sistema durante todo o processo analógico devido a propriedade de ser intrínseco ao sistema elétrico.

O ruído digital δ_D é o ruído resultante do nível de quantização do sinal analógico em níveis de cinza, gerando um número finito destes na imagem radiográfica digitalizada.

A figura 3.1 ilustra um sistema básico de formação de imagens com fluoroscopia computadorizada.

Figura 3.1 – Sistema Fluoroscópico computadorizado segundo
KRUGER et al. (1981)

Em geral uma destas três fontes de ruído será dominante na imagem fluoroscópica computadorizada e limitará a qualidade da imagem final. Para conseguir um ótimo desempenho destes sistemas é necessário adotar três critérios básicos:

- 1) O ruído do sistema deve ser minimizado sem a necessidade de sacrificar a resolução da imagem.
- 2) A intensidade do fluxo de raios X sobre a tela do intensificador de imagem deve ser determinada de maneira que o ruído quântico gerado seja comparável ao ruído elétrico sem exceder o máximo determinado.
- 3) O nível de quantização ou digitalização deve ser escolhido de maneira que a faixa dinâmica do sinal de vídeo seja apropriada procurando reduzir o ruído elétrico ao mínimo.

Estes três critérios devem ser adotados para assegurar o máximo desempenho do sistema.

A expressão que define o ruído do sinal de vídeo (eletrônico + estatístico dos raios X) é dada a seguir pela variância δ^2 na equação (1) e (2):

A variância em S é dada por :

$$\delta^2 = [a^2 / (\alpha * N + m)^2] \{ \alpha^2 * N + \delta_E^2 \} \quad (1)$$

$$\delta^2 = a^2 ((1/N) + (\delta_E^2 / \alpha^2 * N^2)) \quad (2)$$

Onde:

N = intensidade dos raios X detectada sobre as porções escuras da imagem do vídeo = $N_0 e^{(-\mu x)}$ onde x é a espessura do objeto

δ_E = ruído elétrico no sinal de vídeo em rms

α = ganho da qual os mapas N_0 para V_{max}

V_{max} = tensão máxima do sinal de vídeo

SNR = relação sinal ruído do vídeo = V_{max} / δ_E

N_0 = intensidade dos raios X detectada em exposição correspondente a parte do brilho da imagem no vídeo

O sinal de leitura da saída da câmera é dado pela equação (3):

$$V = \alpha * N + m \quad (3)$$

Onde:

m é o termo que representa o ruído do vídeo

Admitindo que o sinal de vídeo atravessa um amplificador logarítmico, temos o sinal expresso na equação (4):

$$S = a [\log (N + m) + b] \quad (4)$$

Onde:

a e b são constantes características do amplificador logarítmico

Usando a definição de relação sinal ruído SNR e a relação de N com N_0 na equação (2), temos a equação (5):

$$\delta^2 = a^2 ((e^{\mu x}) / N_0) + (e^{2\mu x} / (SNR)^2)) \quad (5)$$

Nesta derivação foi assumido que a magnitude do ruído do vídeo permanece constante com o nível do sinal.

Na equação (5) temos duas componentes do ruído, a primeira é relativa ao ruído quântico (ruído estatístico devido a emissão da fonte de raios X), e a segunda é relativa ao ruído elétrico (ou ruído eletrônico). Observa-se que o ruído quântico diminui com o aumento da intensidade dos raios X , N_0 e o segundo termo diminui com o aumento da relação sinal ruído SNR do vídeo. Ambos os termos são expressos em função da espessura x do objeto que está exposto a investigação radiográfica.. Na imagem radiográfica a região mais escura é devida a uma menor espessura x do objeto em relação a região mais clara onde a espessura é maior.

Na figura 3.2 é mostrado um gráfico da contribuição dos ruídos quântico e eletrônico em função da espessura x do tecido. Foi utilizando um intensificador de

imagens com 23 cm de diâmetro, a energia do raios X efetiva foi de 45 keV e coeficiente de atenuação da massa (μ) do tecido foi de $0,244 \text{ cm}^2/\text{gm}$.

Figura 3.2 – Gráfico da contribuição do ruído quântico e eletrônico em função da espessura do tecido (x) segundo KRUGER et al. (1981)

Observamos no gráfico da figura 3.2 que é necessário um bom índice de relação sinal ruído (SNR) para se obter um sistema de vídeo eficiente. Melhorando este índice, conseguiremos reduzir o ruído na imagem e aumentaremos a faixa dinâmica do sistema.

Observamos também, a partir deste gráfico, que depois de um certo limite relativo a exposição, qualquer aumento desta não acarretará significativamente uma

melhoria no ruído da imagem, isto é a exposição a mais recebida após este limite pode ser considerada perdida.

Concluimos que o ruído de uma imagem acaba limitando a qualidade do sistema de imagem e a predominância deste ruído pode ser devido a fonte de radiação ou ao sistema de digitalização.

CAPÍTULO 4

MÉTODOS E PROCESSOS

4.1 Métodos e processos de subtração digital

4.1.1 Subtração binária

A tabela dada por BIGNELL & DONAVAN (1995) mostra os resultados obtidos da subtração de dois bits, A e B. As saídas são classificadas como diferença e empréstimo (“borrow”). Este empréstimo indica se um $2_{(decimal)}$ ou $10_{(binário)}$ tem que ser pedido emprestado de uma coluna a esquerda para completar a subtração, isto é, para subtrair $1_{binário}$ de $0_{binário}$, nós devemos pedir emprestado da próxima coluna a esquerda.

Tabela 1 - Tabela de Subtração Binária

segundo BIGNELL & DONAVAN (1995)

Tabela de Subtração Binária			
Entradas		Saídas	
A	B	Diferença	Empréstimo
0	0	0	0
0	1	1	1
1	0	1	0
1	1	0	0

Os circuitos dos computadores não processam números decimais, eles processam números inteiros. A maioria dos computadores utilizam um método de complemento que converte o problema da subtração em adição.

