



**Denis Roda Dos
Santos**

Estratégias de Arquivo de Imagiologia Cardíaca



**Denis Roda Dos
Santos**

Estratégias de Arquivo de Imagiologia Cardíaca

Dissertação apresentada à Universidade de Aveiro para cumprimento dos requisitos necessários à obtenção do grau de Mestre em Engenharia Biomédica, realizada sob a orientação científica do Professor Doutor Carlos Manuel Azevedo Costa, Professor Auxiliar Convidado do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro e do Professor Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva, Professor Auxiliar do Departamento de Electrónica, Telecomunicações e Informática da Universidade de Aveiro

o júri

presidente

Prof. Doutor José Luís Guimarães Oliveira

Professor Associado da Universidade de Aveiro

vogais

Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva

Professor Auxiliar da Universidade de Aveiro

Prof. Doutor Miguel Tavares Coimbra

Professor Auxiliar Convidado da Faculdade de Ciências da Universidade do Porto

Prof. Doutor Carlos Manuel Azevedo Costa

Professor Auxiliar Convidado da Universidade de Aveiro

agradecimentos

Quero agradecer especialmente aos meus orientadores, Prof. Doutor Augusto Marques Ferreira da Silva e Prof. Doutor Carlos Manuel Azevedo Costa, todo o acompanhamento interessado destes últimos dois anos. Agradeço especialmente por todo o apoio, pelas sugestões críticas e sinceras e pelos ensinamentos transmitidos.

Agradeço ao Prof. Doutor António José Ribeiro Neves a forma como se disponibilizou para me ajudar nas áreas mais complexas do mundo da compressão de imagens. Obrigado pela sua incansável e total disponibilidade na transmissão do seu vasto conhecimento.

Agradeço ao Eng. Rodolfo Andrade, a amizade de longos anos e a força que me incutiu em momentos muito importantes da minha vida. O facto de vermos o mesmo problema de forma diferente permite-nos criar uma equipa à prova de qualquer dificuldade.

Quero agradecer a todos os meus colegas do IEETA e da UA. Todos contribuíram, de igual modo, para a amizade, alegria e entreaajuda no local de trabalho. É bom trabalhar assim!

Quero também agradecer a todos os meus amigos do Departamento de Biologia da Universidade de Aveiro que me acompanharam durante toda a minha vida académica e me fizeram ver que, independentemente da área, todos trabalhamos para um mundo melhor.

Quero também agradecer à minha família. Este é o culminar de uma fase que começou há muitos anos e que seria impossível de atingir sem o suporte que me proporcionaram. Obrigado.

Por último, quero agradecer à Isabel pelo apoio incondicional, a sua paciência nos dias menos bons e pela força que me transmite com o seu sorriso. Agradeço por ser a energia que me propulsiona e pelo sentimento de invencibilidade quando estamos juntos.

Resumo

A produção de imagens médicas em formato digital tem vindo a crescer nas mais variadas instituições prestadoras de cuidados de saúde, representando neste momento, um importante e imprescindível elemento de suporte à decisão médica. Por outro lado, impõe novos desafios ao nível do armazenamento, gestão e transmissão dessas mesmas imagens.

Os meios complementares de diagnóstico imagiológicos geram, normalmente, um elevado volume de dados. A compressão revela-se como a única ferramenta que permite simultaneamente aumentar o tempo de armazenamento dos procedimentos e diminuir o seu tempo de transmissão.

Este trabalho consistiu no desenvolvimento de uma estratégia alternativa de compressão sem perdas e visualmente sem perdas de imagens médicas provenientes de uma unidade clínica dotada com as mais recentes inovações tecnológicas no campo da imagiologia cardíaca.

As novas estratégias alternativas de compressão foram aplicadas em imagens de Angiografia Coronária e Tomografia Computorizada cardíaca, de modo a explorar a redundância (no tempo ou no espaço respectivamente) entre imagens consecutivas que caracterizam estas modalidades de imagem. Estas estratégias são baseadas em métodos alternativos de pré-processamento das tramas em memória e em codificadores de carácter genérico *open source*.

Nesta dissertação pretende-se também apresentar o estado da arte no que respeita às técnicas de compressão de imagem cardiovascular nomeadamente as adoptadas pela norma DICOM e comparar os seus desempenhos com os do método alternativo proposto nesta tese.

A estratégia alternativa permitiu, como iremos ver, obter taxas de compressão significativas ao nível dos melhores codificadores actualmente disponíveis e identificar a codificação *visually lossless* como método de maior interesse para a imagiologia cardíaca dinâmica.

Abstract

The acquisition of digital medical images has been growing in the most diverse health care institutions, representing at the moment, an important and indispensable element of medical decision support. On the other hand, it imposes new challenges in the storage, management and transmission of these images.

Medical imaging modalities usually produce high volumes of data. Image compression becomes the only tool that can simultaneously decrease the medical procedures storage space and transmission time.

This work focused the development of an alternative lossless and visually lossless compression strategy of medical images from a health care institution equipped with the latest technological innovations in the field of cardiac imaging.

The new compression alternative strategies were implemented in Coronary Angiography and Computerized Tomography cardiac images in order to explore the redundancy (in time and space respectively) between consecutive images that characterize this type of image. These strategies are based on alternative methods of pre-processing the frames in memory and on generic open source encoders.

In this thesis we also present the state-of-the-art techniques of cardiovascular image compression particularly those adopted by the standard DICOM and compare their performance with those of the alternative method here proposed.

As we shall see, the alternative strategy achieved significant compression rates at the level of the best available encoders and allowed us to identify visually lossless compression as the one of greatest interest for dynamic cardiac imaging.

Conteúdo

1	Introdução	1
1.1	Objectivos da Tese	4
1.2	Estrutura da Tese	5
	Referências	6
2	A imagiologia Cardíaca	7
2.1	O coração	11
2.2	A imagiologia cardíaca por Raios-X	13
2.2.1	Os Raios-X	15
2.2.2	A Angiografia Coronária	20
2.2.3	A Tomografia Computorizada	22
2.3	Outras modalidades de imagiologia cardíaca	33
2.3.1	A Ecocardiografia	33
2.3.2	A Ressonância Magnética	37
2.3.3	Cardiologia Nuclear	41
2.4	Aplicações emergentes em imagiologia cardíaca	45
	Referências	47
3	PACS e DICOM	53
3.1	Sistemas de informação em medicina e PACS	55
3.2	O standard DICOM	59
	Referências	72
4	Compressão de Imagem	75
4.1	Codificadores de imagem <i>state-of-the-art</i>	79
4.1.1	JPEG	79
4.1.2	JPEG-LS	85
4.1.3	JPEG2000	90
4.1.4	BMF	94

4.2	Codificadores genéricos	94
4.2.1	zlib	95
4.2.2	libbzip2	96
4.2.3	PPMd	98
4.3	Codificadores de vídeo	101
	Referências	104
5	Estratégias alternativas de compressão e resultados	109
5.1	Alternativas de compressão de imagem	109
5.1.1	<i>Software</i> aplicacional	113
5.1.2	Alternativa de compressão <i>lossless</i>	115
5.1.3	Variantes ao algoritmo <i>Differential Images</i>	128
5.1.4	Alternativa de compressão <i>lossy</i> / <i>“near-lossless”</i>	133
5.2	Alternativas de compressão vídeo	142
5.2.1	Codificadores de vídeo <i>lossy</i>	142
5.2.2	Codificadores de vídeo <i>lossless</i>	143
	Referências	146
6	Workflow e estratégias de arquivo	151
6.1	Integração de sistemas	152
6.2	Case Study e estratégia alternativa	156
	Referências	162
7	Conclusões e discussão	165
8	Trabalho futuro	169
8.1	Usos alternativos do Teste de Moran	169
8.2	JPEG2000 Extension	170
8.3	Redes neuronais artificiais	172
8.4	Video <i>grayscale lossless codec</i>	173
	Referências	175

Lista de Figuras

2.1	Perspectiva histórica da imagiologia clínica	8
2.2	Matriz de uma imagem digital	9
2.3	Exemplo de imagem de cor indexada	10
2.4	Tipos de imagens	11
2.5	Anatomia do coração	12
2.6	Identificação das cavidades do coração numa imagem CT	13
2.7	Espectro electromagnético	14
2.8	Imagem da primeira radiografia	15
2.9	Diferenças de absorção entre tecidos do corpo humano	16
2.10	Primeira utilização médica dos Raios-X	16
2.11	Absorção de Raios-X	18
2.12	Primeira imagem de vasos sanguíneos obtida com Raios-X	20
2.13	Equipamento de aquisição XA	21
2.14	Pontos de inserção do cateter em XA	21
2.15	Imagem XA típica	22
2.16	Obtenção de uma imagem CT	23
2.17	Aquisição de uma imagem CT	23
2.18	Imagem CT típica	24
2.19	História da CT	24
2.20	Equipamento de aquisição CT	25
2.21	Primeiro equipamento de CT - EMI <i>scanner</i>	26
2.22	Uma das primeiras imagens de CT	26
2.23	Escala Hounsfield (gama = 2000)	29
2.24	Exemplo de manipulação da “Window Width” e da “Window Level” no mesmo corte CT.	30
2.25	Objecto e respectiva projecção.	31
2.26	Phantom de Shepp-Logan e respectivo sinograma.	32
2.27	Espectro de um feixe de Raios-X polienergético.	32
2.28	Ecocardiógrafo moderno.	34

2.29	Imagem US típica.	35
2.30	Imagem US Doppler.	36
2.31	Equipamento MRI.	37
2.32	Imagem MRI Cardíaca.	38
2.33	Gradiente magnético.	40
2.34	Imagem MRI das cavidades cardíacas.	41
2.35	Decaimento β^+	43
2.36	Tomografia por coincidência.	43
2.37	Aquisição de imagens SPECT.	44
2.38	Exemplo de uma imagem de Tomografia Computorizada Coronária 3D	45
2.39	Artefactos de movimento criados pela respiração.	46
3.1	Esquema simplificado de um sistema PACS	57
3.2	<i>Proceedings</i> da primeira conferência PACS	57
3.3	Interligação das várias partes do standard DICOM 3.0.	62
3.4	Estrutura de um ficheiro DICOM.	62
3.5	Protocolo DICOM simplificado.	64
3.6	Exemplo de <i>workflow</i> de um procedimento	65
3.7	Objecto <i>multi-frame</i> Geral.	66
3.8	Hierarquia de pesquisa DICOM.	67
3.9	Estrutura DICOM <i>Data Set</i> e <i>Data Element</i>	69
3.10	Estrutura de armazenamento dos <i>pixels</i> de várias imagens	71
3.11	Exemplo de alguns elementos de um ficheiro XA codificado em Lossless JPEG	72
4.1	Modelo de um codificador JPEG por DCT.	81
4.2	Coefficientes da DCT.	81
4.3	JPEG modo sequencial	82
4.4	JPEG modo progressivo	83
4.5	Pirâmide usada pelo modo hierárquico do JPEG.	83
4.6	Esquema simplificado do codificador Lossless JPEG.	84
4.7	Predição em Lossless JPEG.	84
4.8	Diagrama de blocos do codificador JPEG-LS	85
4.9	Varrimento em <i>raster scan</i>	87
4.10	Elementos da imagem usados na predição em JPEG-LS.	87
4.11	Detecção de limites na predição em JPEG-LS.	88
4.12	<i>Offset</i> da TSGD quando o preditor é condicionado pelo contexto	88
4.13	Diagrama de blocos simplificado do JPEG2000	90
4.14	Pré-processamento da imagem em JPEG2000	91

4.15	Banco de filtros da DWT	92
4.16	Bandas de frequência da DWT	92
4.17	<i>Code blocks</i> e <i>precincts</i> em JPEG2000.	93
4.18	Exemplo do algoritmo de Burrows-Wheeler	97
4.19	Diagrama genérico de compressão MPEG	103
4.20	Divisão por blocos em MPEG	104
5.1	Duas imagens XA consecutivas.	110
5.2	Duas imagens CT consecutivas.	111
5.3	Conceito <i>Differential Images</i>	111
5.4	Esquema geral do método <i>Differential Images</i>	112
5.5	Exemplo de uma <i>Differential Image</i>	112
5.6	Blocos funcionais do trabalho desenvolvido.	113
5.7	Imagem XA e respectivo histograma.	115
5.8	Imagem CT e respectivo histograma.	116
5.9	Diferença directa entre duas imagens XA consecutivas e respectivo histograma.	116
5.10	Diferença directa entre duas imagens CT consecutivas e respectivo histograma.	116
5.11	Construção do volume.	117
5.12	Extracção de imagem <i>xt</i>	117
5.13	Diferença entre uma imagem <i>xy</i> e uma imagem <i>xt</i>	118
5.14	Diagrama de fluxo detalhado para XA.	120
5.15	Diagrama de fluxo detalhado para CT.	123
5.16	CT com ECG triggering	124
5.17	Armazenamento “Little Endian” em memória.	125
5.18	Armazenamento “Big Endian” em memória.	126
5.19	Esquema do método quadrático usado em XA e CT.	129
5.20	Esquema do segundo método quadrático usado na modalidade CT.	130
5.21	<i>Raster scan</i> linear.	131
5.22	Curva de Hilbert para as três primeiras iterações.	132
5.23	Inserção do bloco da curva de Hilbert no diagrama de XA.	133
5.24	Planos de <i>bits</i> de uma imagem digital	134
5.25	Planos de <i>bits</i> de uma imagem CT	135
5.26	Inserção do bloco de <i>bit discarding</i> no diagrama da estratégia CT.	136
5.27	Diagrama de fluxo do teste de Moran.	138
5.28	Imagem original e imagens “near lossless”.	141
5.29	Comparação do erro introduzido pelos dois métodos “near lossless”.	141
6.1	Exemplo de integração de sistemas e <i>broker</i> (Philips Xcelera).	153

6.2	Integração DICOM - HL7.	154
6.3	Evolução no conceito dos sistemas de informação em medicina	155
6.4	Aplicação Himage	157
6.5	Infraestrutura implementada no Serviço de Cardiologia do CHVNG	158
6.6	Taxas de compressão em cine-loops US quando codificados com MPEG4	160
6.7	Conversão “Default Syntax” para “Private Transfer Syntax” da modalidade US	160
8.1	Exemplo de separação de planos de <i>bits</i>	170
8.2	Exemplo de uma rede neuronal	172
8.3	Modelo genérico de um <i>neurónio</i> artificial	173
8.4	Exemplo de compensação de movimento	174
8.5	Conteúdo em movimento num bloco de imagem	174

Lista de Tabelas

1.1	Volume aproximado de dados (em forma “bruta”) produzidos anualmente no Serviço de Cardiologia do CHVNG (fonte CHNVG).	3
1.2	Características das imagens dos procedimentos XA usados no trabalho. . . .	4
1.3	Características das imagens dos procedimentos CT usados no trabalho.	4
2.1	Evolução dos equipamentos CT.	27
3.1	As 18 partes do standard DICOM 3.0.	63
3.2	Exemplos de SOP Class UID.	66
3.3	VR explícita.	68
3.4	VR implícita.	68
4.1	“Transfer Syntax” dos algoritmos de compressão de imagem usados em DICOM.	78
4.2	Preditores usados em JPEG.	85
5.1	Caracterização da amostra de exames XA usada.	120
5.2	Resultados de compressão em imagens originais.	121
5.3	Resultados de compressão em <i>Differential Images</i>	122
5.4	Caracterização da amostra de exames CT usada.	126
5.5	Resultados de compressão em imagens originais.	127
5.6	Resultados de compressão em <i>Differential Images</i>	127
5.7	Resultados de compressão em imagens originais após remoção de planos de ruído.	139
5.8	Resultados de compressão em <i>Differential Images</i> após remoção de planos de ruído.	139
5.9	Resultados de compressão “visually lossless”.	140
5.10	Resultados de compressão usando <i>codecs</i> de vídeo <i>lossless</i>	145
5.11	Resultados de compressão “visually lossless” do Alparysoft Lossless Video Co-dec com $\delta = 3$	146

Lista de Acrónimos

ACR	American College of Radiology
ACR-NEMA	Standard precursor do DICOM
BWT	Burrows-Wheeler Transform
CAD	Computer Aided Diagnosis
CAI	Coronary Artery Imaging
CALIC	Context-based, Adaptive, Lossless Image Coder
CARS	Computer Assisted Radiology and Surgery
CEN	Comité Européen de Normalization
CHVNG	Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia
CR	Compression Ratio
CT	Computerized Tomography
CTA	Computerized Tomography Angiography
DCT	Discrete Cosine Transform
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
DIMSE	DICOM Service Element
DLL	Dynamic Link Library
DPCM	Differential Pulse Code Modulation ou Codificação Diferencial
DVD	Digital Versatile Disk ou Digital Video Disk
DWT	Discrete Wavelet Transform

EBCOT	Embedded Block Coding with Optimized Truncation
ECG	Electrocardiography
EHR	Electronic Health Record
EPR	Electronic Patient Record
FDA	Food and Drug Administration
FDCT	Forward Discrete Cosine Transform
HIS	Hospital Information System ou Healthcare Information System
HL7	Health Level 7
IASS	Image Assisted Surgery Systems
ICT	Irreversible Component Transformation
IEETA	Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro
IHE	Integrating the Healthcare Enterprise
IJG	Independent JPEG Group
IMAC	Image Management and Communication
IOD	Information Object Definition
ISCL	Integrated Secure Communication Layer
ISO	International Organization for Standardization
JAMIT	Japan Association of Medical Imaging Technology
JBIG	Joint Bi-Level Image Experts Group
JP3D	JPEG2000 Part 10 - Volumetric Imaging
JPEG	Joint Photographic Experts Group
JPEG2000	Joint Photographic Experts Group 2000
JPEG-LS	Joint Photographic Experts Group Lossless
LOCO-I	LOW COMplexity LOSSless COMpression for Images
LSB	Least Significant Byte

LZ77	Lempel-Ziv 1977
MDCT	Multi Detector Computerized Tomography
MJPEG	Motion JPEG
MPEG	Moving Picture Experts Group
MRA	Magnetic Resonance Angiography
MRI	Magnetic Resonance Imaging
MSB	Most Significant Byte
MSE	Mean Squared Error
NEMA	National Electrical Manufacturers Association
NMR	Nuclear Magnetic Resonance
OOP	Object Oriented Programming
OSI	Open Systems Interconnection
PACS	Picture Archiving and Communication Systems
PCI	Percutaneous Coronary Interventions
PET	Positron Emission Tomography
PGM	Portable Gray Map
PN	Person Name
PNG	Portable Network Graphics
PPM	Prediction by Partial Matching
PPMII	Prediction by Partial Matching with Information Inheritance
PSNR	Peak Signal-to-Noise Ratio
RCT	Reversible Component Transformation
REP	Registo Electrónico do Paciente
RGB	Red, Green, Blue
RIS	Radiology Information System

RLE	Run Length Encoding
ROI	Region Of Interest
RSNA	Radiological Society of North America
SCR	Society of Cardiovascular Radiology
SGA	Sistemas de Gestão Administrativa
SIC	Sistemas de Informação Clínica
SNR	Signal-to-Noise Ratio
SOP	Service-Object-Pair
SPECT	Single Photon Emission Computed Tomography
SPIE	International Society for Optical Engineering
SVH	Sistema Visual Humano
TCP/IP	Transmission Control Protocol/Internet Protocol
TIC	Tecnologias de Informação e Comunicação
TLS	Transport Layer Security
TLV	Tag - Length - Value
TSGD	Two-Sided Geometric Distribution
UID	Unique Identifier
UA	Universidade de Aveiro
URL	Uniform Resource Locator
US	Echocardiography
VR	Value Representation
XA	Coronary Angiography
WADO	Web Access to DICOM persistent Objects
WAN	Wide Area Network
WWW	World Wide Web

Errata

Abstract - última linha

Onde está escrito “... dinamic ...” deverá ler-se “... dynamic ...”

Página 8 – Linha 4

Onde está escrito “...corresponde à média de intensidades na área ocupada pelo *pixel* [6, 7]:” deverá ler-se “...corresponde à média de intensidades na área ocupada pelo *pixel* [6, 7]. Este tipo de dependência funcional motiva as seguintes considerações:”

Página 8 – Linha 9

Onde está escrito “...2048 *pixels* de lado. Este tipo de dependência funcional motiva as seguintes considerações:” deverá ler-se “...2048 *pixels* de lado.”

Página 9 – Linha 5

Onde está escrito “O parâmetros mais importantes...” deverá ler-se “Os parâmetros mais importantes...”

Página 12- Última linha

Onde está escrito “... doenças associadas as coronárias.” deverá ler-se “... doenças associadas às coronárias.”

Página 22 – Penúltima linha

Onde está escrito “São então obtidas vários dados ...” deverá ler-se “São então obtidos vários dados ...”

Página 41 – Primeira linha

Onde está escrito “... exemplo de uma MRI imagem ...” deverá ler-se “... exemplo de uma imagem MRI ...”

Página 66 – Legenda da figura 3.7

Onde está escrito “Objecto *multi-frame* Geral” deverá ler-se “Objecto *multi-frame* geral”

Página 86 – Linha 18

Onde está escrito “... usadas em JPEG e JPEG-LS ...” deverá ler-se “... usadas em Lossless JPEG e JPEG-LS ...”

Capítulo 1

Introdução

A produção de imagens médicas em formato digital tem vindo a crescer nas mais variadas instituições prestadoras de cuidados de saúde, representando neste momento, um importante e imprescindível elemento de suporte à decisão médica. No entanto, impõe também novos desafios de armazenamento, gestão, manuseamento e de infra-estrutura necessária à sua distribuição.

A imagiologia cardíaca é actualmente um poderoso meio de auxílio ao diagnóstico, terapêutica e seguimento das mais diversas patologias cardíacas. A sofisticação tecnológica assente na digitalização tão precoce quanto possível dos processos de formação de imagem cardíaca proporciona hoje um vasto universo de dados com significativo interesse clínico e que, de forma diferida no tempo, são frequentemente alvo de processos de análise, distribuição e/ou arquivo.