O conceito de estouro de capacidade (“overflow”) ocorre quando a soma dos dígitos da coluna mais significativa (coluna mais à esquerda) produz um vai-um.

4.1.1.1 Subtração Binária utilizando o complemento de um

Para obter o complemento de um de um número binário, basta complementar cada bit. O complemento de um de 1 é 0 e vice-versa. O complemento de um de $(1001010)_{\text{binário}}$ é $(0110101)_{\text{binário}}$.

O formato para subtração é :

minuendo

- subtraendo

diferença

Para subtrair usando o complemento de um, devemos seguir as seguintes regras:

1. Obtenha o complemento de um do subtraendo (número inferior)
2. Some o complemento de um ao minuendo (número superior)
3. Se houver um estouro de capacidade (“overflow”) indicará que a resposta é positiva. Some o estouro de capacidade ao bit menos significativo. Esta operação é chamada de vai-um final ao redor (“EAC – end – around carry”)
4. Se não há estouro de capacidade então a resposta é negativa. Tire o complemento de 1 do resultado original para obter a magnitude verdadeira da resposta.

Pôr exemplo: A subtração entre $(11001)_{\text{bin}} - (10001)_{\text{bin}}$

$$\begin{array}{r} (11001)_{\text{bin}} \quad \text{-----} \quad (11001)_{\text{bin}} \\ -(10001)_{\text{bin}} \quad \quad \quad +(01110)_{\text{bin}} \\ \hline \end{array}$$

Estouro de capacidade : $1 (00111)_{\text{bin}} \quad \text{-----} \quad (00111)_{\text{bin}}$

$$\begin{array}{r} 1 \quad \text{-----} \quad \text{EAC} \\ \hline (1000)_{\text{bin}} \end{array}$$

A resposta é $+(1000)_{\text{bin}}$, expresso na base decimal temos $25 - 17 = 8$

Segundo MALVINO & DONALD (1987) em algumas aplicações, todos os dados são ou positivos ou negativos. Quando isto acontece, podemos esquecer os sinais + e - e se concentrar na magnitude (valor absoluto) dos números. Por exemplo, o menor de todos os números de oito bits é $(0000 \ 0000)_{\text{bin}}$ e o maior é $(1111 \ 1111)_{\text{bin}}$, isto é equivalente a um decimal de 0 a 255.

4.1.1.2 Subtração binária utilizando complemento de dois

Para obter o complemento de dois de um número binário, basta somarmos um ao complemento de um do número, isto é: $\text{complemento de dois} = \text{complemento de um} + \text{um}$.

Por exemplo o complemento de dois de $1011_{(\text{binário})}$ foi calculado da seguinte maneira:

$$1011_{(\text{binário})} \implies 0100_{(\text{binário})} \quad (\text{complemento de um})$$

$$0100_{(\text{binário})} + 1 = 0101_{(\text{binário})} \quad (\text{complemento de dois})$$

Ao realizarmos a subtração de dois números por complemento de dois devemos seguir as seguintes regras:

- 1) Obtenha o complemento de dois do subtraendo
- 2) Soma-se o valor obtido com o minuendo

Por exemplo: $+83_{\text{(decimal)}} \Rightarrow 0101\ 0011_{\text{(binário)}} \quad (\text{minuendo})$

$+16_{\text{(decimal)}} \Rightarrow 0001\ 0000_{\text{(binário)}} \quad (\text{subtraendo})$

O complemento de dois do subtraendo :

$$1110\ 1111_{\text{(binário)}} + 1 = 1111\ 0000_{\text{(binário)}}$$

A soma, como se segue:

$0101\ 0011_{\text{(binário)}}$

$+ 1111\ 0000_{\text{(binário)}}$

$1\ 0100\ 0011_{\text{(binário)}} \Rightarrow 67_{\text{(decimal)}} \quad (\text{diferença})$

Alguns números são chamados de binários sem sinal algébrico porque a totalidade dos bits em um número binário é usada para representar a magnitude do número decimal correspondente. Pode se somar e subtrair números binários sem sinal algébrico, contanto que certas condições sejam satisfeitas.

O valor do pixel da imagem em estudo será representado por um valor decimal entre 0 e 255 correspondente ao nível de cinza apresentado, isto é, a base binária será de oito bits.

Segundo BIGNELL & DONAVAN (1995) existem duas vantagens na subtração por um sistema de complemento:

1. O procedimento é o mesmo se o subtraendo é maior ou menor que o minuendo.
Esta é uma economia extra de tempo ou de circuito para uma máquina digital decidir se um número é maior ou menor que outro.
2. O problema da subtração é convertido em um problema de adição. O mesmo circuito pode ser usado para ambos os processos.

4.1.2 Subtração por comparação

No método de subtração por comparação é feito uma comparação entre dois números. Se os dois números forem iguais atribui-se ao resultado um valor predeterminado igual a zero, se forem diferentes atribui-se ao resultado um outro valor predeterminado que poderá ser igual a um deles ou um outro valor qualquer determinado.

Por exemplo : Na subtração por comparação entre dois números que representam dois valores de pixels representados por oito bits ou seja entre os valores decimais compreendidos de 0 a 255, temos:

Pixel i 0100 0111_(binário) => 71_(decimal)

Pixel j 0011 0101_(binário) => 53_(decimal)

0100 0111 _(binário) => 71_(decimal)

ou um outro valor predeterminado.