No âmbito da imagiologia cardíaca e decorrendo do carácter dinâmico do sistema cardiovascular emergem, pela casuística e pelo volume de dados que proporcionam, a Cineangiografia e Ecocardiografia e mais recentemente a Tomografia Axial Computorizada Multi-Corte. Embora de natureza física e instrumental diferente, estas modalidades produzem actualmente conjuntos de sequências de imagens cujo arquivo e distribuição em forma “bruta” não é exequível tanto na perspectiva técnica como económica. É necessário pois recorrer a processos de compressão de imagem que genericamente e sem nunca comprometerem a qualidade de diagnóstico, viabilizem na prática os sistemas de arquivo e distribuição de imagem cardíaca em ambientes institucionais e/ou mesmo em ambientes trans-institucionais.

O trabalho descrito nesta dissertação foi realizado no Instituto de Engenharia Electrónica e Telemática de Aveiro (IEETA), unidade de investigação da Universidade de Aveiro (UA) em conjunto com o Serviço de Cardiologia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia (CHVNG).

Este último possui 3 laboratórios de imagem médica onde são produzidas grandes quantidades de informação:

- O Laboratório de Ecocardiografia realiza acima de 7000 procedimentos anuais. O volume de dados gerado por cada procedimento varia entre algumas de dezenas de MBytes e 500 MBytes dependendo das características técnicas dos equipamentos, do tipo de procedimento e do factor humano.
- O Laboratório de Hemodinâmica efectua uma média de 3500 procedimentos por ano com produção de imagens fixas e dinâmicas. O volume de dados gerados por cada procedimento varia aproximadamente entre 100 MBytes e 1 GByte.
- O Laboratório de Tomografia Computorizada produz cerca de 6 centenas de procedimentos por ano para o Serviço de Cardiologia. O volume de informação gerado varia grandemente dependendo do tipo de procedimento, podendo variar entre as 2 centenas de MBytes até às dezenas de GBytes para um estudo completo (multi ciclo cardíaco) das artérias coronárias.

O volume de informação imagiológica gerado nos Serviços de Cardiologia é, mesmo optimizando a aquisição dos procedimentos, normalmente muito grande . Existem dois factores principais responsáveis pelo volume de dados gerados durante a aquisição das imagens:

1. Características técnicas do equipamento de aquisição e requisitos de amostragem como o tamanho da matriz, a resolução da imagem e o ritmo de captura.
2. O factor humano no sentido do operador do equipamento realizar capturas optimizadas em termos de tempo de captura. Existem no entanto, alguns equipamentos que possuem funcionalidades que limitam automaticamente o tempo de captura minimizando o impacto do factor humano no volume de informação gerado.

Num centro hospitalar de grandes dimensões, como o é o CHVNG, são produzidos anualmente volumes de dados enormes que necessitam de serem armazenados por um período mínimo de 5 anos (por legislação). Este trabalho focou-se essencialmente em duas modalidades de imagiologia cardíaca por Raios-X. A Angiografia Coronária (Coronary Angiography - XA) e a Tomografia Computorizada (Computerized Tomography - CT). Na Tabela 1.1 é possível observar-se a quantidade aproximada de informação gerada anualmente no Serviço de Cardiologia do CHVNG apenas para estas duas modalidades.

Tabela 1.1: Volume aproximado de dados (em forma “bruta”) produzidos anualmente no Serviço de Cardiologia do CHVNG (fonte CHNVG).

Modalidade	Volume de dados
XA	1000 GB
CT	600 GB

As modalidades de imagiologia dinâmica tal como a XA e as modalidades tomográficas como a CT, impõem grandes dificuldades na acessibilidade *online* e em tempo real dos procedimentos devido ao elevado volume de dados que geram. Em geral, é bastante complexo manter *online*, num servidor central do sistema, todos os procedimentos gerados pelo laboratório de imagiologia.

A disponibilidade e armazenamento permanente dos dados gerados num serviço como a cardiologia, são tarefas muito complicadas se tivermos em consideração o elevadíssimo volume de imagens gerado. Recorrendo às tecnologias de informação e de armazenamento actuais, dificilmente se conseguem guardar e disponibilizar em servidor *online* mais do que alguns meses de procedimentos. A compressão torna-se assim a única ferramenta que permite, ao mesmo tempo, aumentar o tempo de armazenamento e diminuir o tempo de transmissão sem ser necessário alterar a configuração física dos equipamentos dos sistemas Picture Archiving and Communication Systems (PACS) e dos meios de transmissão.

Os procedimentos são guardados em sistemas de armazenamento de pilhas de CD/DVD após terem estado alguns meses no servidor departamental. No entanto, mesmo os sistemas por CD/DVD não conseguem acomodar todos os procedimentos pelo que é necessário retirar da pilha os discos menos utilizados ou os mais antigos. Se algum destes exames voltar a ser requisitado, é necessária intervenção humana para recolocar o CD/DVD pretendido na pilha. Verifica-se desta forma que o acesso a todo o histórico de procedimentos se revela uma tarefa complicada, dispendiosa e por vezes demorada.

A XA é, por exemplo, uma das modalidades de imagiologia cardíaca que maior volume de informação gera, especialmente na sua versão dinâmica (cineangiografia) em que, como iremos ver, são adquiridas sequências a um ritmo de por exemplo 15 imagens por segundo. As imagens XA e CT usadas no trabalho possuem as características apresentadas pelas Tabelas 1.2 e 1.3.

Tabela 1.2: Características das imagens dos procedimentos XA usados no trabalho.

Propriedade	Valor
Matriz	512 x 512 <i>pixels</i>
Resolução tonal	8 <i>bits</i> por <i>pixel</i>
Frame Rate	15 imagens por segundo

Tabela 1.3: Características das imagens dos procedimentos CT usados no trabalho.

Propriedade	Valor
Matriz	512 x 512 <i>pixels</i>
Resolução tonal	12 <i>bits</i> por <i>pixel</i>

Actualmente, os exames angiográficos continuam maioritariamente a ser arquivados em formato de imagem codificado JPEG *lossy* factor 95 (i.e. com perdas) o que equivale a uma taxa de compressão aproximada de 8:1, i.e., a imagem codificada ocupa 8 vezes menos espaço do que a original [1]. Este factor de compressão é, para esta modalidade, um valor normalmente aceite e que permite manter a qualidade de diagnóstico das imagens. Mesmo usando compressão com factores na ordem de 8 para 1 e possuindo dois servidores de imagem de 850 GBytes de espaço cada, só é possível manter disponível em rede cerca de alguns meses de exames.

No entanto e como iremos ver no capítulo dedicado à compressão, os métodos de compressão com perdas (como o JPEG) são sempre algo controversos não havendo factores de compressão ou, mais concretamente, factores de perdas formalmente estabelecidos e aceites.

1.1 Objectivos da Tese

Nesta dissertação pretende-se apresentar o estado da arte no que respeita às técnicas de compressão de imagem cardiovascular nomeadamente aquelas actualmente adoptadas pela norma Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) e comparar os seus desempenhos com os do método alternativo proposto nesta dissertação.

Um sistema PACS que permita o armazenamento em rede de uma forma permanente de todo o histórico de imagens e a sua distribuição em tempo útil necessita, obrigatoriamente, de mecanismos de compressão.

Neste trabalho pretende-se testar novas estratégias alternativas de compressão sem perdas ou visualmente sem perdas para as modalidades de XA e CT cardíaca, que aproveitem a redundância entre imagens consecutivas que caracterizam estas modalidades de imagem. Estas estratégias serão baseadas em métodos alternativos de pré-processamento das tramas em memória e em codificadores de carácter genérico *open source*.

Neste contexto, as metodologias de arquivo propostas deverão então ser analisadas para ambientes intensivos de imagiologia cardíaca segundo critérios de: taxas de compressão sem perdas obtidas, qualidade de diagnóstico, optimização de *workflow* e racionalidade económica.

1.2 Estrutura da Tese

Este documento encontra-se estruturalmente dividido em 8 capítulos. Em termos de conteúdo, esta dissertação possui como capítulos introdutórios os capítulos 2 - 4, seguindo-se os capítulos que descrevem o trabalho desenvolvido, as conclusões e as estratégias de continuação do trabalho exposto (capítulos 5 - 8).

O capítulo 2 pretende fazer a introdução às modalidades de imagem dedicadas ao estudo do coração e suas patologias e às tecnologias envolvidas. Neste capítulo e após breve perspectiva histórica, serão desenvolvidos, os conceitos de imagiologia cardíaca relativos às modalidades baseadas em Raios-X nas quais este trabalho se focou, nomeadamente a angiografia coronária e a tomografia computadorizada bem como outras modalidades normalmente usadas em cardiologia.

No capítulo 3 encontram-se definidos os temas relacionadas com os sistemas de informação em medicina, nomeadamente os sistemas PACS. A norma internacional DICOM também é abrangida por este capítulo no sentido de realçar a sua importância para a implementação e evolução da imagiologia clínica digital.

O capítulo 4 pretende rever os principais algoritmos de compressão. Numa primeira fase iremos descrever os métodos de compressão adoptados pela norma DICOM que foram testados neste trabalho como forma de avaliação dos seus desempenhos e de comparação com os outros

métodos. De seguida são apresentados os codificadores genéricos que foram usados e testados na estratégia de compressão alternativa aqui proposta. Também são descritos os codificadores de vídeo utilizados como teste para aproveitamento da redundância temporal entre imagens de angiografia coronária.

No capítulo 5 é então descrita toda a estrutura do trabalho realizado e respectivos resultados. São explicadas as alternativas de compressão para cada modalidade, bem como o *software* desenvolvido para cada uma. Também são referenciados vários refinamentos relativos à estratégia de compressão alternativa principal e é abordada a temática da compressão “visually lossless” através de uma técnica estatística de redução de ruído conhecida como *bit discarding* e que utiliza o teste estatístico de Moran. Por fim são apresentados resultados de experiências relativas à aplicação de codificadores de vídeo sem perdas.

O capítulo 6 aborda a problemática relativa à inserção de um método de compressão alternativo, como o proposto, no *workflow* de um sistema de informação de uma unidade médica real. Na fase inicial do capítulo são descritos, de uma forma geral, alguns dos conceitos e principais questões sobre o problema da integração de sistemas. A integração de uma estratégia alternativa é então posteriormente descrita sob a forma de um “case study” do Serviço de Cardiologia do CHVNG.

No capítulo 7 são tiradas as conclusões referentes ao trabalho bem como são discutidos os resultados obtidos, sob o ponto de vista da identificação dos pontos fracos e dos pontos fortes da implementação sugerida.

O capítulo 8 tem por fim elucidar sobre as várias orientações futuras de evolução que se conseguiram identificar ao longo de todo o trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação. Este capítulo pretende portanto descrever sucintamente quais as possíveis e mais viáveis opções que foram identificadas e que permitam manter a contínua evolução do trabalho desenvolvido.

Referências

- [1] Carlos M. A. Costa. *Concepção, desenvolvimento e avaliação de um modelo integrado de acesso a registos clínicos electrónicos*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2004.

Capítulo 2

A imagiologia Cardíaca

A imagiologia clínica possui actualmente um papel central na prestação de cuidados de saúde ao nível do diagnóstico, planeamento e tratamento de patologias. Além disso é um tema fundamental em áreas como a pesquisa médica e a educação [1].

A imagiologia médica digital oferece vantagens em relação à imagiologia tradicional *hard copy*, especialmente ao nível do diagnóstico devido à aplicação de algoritmos de processamento digital de imagem. Permite também, através da manipulação das imagens no momento da aquisição, reduzir por exemplo a exposição do paciente à radiação. Com a adopção da imagiologia digital, as redes de comunicações digitais puderam então ser usadas na transmissão em tempo real de informação relativa a pacientes, diminuindo drasticamente os tempos de espera, resultando em serviços de cuidados de saúde mais eficientes e também numa optimização do *workflow* [2].

O processamento digital de imagem tem agora um papel relevante na medicina tornando-se numa das mais poderosas ferramentas de apoio ao diagnóstico. É uma tecnologia que pode ser usada tanto por médicos como por engenheiros biomédicos e físicos por forma a se extrair o máximo de informação das imagens para o diagnóstico de doenças [3].

Durante a última década o uso e número de modalidades de imagens médicas digitais em centros de cuidados de saúde aumentou significativamente como se pode observar na Figura 2.1 relativa à cronologia das várias modalidades de imagem [4].

Dada à sua importância no mundo clínico actual, vamos neste capítulo rever os conceitos fundamentais que caracterizam as imagens digitais e fazer uma introdução sobre a formação, aquisição e características fundamentais que definem as imagens das duas modalidades de imagiologia cardíaca testadas no trabalho descrito nesta dissertação.

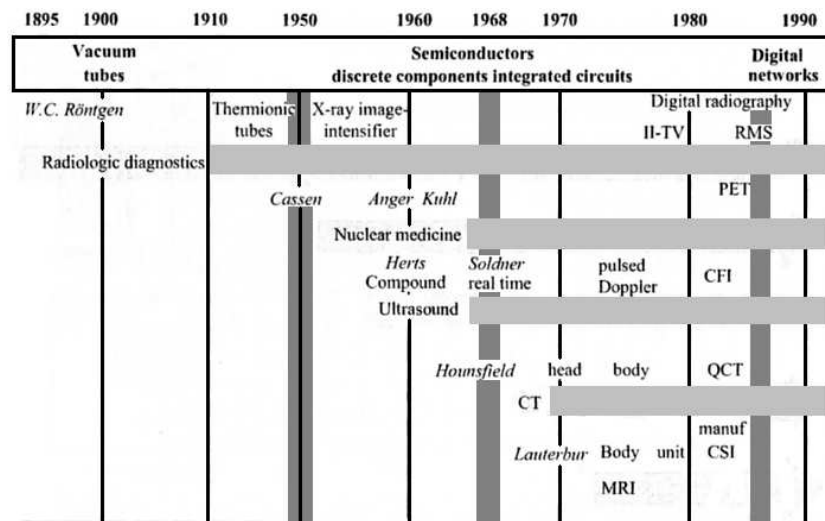


Figura 2.1: Perspectiva histórica da imagiologia clínica [5].

Uma imagem digital é constituída por uma matriz (Figura 2.2) de n linhas por m colunas de elementos chamados “picture elements” ou *pixels* que se situam na intersecção de uma linha com uma coluna. De uma forma geral, o valor de um *pixel* é função do espaço, comprimento de onda e tempo e corresponde à média de intensidades na área ocupada pelo *pixel* [6, 7]:

- Intersecção linha/coluna (x, y) sendo que $1 \leq x \leq n$ & $1 \leq y \leq m$ - Nas imagens digitais e especialmente em imagiologia médica é muito frequente o número de linhas e colunas ser definido por $m = n = 2^k$ em que $k = \dots, 8, 9, 10, \dots$, i.e., a matriz da imagem ser quadrada com lados iguais a 2^k . Dimensões típicas das imagens médicas são 256, 512, 1024 e 2048 *pixels* de lado. Este tipo de dependência funcional motiva as seguintes considerações:
- Profundidade ou resolução (z) - Esta factor indica o número de níveis de codificação das intensidades e está relacionado com a gama dinâmica da modalidade imagiológica. Nas imagens *grayscale* (escalas de cinzentos), é normalmente especificado em número de *bits* da seguinte forma $z = 2^b$ em que b representa o número de *bits*. Por exemplo os *pixels* de uma imagem *grayscale* de 8 *bits* de resolução (256 níveis de cinzento) podem ter, no máximo, o valor de intensidade 255. Se $b = 1$ dizemos que a imagem é binária sendo o valor do *pixel* ou preto ou branco;
- Cor (λ) - Este valor está directamente relacionado com a informação cromática que se pode associar à imagem. Como iremos ver, o parâmetro cor em conjunto com o

parâmetro resolução permitem definir vários tipos de imagem.

- Tempo (t) - Em imagens dinâmicas a intensidade de um mesmo *pixel* é também definido pelo instante em que a imagem é adquirida.

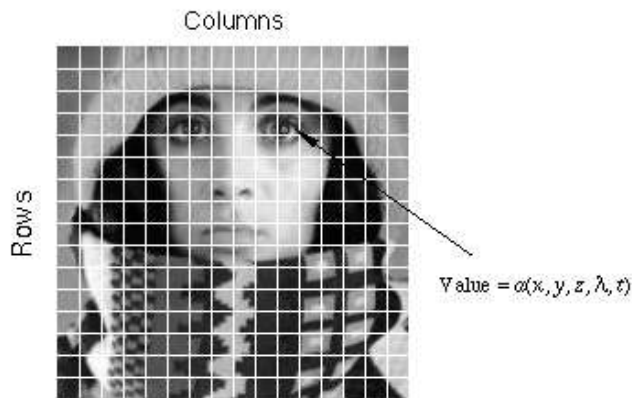


Figura 2.2: Matriz de uma imagem digital [7].

De uma forma geral, todas as imagens podem ser caracterizadas por vários parâmetros físicos de qualidade. O parâmetros mais importantes são [1]:

- Resolução espacial - está relacionada com a capacidade da modalidade de imagem possibilitar a distinção entre dois pontos muito próximos um do outro. A resolução espacial é normalmente expressa em número de pares de linhas por unidade de comprimento.
- Resolução tonal - é uma medida da capacidade de se conseguir distinguir pequenas diferenças de intensidade. Em imagiologia por Raios-X está, como iremos ver, directamente relacionada com o coeficiente de atenuação dos tecidos. Em imagens digitais é expressa em número de *bits* por cada *pixel*. Será, ao longo deste texto, designada simplesmente por resolução ou precisão da imagem.
- Resolução temporal - Tem a ver com a capacidade de distinguir achados imagiológicos temporalmente muito próximos. Implica isto uma correcta adequação do período de amostragem temporal no processo de formação das imagens. Se um procedimento de imagem gerar imagens a um ritmo não inferior a 30 *frames* por segundo a aquisição é denominada de imagem em tempo real. A este ritmo é possível serem criadas imagens cardíacas praticamente livres de artefactos de movimento.

As imagens podem ser de dois tipos consoante a cor e a resolução destas - imagens de cor indexada ou de cor real. Nas imagens de cor indexada o valor do *pixel* representa um índice

para uma tabela anexa de 8 ou 16 *bits* na qual estão contidos os reais valores de intensidade. Se a imagem for colorida, cada entrada possui então os valores para cada uma das componentes de cor, por exemplo RGB (Red, Green, Blue) (Figura 2.3).

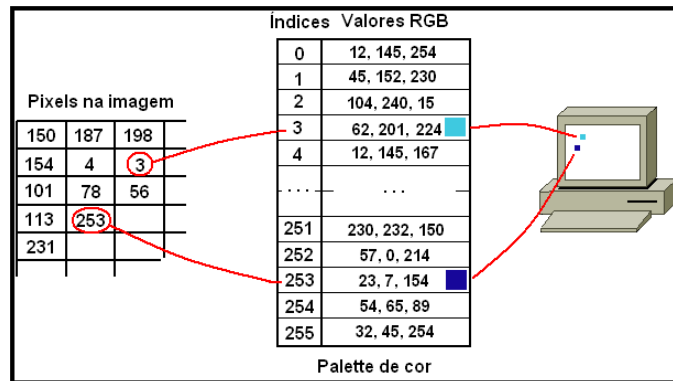


Figura 2.3: Exemplo de imagem de cor indexada (modificada de [7]).

Nas imagens de cor real a intensidade do *pixel* está directamente definida no seu valor, i.e., os valores de intensidade das três componentes de cor estão guardadas, embora separadas umas das outras, no valor do *pixel*. Tipicamente, uma imagem RGB de cor real possui uma resolução de 24 *bits* por *pixel* sendo reservados 8 *bits* para cada componente de cor.

Tendo em conta apenas a intersecção linha/coluna, os vários tipos de imagens podem ser definidas da seguinte forma [8] (Figura 2.4):

- Imagens binárias (preto e branco)

$$\alpha(x, y) \in \{0, 1\}$$
- Níveis de cinzento

$$\alpha(x, y) \in \{0, 1, \dots, 2^b - 1\}$$
- Cor indexada (índices num mapa de cores)

$$\alpha(x, y) \in \{0, 1, \dots, 2^b - 1\} \xrightarrow{I} \{0, 1, \dots, 2^{b'} - 1\}^3$$
- Cor (por exemplo RGB)

$$\alpha(x, y) \in \{0, 1, \dots, 2^b - 1\}^3$$

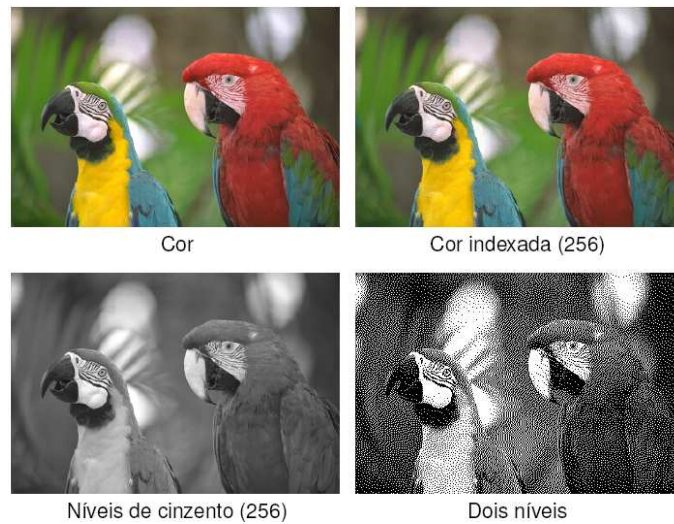


Figura 2.4: Tipos de imagens [8].

As imagens *grayscale* são portanto um caso específico das imagens de cor RGB, nas quais as componentes de cor são todas iguais, i.e., $Red = Green = Blue$. Consequentemente, as imagens *grayscale* são, normalmente, de 8 *bits* pois apenas necessitam de guardar uma das componentes de cor. Existem no entanto, em imagiologia médica, imagens *grayscale* de 12 e mesmo 16 *bits* de resolução tonal.

2.1 O coração

Sendo que o trabalho foi realizado em imagens cardíacas iremos nesta secção descrever, de forma muito resumida, a constituição do coração e dos seus vasos sanguíneos mais importantes bem como algumas das suas patologias mais comuns.

O coração está situado na parte anterior da cavidade torácica, entre os dois pulmões (mediastino anterior), por cima do diafragma e atrás do esterno. Ultrapassa a linha média de 1/3 à direita e 2/3 à esquerda [9].