4.2 Descrição do algoritmo de Subtração Digital

Foi desenvolvido um algoritmo que realiza a simulação de três métodos de subtração digital: método por comparação 1, o método por comparação 2 e o método por complemento de um. O primeiro e segundo métodos realizam o processo de subtração por comparação. Nestes dois métodos é feita uma comparação entre um pixel digitalizado em nível de cinza da imagem máscara (sem contraste) e outro pixel da imagem com contraste. Se os dois pixels são iguais, é atribuído ao pixel da imagem resultante o nível zero (preto, ou um valor predeterminado equivalente ao nível de fundo). Se os dois pixels forem diferentes, o pixel resultante é um valor predeterminado igual a 255 (branco) quando utilizamos o método por comparação 1 ou igual ao valor do pixel da imagem contraste quando utilizamos o método por comparação 2. Esta escolha é estabelecida durante a execução do programa.

Fazendo uma varredura pixel a pixel da imagem e aplicando estes métodos, obtivemos uma terceira imagem a imagem resultante.

O terceiro método realiza a subtração por complemento de um entre um pixel da imagem máscara (sem contraste) com outro pixel da imagem com contraste. Deste modo cada pixel é expresso em uma palavra digital de oito bits representando um nível de cinza. O resultado final corresponde ao valor digital obtido.

A imagem máscara e a imagem contraste podem sofrer um pré processamento antes do processamento de subtração, onde o valor dos pixels de toda a imagem é submetido a um “filtro” supressor de ruídos, ou seja alguns bits menos significativos são desprezados. O número de bits desprezados é pré-determinado e, a seguir, é realizada a operação lógica “e” (“and”) entre o pixel da imagem e um valor

pré-determinado em função do número de bits que deverá ser desprezado, conforme a tabela 2. Com isto obtêm-se um valor de pixel, sem nível de ruído. Em toda a imagem é feita a varredura pixel a pixel e posteriormente é realizado o processo de subtração por complemento gerando a imagem resultante.

Tabela 2 - Tabela de valores predefinidos de acordo com o número de bits que se deseja suprimir

Tabela de Supressão de bits	
Bits	Valor pré-determinado para a operação AND com o pixel
0	255
1	254
2	252
3	248
4	240
5	224

Após decidir qual dos métodos de subtração deve ser utilizado realizamos a minimização de ruído utilizando a técnica de supressão de bits, definindo quantos bits de cada pixel pretendemos suprimir.

A supressão dos bits é realizada com a operação booleana “and” entre os oito bits de todos os pixels da imagem máscara e da imagem contraste com o valor binário $(111111XX)_{bin}$ onde o bit X é zero. A quantidade de bits valendo X depende do número de bits que se deseja suprimir, por exemplo: para um número de bits X igual a 1, temos $(11111110)_{bin}$ ou $(254)_{decimal}$.

A imagem resultante é salva no disco rígido do computador após o término do processamento computacional.

4.3 Descrição do processamento por “Threshold”

É possível realizar um pré-processamento limiar ou binarização (“threshold”) da imagem resultante após a subtração. Estabelecendo um valor limiar compreendido entre 0 e 255 determina-se um pixel resultante da imagem é maior ou menor em valor absoluto que este valor limiar. Caso seja maior, é imposto ao pixel imagem um valor estabelecido em 255 (nível branco, nível máximo de intensidade) e caso seja menor, um valor estabelecido em 0 (nível preto, nível mínimo de intensidade).

Neste método uma das dificuldades é definir o melhor valor de limiar T utilizando o histograma da imagem, ou seja, o ponto de separação dos pixels. Histograma é um gráfico que representa o número de ocorrências dos níveis de pixel em uma imagem.

Para realizar o processamento por “threshold” cada nível j na imagem original é substituído um novo valor de nível K utilizando os parâmetros dados em (6):

$$K = 255 \quad \text{se } j > T \quad \text{ou} \quad K = 0 \quad \text{se } j \leq T \quad (6)$$

Após o processamento do “threshold”, será impossível restabelecer a imagem original antes do processamento.

A figura 4.1 mostra a aplicação do processamento utilizando “threshold”, em 4.1a é apresentada a imagem antes do processamento com seu histograma e em 4.1b a imagem após o processamento com seu histograma.

Figura 4.1 Exemplo de processamento por “threshold”

Na figura 4.1b o valor limiar T foi escolhido arbitrariamente sendo $T = 12$. Podemos notar que a imagem resultante é uma imagem binária, ou seja, possui apenas dois níveis de cinza, o preto (0) e o branco (255) para distinguir as regiões.

Tradicionalmente este processamento é utilizado como um simples caminho para acompanhar a variação dos níveis de cinza em uma imagem original, selecionando-se os pixels abaixo de um determinado valor de limiar e rejeitando-se todos os outros acima deste limiar.

4.4 Descrição do processamento de equalização

Também é possível realizar um pré-processamento conhecido por equalização na imagem resultante após a subtração ou sobre as imagens contraste.

O processamento por equalização é um método muito popular e conhecido também por histograma de equalização. Neste processamento ocorre um aumento do contraste geral na imagem, espalhando a distribuição de níveis de cinza, isto é, ele melhora a visualização de detalhes locais de forma dramática mas acaba normalmente alterando a relação entre brilho e contraste.

Segundo RUSS (1992) em uma imagem quantizada em 256 níveis de cinza é possível realizarmos o processamento de equalização. Onde para cada nível j na imagem original um novo valor de nível K é calculado através da equação (7):

$$K = (\sum N_i / Q) * G \quad \text{para } i = 0 \text{ até } j \quad (7)$$

Onde:

N_i = número de pixels de nível $i \leq$ nível j da imagem

Q = número total de pixels da imagem

G = nível máximo do pixel na imagem (valor de pico do pixel na imagem)

A figura 4.2 mostra a aplicação do processamento utilizando a equalização , em 4.2a é apresentada a imagem antes do processamento com seu histograma, e em 4.2b a imagem após o processamento com seu histograma equalizado.