O coração é um músculo oco e é o órgão propulsor do sangue. A sua forma assemelha-se a uma pirâmide triangular cujo grande eixo é dirigido para baixo, para diante e para a esquerda. Tem aproximadamente o volume de um punho pesando cerca de 270 gramas no homem e 260 gramas na mulher [9].

São facilmente distinguíveis as regiões auricular (que contem as aurículas) e ventricular (que contem os ventrículos). Estas duas regiões são divididas em coração direito e coração esquerdo, anatómica e fisiologicamente diferentes. Existem, na sua face externa, sulcos que dividem o coração em quatro cavidades (aurícula esquerda, aurícula direita, ventrículo esquerdo e ventrículo direito) - Figuras 2.5 e 2.6: o sulco auriculoventricular separa as aurículas dos ventrículos, o sulco interventricular separa os dois ventrículos e o sulco interauricular separa as duas aurículas [9].

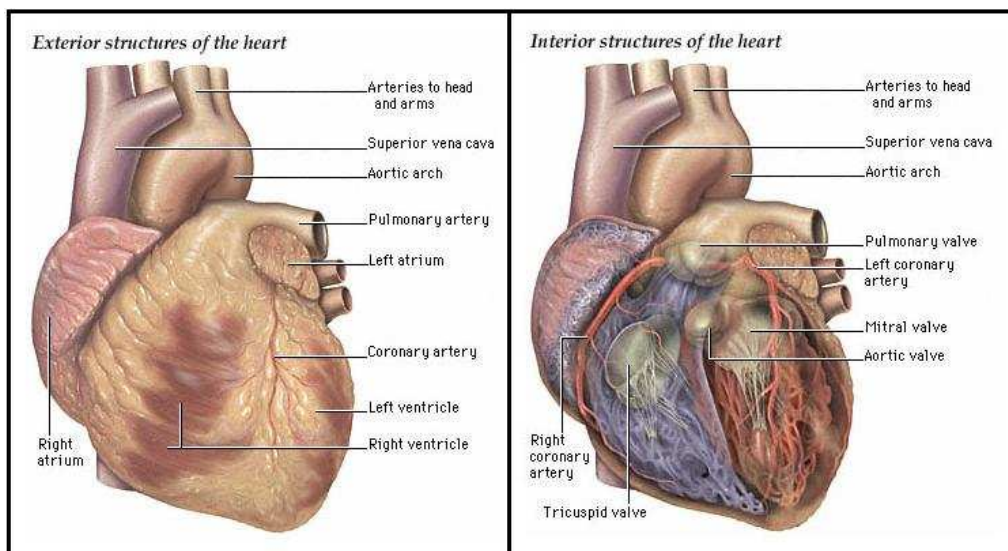
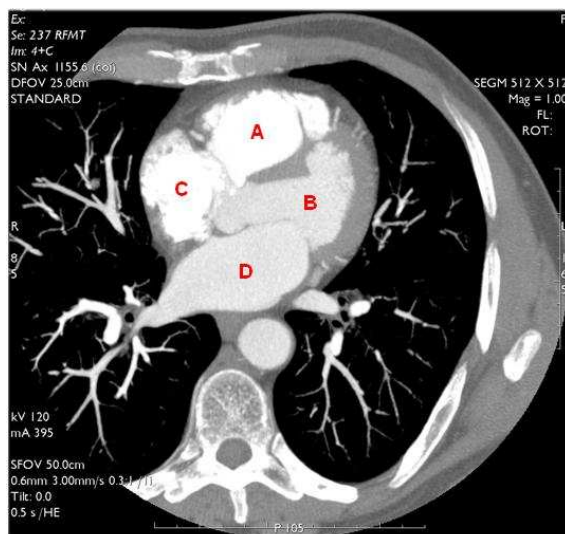


Figura 2.5: Anatomia do coração [10].

O coração, como qualquer outro músculo do corpo, necessita de receber oxigénio para funcionar adequadamente. A musculatura do coração é nutrida através de um sistema de artérias que se originam na aorta - as artérias coronárias. As duas artérias coronárias mais importantes são a coronária direita e a coronária esquerda (Figura 2.5). Esta última divide-se em artéria coronária descendente anterior e artéria circunflexa.

As doenças do coração podem ser congénitas ou adquiridas sendo que as mais frequentes são a hipertensão arterial, angina ou “dor no peito”, isquemia cardíaca, trombose, embolia, enfarte do miocárdio, arritmia cardíaca e doenças associadas as coronárias.



A = Ventriculo Direito
B = Ventriculo Esquerdo
C = Auricula Direita
D = Auricula Esquerda

Figura 2.6: Identificação das cavidades do coração numa imagem CT [11].

Nas doenças congénitas, as pessoas nascem com alterações no aparelho cardiovascular. A grande maioria das doenças cardíacas é, no entanto, adquirida pelos indivíduos ao longo da vida e têm origens diversas, mas quase sempre ocorrem associadas a factores de risco para doenças cardiovasculares. A expressão factores de risco refere-se a condições ou hábitos que atingem directamente o desempenho do coração ou artérias, como por exemplo, o hábito de fumar, a presença de gordura (colesterol e triglicéridos) no sangue, a hipertensão arterial e o *stress* [12, 13].

2.2 A imagiologia cardíaca por Raios-X

A imagiologia médica está directamente relacionada com a forma como diferentes tipos de radiação interagem com os tecidos do corpo humano e também com o contínuo desenvolvimento de técnicas que permitem retirar informação clínica relevante dessa interacção [3].

Existem actualmente várias modalidades de imagem usadas no diagnóstico de patologias cardíacas como por exemplo a Angiografia Coronária (Coronary Angiography - XA), a Eco-cardiografia (Echocardiography - US), a Tomografia Computorizada (Computerized Tomography - CT), a Ressonância Magnética (Magnetic Resonance Imaging - MRI), a Tomografia por Emissão de Positrões (Positron Emission Tomography - PET) entre outras [14]. Algumas

destas modalidades de imagem não são exclusivamente usadas em cardiologia mas, tornam-se complementares quando aplicadas ao estudo do mesmo órgão [15].

As modalidades de imagem médica usam radiação como forma de perscrutar o corpo humano e assim obter a imagem para diagnóstico. Essa radiação pode ser electromagnética (Figura 2.7) como no caso da XA ou não como no caso da US. Classificando a radiação por energia contida na onda, existem dois grandes tipos de radiação [3, 15, 16, 17]:

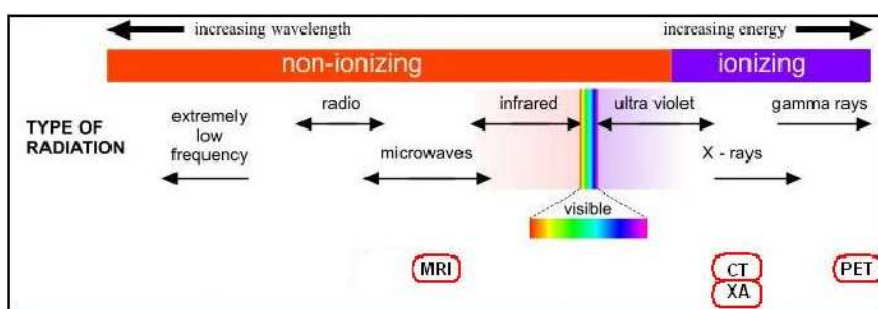


Figura 2.7: Espectro electromagnético e posição relativa de algumas modalidades no espectro em termos de energia [16, 18].

- Radiação não ionizante - Este tipo de radiação não tem energia suficiente para alterar átomos nem moléculas. Apenas aumenta a vibração intrínseca das moléculas provocando um aquecimento dos tecidos. As microondas e a radiação infravermelha são exemplos de radiação não ionizante. A MRI é um exemplo de modalidades de imagem que usa radiação deste tipo. Os efeitos da MRI na saúde humana, devido aos intensos campos magnéticos a que os pacientes estão sujeitos, ainda necessitam de ser investigados de forma mais aprofundada.
- Radiação ionizante - Este tipo de radiação possui energia suficiente para ionizar átomos¹ e moléculas podendo afectar as nossas células e material genético. Toda a radiação com energia acima do ultravioleta é ionizante. Os comprimentos de onda são mais pequenos do que os da radiação não ionizante tendo portanto maior frequência e consequentemente maior energia. Exemplos de radiação ionizante são os Raios-X e os raios gamma. O conjunto de modalidades de imagem que usam radiação ionizante inclui, por exemplo,

¹De um modo geral diz-se que um átomo está ionizado ou é um ião quando perde um ou mais electrões, i.e., quando a sua carga total é positiva. Ao perder um electrão, um átomo liberta aproximadamente 33 electrão Volts de energia que é suficiente para quebrar ligações atómicas.

todas as que usam Raios-X como a XA e a CT. É de realçar que os efeitos na saúde deste tipo de radiação estão, naturalmente, mais bem estudados dos que os da radiação não ionizante.

A US é uma modalidade que usa uma onda que não é electromagnética (os ultasons são ondas mecânicas pois precisam de um meio físico para se propagarem) e é considerada praticamente inofensiva.

2.2.1 Os Raios-X

As modalidades abordadas no trabalho descrito nesta dissertação foram a XA e a CT. Ambas usam radiação ionizante - os Raios-X - para a formação das suas imagens pelo que iremos fazer uma pequena introdução ao tema dos Raios-X. Iremos também abordar a questão dos efeitos do ruído associado aos Raios-X na formação das imagens que, como iremos ver em capítulos mais avançados, afectam grandemente os resultados do trabalho desenvolvido.

A descoberta dos Raios-X remonta ao dia 8 de Novembro de 1895 quando Wilhelm Konrad Roentgen (Prémio Nobel da Física em 1901) reportou a descoberta de uma nova forma de energia penetrante à qual chamou Raios-X por desconhecer a natureza misteriosa dessa radiação. Com esta descoberta, era agora possível visualizar algumas estruturas internas do corpo humano “*in vivo*” como por exemplo os ossos (Figura 2.8).



Figura 2.8: Imagem da primeira radiografia - mão da mulher de W. Roentgen [19].

Embora os fundamentos científicos que definem a diferença de atenuação por diferentes tecidos, mais concretamente o efeito fotoeléctrico e o efeito de Compton, não fossem conhecidos na altura, a aplicabilidade desta descoberta em medicina era evidente para Roentgen e seus seguidores pois a nova radiação podia não só atravessar o corpo humano como o fazia de modo diferente consoante o tecido atravessado (Figura 2.9). A comprová-lo estão as 1000 publicações científicas editadas no ano seguinte à descoberta. Ao serem atravessados por

Raios-X, tecidos mais densos (como o fígado) ou com elementos mais pesados (como o cálcio nos ossos), absorvem mais radiação do que tecidos menos densos (como os pulmões que estão cheios de ar) [3].

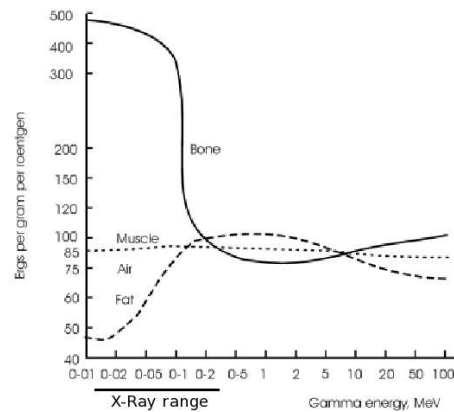


Figura 2.9: Diferenças de absorção entre tecidos do corpo humano [20].

Os Raios-X são um tipo de radiação electromagnética penetrante e invisível ao olho humano, com comprimento de onda menor que o da luz visível e são produzidos ao bombardear-se um alvo, como um metal, com electrões a alta velocidade. Esta capacidade de penetração permite que os Raios-X sejam utilizados para fazer imagens do interior do corpo humano ou de estruturas internas de objectos, seja na indústria, na medicina ou na pesquisa científica. O primeiro uso de Raios-X em medicina foi realizado nos Estados Unidos em 1896 para detectar uma fractura óssea no punho de um jovem (Figura 2.10) [3, 19].



Figura 2.10: Primeira utilização médica dos Raios-X [19].

A interacção e absorção dos Raios-X é condicionada por vários efeitos físicos, dos quais se destacam o efeito fotoeléctrico e o efeito de Compton como os efeitos principais na atenuação deste tipo de radiação nos tecidos [15, 21]:

- Efeito fotoeléctrico (Figura 2.11 a)) - Este efeito ocorre quando um fóton do Raio-X incidente possui a mesma energia que um electrão de órbita interna do átomo e é absorvido pelo átomo. O electrão é então libertado e o fóton desaparece ao perder toda a sua energia. Ao ficar uma posição vazia na nuvem electrónica um dos electrões das órbitas mais externas do átomo “cai” para a posição vaga libertando energia sob a forma de um fóton chamado “fóton característico” porque a sua energia é específica do tecido absorvente que o liberta. A absorção pelo efeito fotoeléctrico é especialmente importante para tecidos moles e com energia baixa na gama 1 - 30 KeV (Kilo electrão Volt em que $1 \text{ eV} = 1,6 \times 10^{-19} \text{ J}$).
- Efeito de Compton (Figura 2.11 b)) - Este efeito descreve a dispersão dos fótons de Raio-X ao colidirem com os electrões de valência dos átomos (cuja ligação com o núcleo é mais fraca que os electrões de órbitas mais interiores) ou electrões livres do tecido absorvente. Ao colidir com o electrão, o fóton sofre um desvio na sua trajectória e pode transferir parte da sua energia para o electrão (se a colisão não for frontal) ou perder toda a sua energia (se a colisão for frontal). Um fóton pode sofrer várias colisões perdendo energia em cada uma delas e acabando eventualmente por ser absorvido pelo efeito fotoeléctrico. O efeito de Compton é importante para os tecidos moles e com radiação na gama 30KeV - 20 MeV.
- Efeito “Pair Production” (Figura 2.11 c)) - Este efeito é muito menos importante do que o efeito fotoeléctrico e o efeito de Compton pois só existe quando é usada radiação de alta energia. Nesta situação se o fóton incidente tiver energia acima dos 1.02 MeV, é absorvido pelo próprio núcleo do átomo o que resulta na produção de um par electrão-positrão. O positrão é rapidamente combinado com um electrão livre resultando dois fótons gama que produzem a chamada “annihilation radiation”. Este efeito só tem significância para absorção nos tecidos para radiação superior a 5 MeV.
- Atenuação electromagnética - Tal como qualquer radiação electromagnética, a intensidade da radiação diminui à medida que a distância à fonte aumenta ($I \propto \frac{1}{D^2}$ sendo I a intensidade e D a distância à fonte).
- Dispersão de Rayleigh (Figura 2.11 d)) - Esta dispersão é praticamente irrelevante em radiologia e só acontece para radiação com energia baixa. Ocorre quando a radiação é desviada por objectos muito mais pequenos que o comprimento de onda da radiação,

como acontece entre os átomos e radiação pouco energética (comprimento de onda grande).

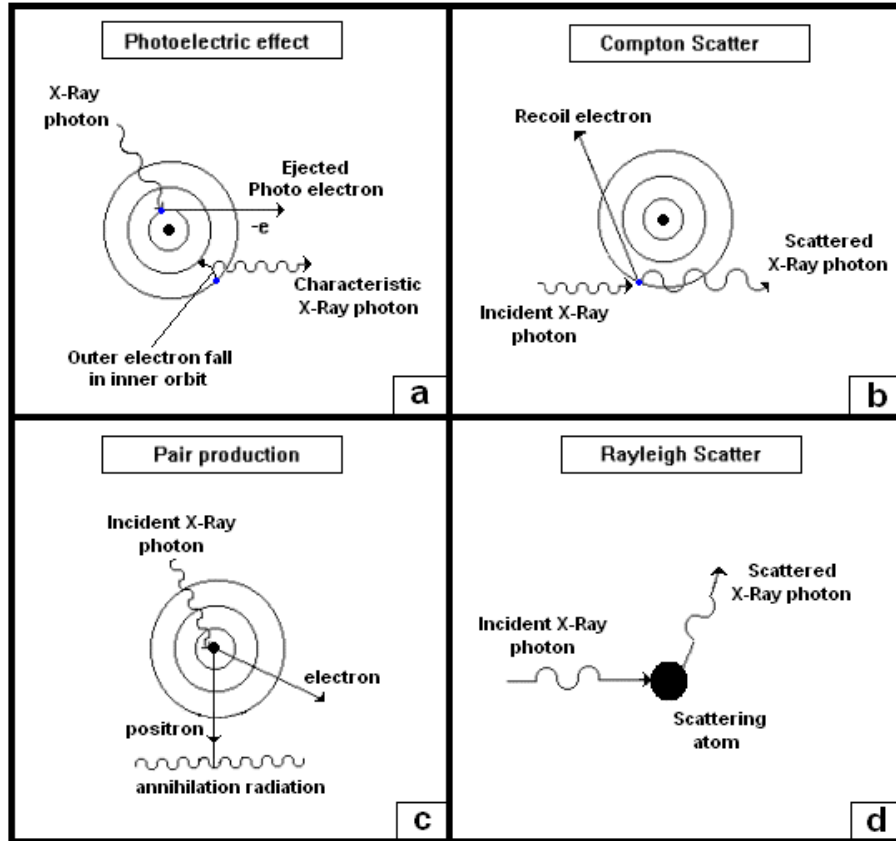


Figura 2.11: Absorção de Raios-X (imagem modificada de [21]).

Se considerarmos que o feixe de Raios-X é composto por raios paralelos e monoenergéticos, podemos combinar os dois efeitos de absorção mais importantes, o efeito fotoelétrico e o efeito de Compton, e chamar-lhe coeficiente de atenuação do material ($\mu(x, y)$) [22]. Tendo isto em consideração, a relação da intensidade ou atenuação do feixe ao atravessar um objecto é regida por:

$$I_o = I_s e^{-\int_{raio} \mu(x, y) dl} \quad (2.1)$$

em que I_o corresponde à intensidade da luz transmitida e I_s à intensidade da luz incidente e que é equivalente ao integral de linha

$$\int_{raio} \mu(x, y) dl = -\ln \frac{I_o}{I_s} \quad (2.2)$$

A qualidade das imagens obtidas está directamente relacionada com a dose de radiação a que o paciente foi exposto durante o procedimento. É claro que existe um limite para a dose de radiação pois uma dosagem exagerada pode causar queimaduras graves de difícil cicatrização e alterações a nível molecular [23].

Como veremos em capítulos posteriores, a presença de ruído nas imagens tem grande importância em situações de processamento digital e de compressão de imagens e afectou grandemente os resultados obtidos no trabalho efectuado e descrito nesta dissertação. Por essa razão, iremos de forma breve, mencionar quais os tipos de ruído contidos nas imagens radiológicas digitais.

Muitas das modalidades de imagem mais recentes, como por exemplo a CT e a MRI são constituídas por vários passos de formação da imagem. Em CT existe uma etapa de aquisição de dados e outra de reconstrução da imagem a partir dos mesmos. Alguns desses passos são passíveis de introduzir ruído enquanto passos posteriores podem modificá-lo. Apesar do ruído poder ser limitado em passos subsequentes, existirá sempre um ponto em que o ruído será impossível de remover completamente seja de que forma ele se expressar [15].

De uma forma geral e sem entrar em detalhes, podem então ser considerados quatro tipos de ruído dependendo da sua origem [24, 22]:

- Ruído relacionado com a radiação
 - Ruído Quântico - Este ruído estatístico está relacionado com a incerteza estatística do próprio feixe de Raios-X emergente do paciente. Este ruído é dependente das condições no tubo de Raios-X, incluindo a filtragem utilizada, espessura do corte (CT) e atenuação do feixe. A sua importância diminui se for aumentada a dose de radiação ao paciente.
- Ruído associado aos elementos de acoplamento
 - Ruído de conversão - Tem importância quando o sistema necessita de lentes para focar o feixe.
- Ruído dos elementos de aquisição
 - Ruído de conversão - Proveniente da conversão da informação radiológica para digital.
 - Ruído electrónico - Devido ao ruído de fundo introduzido pelo equipamento electrónico.
 - Ruído associado à resposta não uniforme dos detectores.

- Ruído associado ao algoritmo de reconstrução (para modalidades tomográficas como a CT e a MRI).

Iremos, de seguida, descrever de forma mais pormenorizada as modalidades existentes no Serviço de Cardiologia do CHVNG que foram por nós usadas para o trabalho descrito nesta dissertação.

2.2.2 A Angiografia Coronária

Nesta secção iremos descrever e caracterizar, de forma breve, a modalidade de angiografia coronária (coronary angiography ou coronary arteriography - XA), como é realizada, para que serve e que tipo de imagens são produzidas por esta modalidade.

Apenas alguns meses após a descoberta de W. Roentgen sobre os Raios-X em 1895, Lindenthal produziu em Viena, na mão de um cadáver, a primeira radiografia de contraste de vasos sanguíneos usando como contraste uma mistura de lima, mercúrio e petróleo (Figura 2.12) [25].



Figura 2.12: Primeira imagem de vasos sanguíneos obtida com Raios-X [19].

A aplicação clínica da angiografia só aconteceu passados 20 anos sobre a experiência de Lindenthal e mesmo assim apenas era utilizada espontaneamente. Apesar do início pouco prometededor, a angiografia começou a ter, a partir da década de 1950, um interesse crescente, sendo cada vez mais utilizada em imagiologia cardíaca e no estudo da circulação periférica. Em 1974, foi criada a Society of Cardiovascular Radiology (SCR). Os 30 membros fundadores expandiram o conceito de angiografia de diagnóstico levando a uma nova vertente da angiografia, a angiografia de intervenção, actualmente chamada de angioplastia. A angiografia convencional beneficiou fortemente do desenvolvimento de novos produtos de contraste, cateteres mais sofisticados e a introdução da aquisição digital [25].

A XA é uma modalidade de imagem na qual são estudados e avaliados os estados dos vasos sanguíneos do coração. É um método de visualização que possibilita a detecção de anomalias como estenoses, aneurismas, etc. através da injeção de contraste no interior dos vasos sanguíneos e a utilização de Raios-X.