Figura 4.2 – Exemplo de processamento por equalização

4.5 Descrição do programa

O programa final, denominado *sub* foi desenvolvido em linguagem PASCAL, utilizando o compilador Borland Delphi. Este programa tem como dados de entrada a imagem máscara e as imagens contraste.

Ele realiza a subtração destas imagens selecionadas conforme descrito no item anterior. A saída deste programa é a imagem resultante da subtração digital que é apresentada na tela do monitor do microcomputador. Finalmente a imagem é salva no disco rígido automaticamente após o processamento.

A figura 4.3 apresenta o diagrama de blocos do programa *sub*.

Figura 4.3 - Diagrama de blocos do programa *sub*.

4.6 Imagens Fontes

As imagens fontes utilizadas neste trabalho foram obtidas a partir da digitalização de angiogramas cedidas pelo Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto.

Estas imagens foram geradas por um aparelho de subtração digital com angiografia fabricado pela CGR modelo DG300. Este aparelho possui ponto focal grosso de 0,6mm e foco fino de 0,3mm, sistema de fluoroscopia baseado em câmera VIDICON para realização de monitoração de procedimentos de cateterismo e algumas ferramentas de processamento de imagens (modo de subtração em tempo real, modo máscara, integração de imagens, zoom, seleção de regiões de interesse na imagem, contraste, brilho, pseudo-cor e possibilidade de cine - angiografia - animação de imagens).

Estas imagens foram digitalizadas utilizando um scanner fabricado pela UMAX, modelo 1260, com resolução espacial de 600 dpi a um nível de quantização de 8 bits, isto é 256 níveis de cinza.

As imagens digitalizadas apresentaram como parâmetros geométricos 1776 pixels de largura e 2550 pixels de comprimento na tela do monitor do microcomputador, ocupando na memória do disco rígido o espaço de 4423 Kbytes no formato pcx.

CAPÍTULO 5

RESULTADOS

5.1 Angiograma

Os programas foram aplicados a uma angiografia digital do crânio obtida com o aparelho CGR como descrito no item 4.4 representada na figura 5.1.

(a)

(b)

Figura 5.1 – Imagens Fontes digitalizadas reduzidas de um fator 1:6

(a) Imagem sem contraste, Imagem máscara

Imagens máscaras selecionadas (a,b,c,d)

(b) Imagem com contraste, Imagem contraste

Imagens contraste selecionadas (a,b,c,d)

A imagem 5.1a é a imagem máscara e a imagem 5.1b é a imagem contraste após alguns minutos da administração da injeção de contraste. Desta angiografia foram selecionadas quatro regiões (a,b,c,d) para processamento utilizando os métodos de subtração por comparação 1 , comparação 2 e complemento de um.

No método de subtração por comparação 1, o nível do pixel resultante será igual a 255 (branco) quando os dois pixels das duas imagens (máscara e contraste) forem diferentes na mesma coordenada espacial.

No método por comparação 2 , o nível do pixel resultante será igual ao nível do pixel da imagem contraste quando os dois pixels das duas imagens (máscara e contraste) forem diferentes na mesma coordenada espacial.

Nos dois métodos anteriores, o nível do pixel resultante será igual a zero (preto) quando os pixels das duas imagens (máscara e contraste) forem iguais na mesma coordenada espacial.

No método por complemento de um, o nível do pixel resultante será a diferença absoluta entre os dois pixels das duas imagens (máscara e contraste).

Para analisar a importância do ruído, em cada série de imagens resultantes da subtração, o processamento desprezou os bits menos significativos das imagens fontes (máscara e contraste) na etapa que antecede o processamento da subtração entre as duas imagens.

5.2 Resultados obtidos processando a região a

As figuras 5.2 e 5.3 representam a imagem máscara e a imagem contraste da parte a do angiograma (figura 5.1).

Figura 5.2 – Imagem máscara (a)

Figura 5.3 – Imagem contraste (a)

5.2.1 Resultados obtidos por comparação 1

A figura 5.4 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 1 das imagens das figuras 5.2 e 5.3. A imagem 5.4a é a imagem contraste, as imagens 5.4b até 5.4h são as imagens resultantes por comparação 1, onde na imagem 5.4b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), na imagem 5.4c foi desprezado o bit menos significativo, na imagem 5.4d foram desprezados os dois últimos bits significativos, na imagem 5.4e foram desprezados os três últimos bits significativos, na imagem 5.4f foram desprezados os quatro últimos bits significativos, na imagem 5.4g foram desprezados os cinco últimos bits menos significativos e na imagem 5.4h foram desprezados os seis últimos bits significativos.

Figura 5.4 – Imagens resultantes por comparação 1

5.2.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para região a

A imagem 5.4b realçou as estruturas pequenas que existem do lado direito superior e que não eram visíveis na imagem 5.4a (imagem contraste), mas acrescentou ruído.

As imagens 5.4c, 5.4d, e 5.4e com supressão de 1, 2 e 3 bits respectivamente não apresentaram diferenças significativas em relação a imagem 5.4a.

O ruído foi visivelmente diminuído nas imagens 5.4f e 5.4g, que tem supressão de 4 e 5 bits respectivamente. Estas imagens apresentam estruturas vasculares mais visíveis e mais “limpas”.

A imagem 5.4h, com supressão de 6 bits, traz uma estrutura simplificada com menos detalhes que a imagem máscara original, entretanto ela ressalta que a passagem do iodo foi diminuída na seção esquerda inferior da imagem.

5.2.3 Resultados obtidos por comparação 2

A figura 5.5 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 2. A imagem 5.5a é a imagem contraste, as imagens 5.5b até 5.5h são as imagens resultantes por comparação 2, onde na imagem 5.5b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.5c até a imagem 5.5h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.5 – Imagens resultantes por comparação 2

5.2.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para região a

As imagens resultantes por comparação 2 são: a imagem 5.5b, onde nenhum bit menos significativo foi desprezado, e as imagens 5.5c até 5.5f, com supressão de 1 até 4 bits menos significativos, não apresentaram melhoria significativa em relação a imagem 5.5.a (imagem contraste). Estas imagens não realçaram as estruturas vasculares de forma significativa que pudesse ser visível em nenhuma região.