No processo de aquisição de imagens XA (Figuras 2.13 e 2.14) um pequeno tubo denominado cateter é normalmente inserido numa artéria da região pélvica ou do braço através de uma pequena incisão. A extremidade do cateter é posicionada no coração ou numa das artérias que o irriga e é injectado um fluído chamado contraste. O fluído é naturalmente opaco aos Raios-X e as imagens (angiogramas coronários) são adquiridas simultaneamente à injeção do contraste (Figura 2.15) [26].

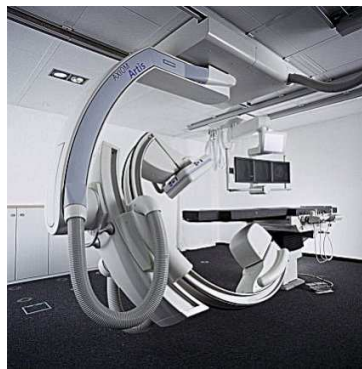


Figura 2.13: Equipamento de aquisição XA (Siemens Medical Solutions).

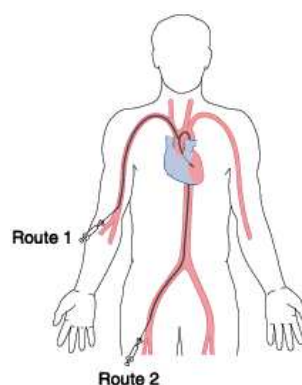


Figura 2.14: Pontos de inserção do cateter em XA [27].



Figura 2.15: Imagem XA típica.

Mais de 40 anos após a sua introdução, a XA continua sendo considerada por muitos médicos cardiologistas como o procedimento padrão para estudar radiologicamente a anatomia coronária e determinar a necessidade de intervenção cirúrgica.

É de realçar que o uso de modalidades de imagem invasivas com cateteres e Raios-X, também chamadas Percutaneous Coronary Interventions (PCI), como a angiografia coronária têm, apesar da rápida evolução de modalidades não invasivas, aumentado significativamente no mundo inteiro ao longo dos anos a uma taxa de crescimento anual de 8% [23].

2.2.3 A Tomografia Computorizada

A Tomografia Computorizada (Computerized ou Computed Tomography - CT) é um método complementar de diagnóstico por imagem que consiste numa técnica radiológica tomográfica na qual um feixe de Raios-X atravessa um paciente em várias direcções por uma fina secção axial e é detectado por um conjunto de detectores que medem a intensidade da radiação transmitida e atenuada. Para se definir a espessura de corte desejada são usados colimadores. A atenuação local de cada secção é calculada por um processo de reconstrução matemática de imagens chamada transformada inversa de Radon. Esses coeficientes de atenuação local são traduzidos em valores numéricos que são, por sua vez, convertidos em níveis de cinzento que irão formar a imagem (Figura 2.16) [28].

Os dados referentes às imagens de CT são gerados usando uma fonte de Raios-X que se movimenta à volta de um objecto (paciente); os detectores de Raios-X estão posicionados no lado oposto do paciente em relação à fonte (Figura 2.17). São então obtidas vários dados (projeções) à medida que a fonte se movimenta em redor do paciente. Essas projeções são

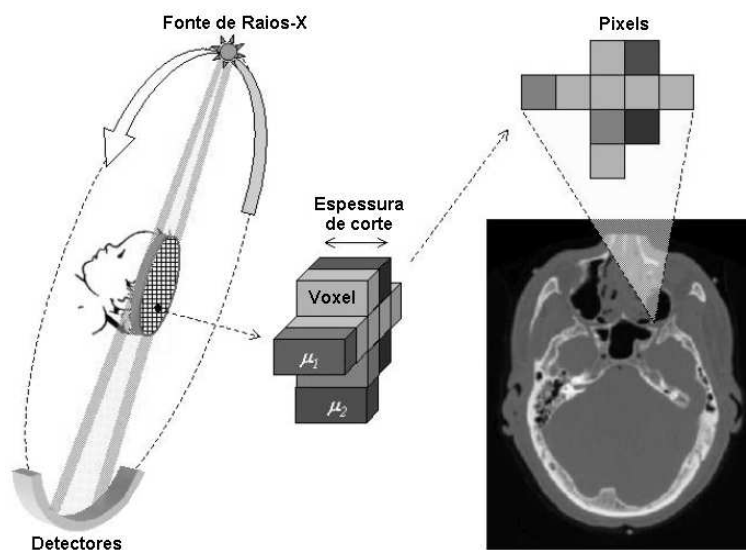


Figura 2.16: Obtenção de uma imagem CT [29].

posteriormente re combinadas pelo processo de reconstrução chamado transformada inversa de Radon e usando apenas dados da secção de interesse [30, 31].

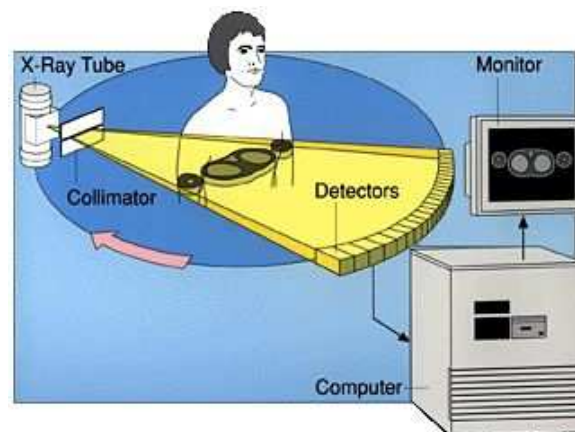


Figura 2.17: Aquisição de uma imagem CT [32].

A reconstrução da imagem CT final (Figura 2.18) é realizada no plano transaxial. Após a construção da pilha de imagens, é possível reformatar o volume para o plano pretendido [33].



Figura 2.18: Imagem CT típica.

Apesar da implementação prática da CT só ter sido concretizada nos finais do século 20, os seus fundamentos remontam ao ano de 1895, ano em que Roentgen descobriu os Raios-X e ao ano de 1917 em que o Johann K. A. Radon formulou a teoria matemática, na qual a CT ainda hoje se baseia (Figura 2.19).

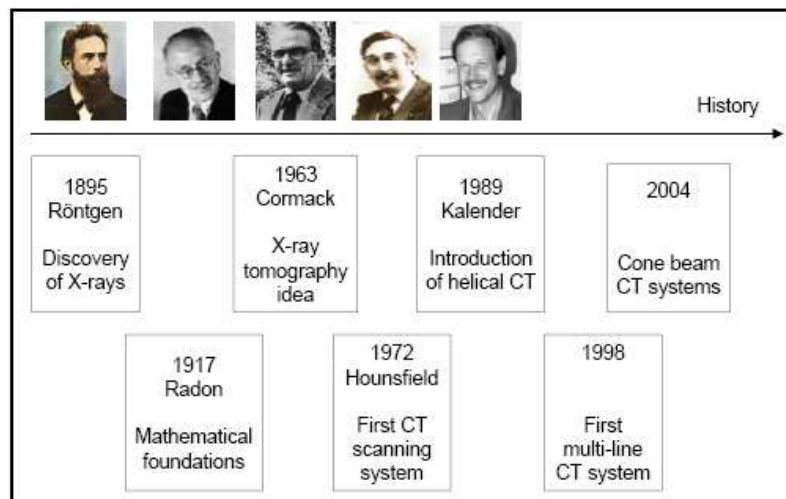


Figura 2.19: História da CT [34].

Nos primeiros anos da década de 1970 surgiram os primeiros desenvolvimentos na área da CT. Nos 10 anos que se seguiram, o mercado de equipamentos de CT sofreu um elevadíssimo crescimento, muito devido aos 18 fabricantes que surgiram no mercado. A sofisticação dos

dispositivos aumentou consideravelmente, e mesmo hoje em dia, os instrumentos de CT continuam a evoluir integrando novas capacidades (Figura 2.20) [30].



Figura 2.20: Equipamento de aquisição CT (Siemens Medical Solutions).

Cronologicamente (Figura 2.19), Allan McLeod Cormack da Tufts University USA foi o primeiro a formular a ideia da CT, estávamos em 1963. O primeiro sistema de CT foi desenvolvido em 1972 por Sir Godfrey Newbold Hounsfield do EMI Central Research Laboratories. A obtenção de resultados nessa área específica da imagiologia clínica de uma forma independente levou a que estes dois cientistas tenham sido galardoados pelas suas descobertas com o prémio Nobel da Medicina em 1979. O primeiro *scanner*, conhecido como EMI *scanner* (Figura 2.21), instalado no Atkinson-Morley's Hospital em Wimbledon, demorou várias horas a adquirir os dados e vários dias a processá-los para produzir as imagens. Este *scanner* estava limitado a adquirir imagens de secções do cérebro (Figura 2.22). O primeiro sistema CT com capacidade de obter imagens de qualquer parte do corpo era o ACTAScanner desenhado por Robert S. Ledley da Georgetown University [30, 31].

Avanços na capacidade de computação (computadores mais rápidos e com mais memória), nos materiais usados nos detectores e nos movimentos do paciente dentro do sistema permitiram melhorias substanciais tanto no tempo de aquisição como na qualidade das próprias imagens (Tabela 2.1). Desenvolveram-se também equipamentos que não necessitavam dos incómodos cabos de conexão permitindo ao tubo de Raios-X rodar livremente à volta do paciente (tecnologia “slip rings” [30, 31]).



Figura 2.21: Primeiro equipamento de CT - EMI *scanner* [35].

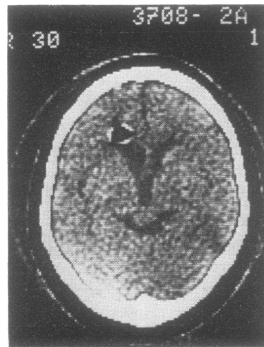


Figura 2.22: Uma das primeiras imagens de CT [36].

No final da década de 1970, a evolução tecnológica básica estava completa. Nos anos 80 foram implementadas algumas melhorias e no final desta década foi introduzida, pela primeira vez, a Tomografia Computorizada Helicoidal. No final da década de 1990 surgiu a Tomografia Computorizada Multicortes ou Multi Detector Computerized Tomography (MDCT). Esta nova tecnologia transformou a CT numa verdadeira ferramenta 3D com elevada qualidade de imagem e acrescentou novas capacidades à imagiologia cardíaca [28].

Na terceira geração de *scanners* CT, a fonte de Raios-X e o conjunto de detectores rodam de forma síncrona em redor do paciente. Nos *scanners* de quarta geração, o conjunto de detectores forma um anel completo e fixo à volta do paciente sendo que, durante o exame, apenas o emissor de Raios-X se movimenta em redor do paciente. No entanto, a tecnologia usada nos *scanners* da terceira geração permite uma melhor eliminação do ruído de dispersão e a utilização de um menor número de detectores do que os *scanners* da quarta geração, razões pelas quais esta tecnologia é usada nos equipamentos de aquisição multicorte [28].

Tabela 2.1: Evolução dos equipamentos CT.