As imagens resultantes por comparação 2, 5.5g e a imagem 5.5h, com supressão de 5 e 6 bits menos significativos, também não apresentaram melhoria significativa em relação a imagem 5.5a (imagem contraste), entretanto estas imagens apresentaram uma estrutura simplificada com menos detalhes do que se pode observar na imagem 5.5a. .

5.2.5 Resultados obtidos por complemento de um

A figura 5.6 mostra os resultados obtidos da subtração por complemento de um. A imagem 5.6a é a imagem contraste, e as imagens 5.6b até 5.6h são as imagens resultantes por complemento 1, onde na imagem 5.6b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.6c até a 5.6h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.6 – Imagens resultantes por complemento de um

5.2.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para a região a

Assim como na discussão dos resultados das imagens do item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.3 Resultados obtidos processando a região b

As figuras 5.7 e 5.8 representam, respectivamente, a imagem máscara e a imagem contraste da parte b do angiograma da figura 5.1.

Figura5.7 – Imagem máscara(b)

Figura 5.8 – Imagem contraste(b)

5.3.1 Resultados obtidos por comparação 1

A figura 5.9 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 1 das imagens das figuras 5.7 e 5.8. A imagem 5.9a é a imagem contraste, as imagens 5.9b até 5.9h são as imagens resultante por comparação 1, onde na imagem 5.9b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), a imagem 5.9c até a imagem 5.9h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.9 – Imagens resultantes por comparação 1

5.3.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para região b

A imagem 5.9b realçou as estruturas pequenas que existem em toda a imagem que não eram visíveis na imagem 5.9a (imagem contraste), mas, por outro lado, acrescentou muito ruído.

As imagens 5.9c, 5.9d, e 5.9e com supressão de 1, 2 e 3 bits respectivamente não apresentaram diferenças significativas em relação a imagem 5.9a.

O ruído foi visivelmente diminuído nas imagens 5.9f e 5.9g., que tem supressão de 4 e 5 bits respectivamente. Estas imagens apresentam estruturas vasculares mais visíveis e mais “limpas”.

A imagem 5.9h , com supressão de 6 bits traz uma estrutura simplificada com menos detalhes que a imagem máscara original, entretanto ela ressalta que a passagem do iodo foi diminuída na parte direita da imagem, ou seja, houve uma diminuição da concentração do material de contraste nesta parte da imagem.

5.3.3 Resultados obtidos por comparação 2

A figura 5.10 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 2. A imagem 5.10a é a imagem contraste, as imagens 5.10b até 5.10h são as imagens resultantes por comparação 2, onde na imagem 5.10b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.10c até a imagem 5.10h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.10 – Imagens resultantes por comparação 2

5.3.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para região b

Assim como as imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.3.5 Resultados obtidos por complemento de um

A figura 5.11 mostra os resultados obtidos da subtração por complemento de um. A imagem 5.11a é a imagem contraste, as imagens 5.11b até 5.11h são as imagens resultantes por complemento de um, onde na imagem 5.11b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.11c até a imagem 5.11h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.11 – Imagens resultantes por complemento de um

5.3.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para região b

Assim como as imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.4 Resultados obtidos processando a região c

As figuras 5.12 e 5.13 representam a imagem máscara e a imagem contraste, respectivamente da parte c do angiograma da figura 5.1.

Figura 5.12 – Imagem máscara (c) Figura 5.13 – Imagem contraste (c)

5.4.1 Resultados obtidos por comparação 1

A figura 5.14 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 1. A imagem 5.14a é a imagem contraste, as imagens 5.14b até 5.14h são as imagens resultantes por comparação 1, onde na imagem 5.14b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.14c até a imagem 5.14h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.14 – Imagens resultantes por comparação 1

5.4.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1

para região c

A imagem 5.14b realçou as estruturas pequenas que existem em toda imagem que não eram visíveis na imagem 5.14a (imagem contraste), mas acrescentou ruído.

A imagem 5.14b realçou as estruturas vasculares na parte superior da imagem, porém ao realçarem as estruturas na parte inferior da imagem, introduziram um borramento que prejudica a visualização das estruturas.

As imagens 5.14c, 5.14d, e 5.14e com supressão de 1, 2 e 3 bits respectivamente, não apresentaram diferenças significativas em relação a imagem 5.14b.

O ruído foi diminuído na imagem 5.14f, que tem supressão de 4 bits. E esta imagem apresenta estruturas vasculares um pouco mais visíveis, mas houve perda de informação na parte superior direita da imagem.

A imagem 5.14g, que tem supressão de 5 bits, o ruído foi nitidamente diminuído e as estruturas vasculares importantes estão bem ressaltadas.

A imagem 5.14h, com supressão de 6 bits, traz uma estrutura simplificada com menos detalhes que a imagem máscara original, entretanto ela ressalta que a concentração do iodo foi diminuída na parte inferior esquerda da imagem.

5.4.3 Resultados obtidos por comparação 2

A figura 5.15 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 2. A imagem 5.15a é a imagem contraste, as imagens 5.15b até 5.15h são as imagens resultantes por comparação 2, onde na imagem 5.15b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.15c até a imagem 5.15h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.15 – Imagens resultantes por comparação 2

5.4.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para região c

Assim como as imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.4.5 Resultados obtidos por complemento de um

A figura 5.16 mostra os resultados obtidos da subtração por complemento de um. A imagem 5.16a é a imagem contraste, as imagens 5.16b até 5.16h são as imagens resultantes por complemento de um, onde na imagem 5.16b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.16c até a imagem 5.16h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.16 – Imagens resultantes por complemento de um

5.4.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um para parte c

Assim como as imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.5 Resultados obtidos processando a região d

As figuras 5.17 e 5.18 representam a imagem máscara e a imagem contraste, respectivamente, da parte d do angiograma da figura 5.1.

Figura 5.17 – Imagem máscara (d)

Figura 5.18 – Imagem contraste (d)

5.5.1 Resultados obtidos por comparação 1

A figura 5.19 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 1. A imagem 5.19a é a imagem contraste, as imagens 5.19b até 5.19h são as imagens resultantes por comparação 1, onde na imagem 5.19b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.19c até a imagem 5.19h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.19 – Imagens resultantes por comparação 1

5.5.2 Discussão dos resultados obtidos por comparação 1 para região d

A imagem 5.19b realçou as estruturas que existem na parte inferior e superior do lado esquerdo da imagem que não eram visíveis, mas borrou as estruturas que eram visíveis do lado superior direito da imagem 5.19a (imagem contraste), e acrescentou muito ruído.

As imagens 5.19c, 5.19d, e 5.19e com supressão de 1, 2 e 3 bits respectivamente, não apresentaram diferenças significativas em relação a imagem 5.19b.

O ruído foi visivelmente diminuído na imagem 5.19f, que tem supressão de 4 bits. E esta imagem apresenta estruturas vasculares mais visíveis e mais “limpas” nas parte esquerda da imagem.

A imagem 5.19g, que tem supressão de 5 bits, realçou melhor as estruturas da parte central da imagem.

A imagem 5.19h, com supressão de 6 bits, traz uma estrutura simplificada com mais detalhes que a imagem máscara original, e ressalta que a passagem do iodo foi diminuída na parte superior perto do centro da imagem.

A melhor imagem obtida foi a imagem 5.19f, que apresentou menos ruído que as anteriores e um melhor realce das estruturas na parte superior e inferior da imagem.

5.5.3 Resultados obtidos por comparação 2

A figura 5.20 mostra os resultados obtidos da subtração por comparação 2. A imagem 5.20a é a imagem contraste, as imagens 5.20b até 5.20h são as imagens resultantes por comparação 2, onde na imagem 5.20b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), nas imagens 5.20c até a imagem 5.20h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.20 – Imagens resultantes por comparação 2

5.5.4 Discussão dos resultados obtidos por comparação 2 para região d

Assim como as imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.5.5 Resultados por complemento de um

A figura 5.21 mostra os resultados obtidos da subtração por complemento de um. A imagem 5.21a é a imagem contraste, as imagens 5.21b até 5.21h são as imagens resultantes por complemento de um, onde na imagem 5.21b não foi desprezado nenhum bit (oito bits), as imagens 5.21c até a imagem 5.21h foram desprezados um bit menos significativo até seis bits menos significativos subsequentemente.

Figura 5.21 – Imagens resultantes por complemento de um

5.5.6 Discussão dos resultados obtidos por complemento de um da região d

Assim como nas imagens obtidas no item 5.2.4, estas não apresentaram melhorias significativas após o processamento.

5.6 Imagem realçada por “Threshold”

A figura 5.22 mostra os resultados obtidos por processamento de “threshold” realizado sobre uma imagem resultante que já foi processada pelo método de comparação 2. O “threshold” também foi aplicado diretamente sobre a imagem contraste não processada. A imagem 5.22a é a imagem resultante por comparação 2, a imagem 5.22b é a imagem resultante por comparação 2 e o processamento utilizando “threshold”, a imagem 5.22c é a imagem contraste e a imagem 5.22d é a imagem contraste após processamento utilizando “threshold”. Valor limiar é 12.

Figura 5.22 – Imagens “Threshold” obtidas utilizando Paint Shop Pro 4.12

5.6.1 Discussão do resultado obtido utilizando “threshold”

A imagem 5.22b realçou as estruturas que existem no lado superior direito da imagem 5.22a que não eram visíveis, mas borrou as estruturas que eram visíveis do lado inferior esquerdo e acrescentou ruído.

Observando a imagem 5.22b e a imagem resultante por comparação 1, figura 5.14b notamos que os resultados obtidos pelos dois métodos são parecidos.

Comparando a imagem 5.22d com as imagens 5.22c e 5.14b, notamos que a imagem tem uma qualidade bem inferior a estas apresentando borramentos, sem realçar nenhuma estrutura vascular.

Notamos que a velocidade de processamento entre o método de comparação 1 e o processamento “threshold”, concluímos que são praticamente idênticos, onde o tempo de processamento medido foi de 4,56 KB/s para “threshold” e 4,45 KB/s para o método por comparação 1.

O valor limiar de “threshold” do pixel utilizado foi 12, e o aplicativo utilizado para realizar o “threshold” foi o programa Paint Shop Pro 4.12.

5.7 Imagem realçada por equalização

As figuras 5.23 e 5.24 mostram os resultados obtidos por equalização.

Figura 5.23 – Imagens Equalizada 1 obtidas utilizando Paint Shop Pro

O processamento de equalização foi aplicado diretamente sobre as imagens contraste das regiões a, b ,c e d não processadas. A imagem 5.23a é a imagem resultante por comparação 2 e a imagem 5.23b é a imagem resultante por comparação 2 e o processamento utilizando equalização. As imagens 5.23c, 5.24a, 5.24b e 5.24c são as imagens contraste e as imagens 5.23d, 5.24d, 5.24e e 5.24f são as imagens contraste após o processamento por equalização. As imagens 5.23e, 5.24g, 5.24h e 5.24i são as imagens resultantes por comparação 1.

Figura 5.24 – Imagens Equalizada 2 obtidas utilizando Paint Shop Pro

5.7.1 Discussão dos resultados obtidos por equalização

A imagem 5.23b realçou na imagem em geral, estruturas que não eram visíveis na imagem 5.23a, mas acrescentou um pouco de ruído.

Entre a imagem 5.23b e a imagem 5.23e notamos que, houve melhora na visualização das estruturas vasculares em toda imagem, sem acrescentar tanto ruído.

Notamos que nas imagens 5.23d e 5.24d com as imagens resultante por comparação 1, figura 5.23e e figura 5.24g, respectivamente, que o resultado obtido pela equalização trouxe melhoria significativa, principalmente da parte inferior esquerda e superior do lado direito na imagem 5.23d, e na parte inferior esquerda da imagem 5.24d, houve um realce das estruturas vasculares sem haver borramento das mesmas, além de uma significativa diminuição do ruído nestas regiões.

Comparando a imagem 5.24e com a imagem resultante por comparação 1, figura 5.24f notamos que o resultado obtido pela equalização não acrescentou nada a nitidez das imagens.

Observando a imagem 5.24f e a imagem resultante por comparação 1, figura 5.24h notamos que o resultado obtido pela equalização piorou a qualidade da imagem.

Com relação a taxa média de processamento eles são praticamente idênticos, comparando-se o método de equalização (4,59 kB/s), o método por comparação 1 (4,45 kB/s) e “threshold’ (4,59 kB/s).

O programa utilizado para realizar o processamento de equalização foi o Paint Shop Pro 4.12.

5.8 Discussão dos resultados

Em todas as imagens, os resultados apresentaram uma nítida melhoria da imagem quando se aplica o método de subtração por comparação 1, principalmente quando se despreza os últimos cinco e seis bits menos significativos.

Na realidade os bits menos significativos não foram desprezados, tiveram seus valores alterados para zero.

Por exemplo na imagem 5.4b não foi desprezado nenhum bit, ou seja, se o pixel da imagem máscara possui o valor binário $(11101010)_{bin}$ e o pixel da imagem contraste o valor binário $(11101011)_{bin}$, o pixel da imagem resultante foi $(11111111)_{bin}$, que corresponde ao pixel de cor branca na imagem. Entretanto esta pequena diferença entre os dois pixels (imagem contraste e imagem máscara) pode ser devido ao ruído da imagem gerando, uma falsa estrutura. Se foram considerados os dois últimos bits menos significativos por considerá-los como ruído, neste caso, será atribuído aos dois últimos bits o valor zero e com isso os pixels se alterariam para o valor binário $(11101000)_{bin}$. Conseqüentemente estes pixels serão iguais ao valor do pixel da imagem máscara e da imagem contraste. Portanto, o pixel resultante será $(00000000)_{bin}$, que corresponde ao pixel de cor preto da imagem.

As imagens obtidas pelo método de processamento utilizando “threshold”, não apresentaram melhoria significativa em relação ao método por comparação 1. Estes dois métodos apresentaram resultados parecidos.

Os resultados obtidos pelo método de processamento de equalização são melhores que os obtidos com o método por comparação 1 e “threshold”, principalmente quando o processamento é realizado com a imagem contraste.

CÁPITULO 6

CONCLUSÕES

Com este estudo, concluímos que os sistemas de angiografia convencionais poderiam ser transformados em DSA com a aquisição de equipamentos simples (microcomputadores, câmera de vídeo, placa digitalizadora de vídeo, “scanner”, etc), realização da subtração por comparação 1 e processamento de equalização.

Utilizamos um “scanner” fabricado pela UMAX de modelo 1260, com resolução espacial de 600 dpi para digitalizar os angiogramas com um nível de quantização de 8 bits, isto é 256 níveis de cinza. Realizamos a subtração entre as imagens utilizando um microcomputador com a seguinte configuração: central de processamento equipada com microprocessador Intel Pentium 166 MHz, memória randômica de 32 Mb e placa de vídeo de 2 Mb.

Ao realizarmos a subtração, avaliamos o tempo de processamento em função do tamanho da imagem.

Tabela 3 – Tempo de processamento utilizado para realizar a subtração digital utilizando um microcomputador Intel Pentium 166 MHz

Imagens resultantes referentes ao angiograma	largura da imagem (pixels)	altura da imagem (pixels)	tamanho da imagem (bytes)	Tempo de processamento em segundos		
				"threshold"	subtração por comparação 1	equalização
da parte a	742	847	616 k	135	138	136
da parte b	741	771	561 k	125	128	126
da parte c	1104	844	910 k	195	200	196
da parte d	729	1056	755 k	166	170	168
taxa média de processamento				4,56 kB/s	4,45 kB/s	4,59 kB/s

Na tabela 3 mostramos os tempos de processamento da subtração de imagens pelos métodos por comparação 1, “threshold” e equalização e também o tamanho das imagens utilizadas no processamento.

Analisando os dados obtidos, concluímos que a velocidade média de processamento da comparação 1, do “threshold” e equalização exigiram praticamente o mesmo esforço computacional.

Para processar uma imagem de 616 Kbytes foram necessários 138 segundos pelo método de subtração por comparação 1, 135 segundos para “threshold” e 136 segundos para a equalização.

Entretanto podemos afirmar que o tempo de processamento poderá ser bem menor se utilizarmos uma máquina computacional com hardware mais potente, por exemplo, um microcomputador com central de processamento equipada com microprocessador de 450 MHz e mais memória randômica.

Portanto, podemos concluir que é possível utilizar um microcomputador para realizar operações de DSA a partir de aparelhos angiográficos que não possuem esta tecnologia.

A viabilidade econômica deste sistema baseia-se principalmente no baixo custo da aquisição de equipamentos computacionais convencionais como microcomputadores em contrapartida com o alto custo da aquisição de equipamentos angiográficos. Utilizando um sistema angiográfico que não possua tecnologia apropriada de um DSA, porém acoplando-o a um microcomputador e a uma placa de aquisição de imagens (ou placa de aquisição de vídeo), é possível digitalizar em tempo real o sinal de vídeo oriundo do monitor, acoplado ao sistema de fluoroscopia de raios X e realizar operações da subtração digital.

Com este sistema, é possível realizar o processamento computacional da subtração digital das imagens, produzir as imagens resultantes e armazená-las no disco rígido e ao mesmo tempo mostrá-las na tela do monitor do microcomputador.

Este sistema poderá ser definido como uma estação de trabalho computacional para investigações angiográficas, constituindo-se em um sistema de angiografia convencional DSA de baixo custo.

Referências Bibliográficas:

BIGNELL, J. W.; DONAVAN, R. L. Eletrônica digital. São Paulo: Makrom Books, p.26 -31, 1995.

CRUMMY, A. B. ; STROTHER, C. M. ; SACKETT, J. F. Computerized Fluoroscopy: Digital Subtraction for Intravenous Angiocardiology and Arteriography . AJR 135, p. 1131, dezembro 1980.

DIX, W. R.; BESCH, H. J.; GRAEFF, W.; HAMM, C. W. ; ILLING,G.;
KUPPER, W. ; LOHMANN, M. et al. Coronary angiography with synchrotron radiation . Journal de Physique IV [colloque], v.4, n.9,p. C9-279 - C9286, novembro 1994.

ELLEGAST, H. H.; KLOSS, R.; AMMANN, E.; KÜNNEL, W. Angiografia por subtracción digital (ASD) en una sala de radiodiagnóstico universal con un nuevo generador de alta frecuencia y pulsaciones múltiples. Electromedica, v.53, n.2, p. 16-21, 1985.

FOX, S. H. ; VOLS, D. J. Hybrid and Cardiac DSA Systems. AAPM Annual Summer School, monography ,n. 12, p. 387, 1984.

GARY, C. K.; PIESTRUP, M. A .; BOYERS, D. G.; PINCUS, C. I. Noninvasive digital energy subtraction angiography with a channeled-radiation x – ray source. Medical Physics, v.20, n.5, p. 1527-1535, setembro - outubro 1993.

GMUR, N. F.; CHAPMAN, D.; TOMLINSON, W.; THOMPSON, A . C. et al. NSLS transvenous coronary angiography beamline upgrade and advanced technology initiatives. Review of Scientific Instruments, v.66, n.2, p. 1357 – 1360, fevereiro 1995.

HOUK, T. L.; KRUGER, R. A.; MISTRETTA, C. A. Real Time Digital K-Edge Subtraction Fluoroscopy. Investigative Radiology, v. 14, p.270, Julho - Agosto 1979.

JEANS, W. D. The development and use of digital subtraction angiography. The British Journal of Radiology, v.63, n. 747, p. 161 – 168, março 1990.

KRUGER, R. A.; MISTRETTA , C. A .; HOUCK, T. L. et al. Computerized fluoroscopy in real time for noninvasive visualization of the cardiovascular system. Investigate Radiology, v. 14, p. 49 – 57, janeiro 1979.

KRUGER, R. A.; MISTRETTA, C. A.; HOUK, T. L. Computerized Fluoroscopy Techniques for Intravenous Study of Cardiac Chamber Dynamics. Investigative Radiology, v. 14, p.279, Julho - Agosto 1979.

KRUGER, R. A.; MISTRETTA, C. A.; STEPHEN, J. R. Physical and Technical Considerations of Computerized Fluoroscopy Difference Imaging. IEEE Transactions on Nuclear Science, v.28, n. 1, p.205 – 212, Fevereiro 1981.

LOHMANN, M. et al. A Fast Scan X – Ray detector for Medical Applications – a Status Report of the NIKOS II Detector. SPIE, v.1245, Biomedical Image Processing, p. 135 – 141, 1990.

MANNING, H. L. ; SHEFER, R. E. ; KLINKOWSTEIN, R. E. ; MISTRETTA, C. A. A Kalfa dual energy x – ray source for coronary angiography. Medical Physics, v.18, n.5, p.880 – 893, setembro - outubro 1991.

MALVINO, A. P.; DONALD, P. L. Eletrônica digital: princípios e aplicações. São Paulo: Mcgraw-Hill, p. 226 – 231, 1987.

MISTRETTA, C. A. Digital Radiography - A search for Better Images. AAPM Annual Summer School, monography, n.12, p. 337, 1984.

MENG, J. D.; KATZ, J. E. Using a Digital Signal Processor as a Data Stream Controller in Digital Subtraction Angiography. IEEE – Transactions on Nuclear Science, v.40, n.2, p. 175 – 178, abril 1993.

OVITT, T. W.; CHRISTENSON, P. C.; FISHER, H. D. Intravenous Angiography Using Digital Video Subtraction: X-ray Imaging System. AJR 135, p. 1141, dezembro 1980.

PFEILER, M.; MARHOF, P. Técnica de elaboração digital de imagens radiológicas e em especial a angiografia por subtração. Grupo Técnica Médica da Siemens SG, 1985.

PFLAUM, M. Angiografia digital con un nuevo sistema formador de imágenes. Electromedica, v.57, n.2, p.64 – 69, 1989.

RUBENSTEIN, E.; GIACOMINI, J. C. ; GORDON, H. J. et al. Synchrotron Radiation Coronary Angiography with a dual – beam, dual – detector imaging system. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, v. A291, n. 1-2 , p. 80 – 85, maio 1990.

RUSS, J. C. The image processing handbook. CRC Press, Florida, p. 105 – 113, 1992.

SUWA, A.; FURIGAWA, H.; SUZUKI, K. et al. X – Ray K – Edge Subtraction Television System. Japanese Journal of Applied Physics, v.27, n.10, p. 1989 – 1996, outubro 1988.