1917	Princípios matemáticos (Transformada de Radon)
1963	Reconstrução de imagens (Cormack)
1972	Tecnologia (Hounsfield, Laboratórios EMI)
1972	<i>Scan</i> à cabeça (EMI Mark 1)
1974	<i>Scan</i> ao corpo inteiro (ACTA)
1974	<i>Scanners</i> de terceira geração (Artronix)
1977	<i>Scanners</i> de quarta geração (AS&E)
1989	CT Helicoidal
1991	Angiografia CT
1998	CT Multicortes de 4 cortes (4 linhas de detectores)
1999	CT Multicortes Cardíaca
> 2003	CT Multicortes > 16 cortes

A meio da sua terceira década de existência, a CT continua a ser um domínio de investigação bastante activo. A rápida evolução da tecnologia, particularmente nos últimos 5 a 7 anos, desafiou os radiologistas a desenvolver protocolos especializados para tirar partido de toda a capacidade de aquisição dos novos equipamentos de 16, 32 e 64 cortes [28].

Desde a introdução da CT na década de 1970, houve uma revolução significativa no tratamento clínico de pacientes e o seu uso clínico teve amplo impacto positivo no tratamento dos pacientes. Este aperfeiçoamento no diagnóstico e tratamento ocorreu na maioria das especialidades médicas onde a CT é aplicada. Dada a sua importância foram instalados, em 1996, unidades de CT em praticamente todos os hospitais com mais 200 camas em todos os Estados Unidos [33].

A CT Helicoidal foi introduzida na prática clínica em 1990 sendo que a principal área de interesse para esta tecnologia na altura era o estudo de doenças na região do tórax. Estes sistemas possuem um novo tipo de *software* que consegue processar vários cortes de uma forma contínua à medida que o paciente é movimentado perpendicularmente ao círculo constituído pela fonte e pelos detectores de Raios-X. Obteve-se desta forma uma melhoria substancial na resolução temporal permitindo a aquisição de dados num único suster de respiração (o que reduz o número de artefactos de movimento devido à respiração e à diferença de volume da caixa

torácica entre diferentes inspirações) e um aumento na resolução longitudinal (eixo z) ao possibilitar a reconstrução de aquisições sobrepostas. O tempo de aquisição de um equipamento CT Helicoidal é aproximadamente 4 vezes inferior ao de um *scanner* CT convencional [30, 37].

O conceito fundamental da CT é que a estrutura interna de um objecto pode ser reconstruída a partir de múltiplas projecções do objecto. O corpo ou objecto pode ser, virtualmente, dividido tridimensionalmente em múltiplos blocos atenuantes chamados *voxels* [33].

Fundamentos matemáticos da formação da imagem CT

O sinal recebido pelos detectores é pré-processado para compensar heterogeneidades no sistema de detectores. Após vários passos de pré-processamento, os valores de intensidade são então transformados em coeficientes de atenuação. A reconstrução da imagem a partir dos coeficientes de atenuação começa com a escolha do campo de visão desejado (“field of view”), isto é, a zona de interesse dentro de todo o feixe recebido. O coeficiente de atenuação para cada ponto da imagem é calculado obtendo a média e aplicando um filtro aos coeficientes de atenuação de todos os feixes que cruzam aquele ponto (algoritmo de retroprojecção filtrada ou “Filtered Back Projection”) e é expresso em Unidades de Hounsfield (em homenagem ao criador do primeiro equipamento CT) [28].

Uma imagem de CT é composta por uma matriz quadrada cujo tamanho varia entre 256×256 e 1024×1024 *pixels*, sendo que as matrizes mais comuns sejam de 512×512 . Como uma imagem CT representa um corte com uma determinada espessura, cada *pixel* representa um pequeno elemento discreto de volume (*voxel*). O volume desse *voxel* depende do tamanho da matriz da imagem, do campo de visão e da espessura do corte. Normalmente o *voxel* tem uma forma paralelepípedica pois a espessura do corte é superior ao tamanho do *pixel* com excepção da CT multicorte em que o *voxel* é aproximadamente cúbico. Nesta situação diz-se que o *voxel* é isotrópico e pode ser visualizado de qualquer ângulo com a mesma resolução [38]. Assim, uma imagem CT representa um mapa bi-dimensional dos coeficientes de atenuação daquela secção do corpo do paciente traduzidos numa escala linear de cinzentos (resultando numa imagem *grayscale*).

Cada valor de atenuação obtido pela Equação 2.1 é comparado com o valor da atenuação da água e é inserido numa escala de valores denominados unidades Hounsfield (Hounsfield Units - HU) usando a Equação 2.3 onde μ é o coeficiente de atenuação do tecido e μ_w é o coeficiente de atenuação da água (Figura 2.23). Esta escala atribui à água o valor Hounsfield nulo. A

gama de valores desta escala é de 2000 HU mas existem sistemas CT cuja a gama é superior (na ordem dos 4000 HU). Cada número representa um nível de cinzento sendo que +1000 representa o branco e -1000 representa o negro [39].

$$HU = \frac{\mu - \mu_w}{\mu_w} \times 1000 \quad (2.3)$$

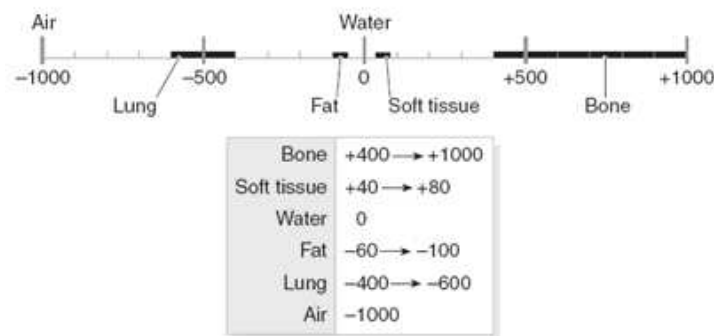


Figura 2.23: Escala Hounsfield (gama = 2000) [39].

Apesar da gama de valores de HU ser de 2000 ou mais níveis, o olho humano não é capaz de distinguir tantos níveis de cinzento. Assim, para o utilizador poder interpretar as imagens, apenas uma pequena gama de valores é mostrada no ecrã. A “Window Width” (WW) representa a gama de HU mostrada no ecrã de visualização, i.e., a gama de HU que são considerados importantes e são mapeados nos 256 níveis de cinzentos visíveis no ecrã. O termo “Window Level” (WL) representa o valor de HU central de toda a gama de WW. Usando correctamente estas duas variáveis é possível visualizar diferentes órgãos ou tecidos no mesmo corte. Na Figura 2.24 é possível exemplificar o uso destes dois conceitos. Ambas as imagens são do mesmo corte mas enquanto que na imagem superior a WW é igual a 350 HU e a WL é igual a +40 HU, na imagem inferior a WW é igual a 1500 HU e a WL é igual a -600 HU. É bem notório, no exemplo anterior, que a manipulação apropriada dos valores HU permite visualizar, no mesmo corte, diversas estruturas do corpo humano [39].

Sem entrarmos muito em detalhes iremos, de forma abreviada, explicar as ferramentas matemáticas usadas na aquisição e reconstrução das imagens de CT de modo a se obter os

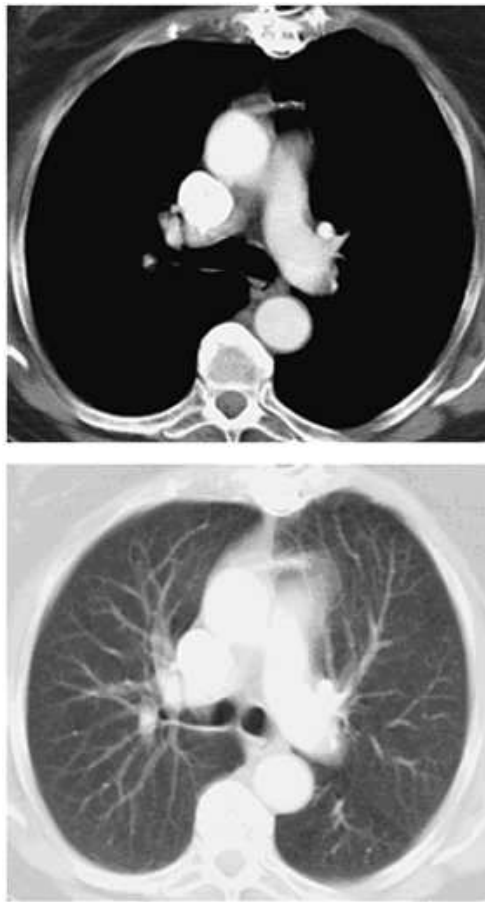


Figura 2.24: Exemplo de manipulação da “Window Width” e da “Window Level” no mesmo corte CT.

coeficientes de atenuação linear $\mu(x, y)$ em cada ponto de uma secção do corpo a partir de um conjunto de projecções obtidas, para diferentes ângulos, em redor do paciente.

O integral de linha (ou *raio soma*) anteriormente definido pelas Equações 2.1 e 2.2 representa uma amostra da transformada de Radon e constitui, como iremos ver, o elemento matemático fundamental das modalidades tomográficas nas quais se inclui a CT.

Sendo μ os coeficientes de atenuação médios de elementos de área $a \times a$ ao longo de uma determinada direcção, a atenuação ao longo do feixe vai ser dada por:

$$\ln \frac{I_o}{I_n} = \sum_{i=1}^n \mu_i a = \sum_{i=1}^n f_i \quad (2.4)$$

sendo que este somatório traduz a atenuação segundo uma determinada direcção quando o feixe de Raios-X atravessa n voxels e tem o nome de *raio soma* (R_s na Figura 2.25). O conjunto dos *raios soma* numa determinada direcção (ou ângulo) constitui uma projecção ($P_\theta(s)$ na Figura 2.25).

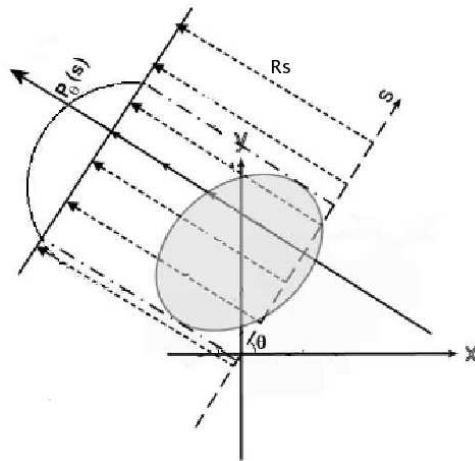


Figura 2.25: Objecto e respectiva projecção [40].

As projecções costumam ser apresentadas juntas de modo a formar uma outra imagem a que se dá o nome de *sinograma* (Figura 2.26). A partir das projecções e usando o método de retroprojecção filtrada (“Filtered Backprojection”) é reconstruída a imagem da secção cujos valores de intensidade estão relacionados em posição e em intensidade com as atenuações dos tecidos no corte.

A equação 2.2 que descreve a transformada de Radon pode ser reescrita pela Equação 2.5.

$$\int_{\text{raio}} \mu(x, y) dl = P_\theta(s) = -\ln \frac{I_o}{I_s} \quad (2.5)$$

Na equação 2.5, $P_\theta(s)$ é a projecção do raio segundo o ângulo θ em que s representa a distância à origem. Estas projecções são os elementos essenciais para a reconstrução da secção do objecto [3, 40].

Para cada ângulo θ são adquiridas projecções que, após 180° ou 360° de rotação à volta do paciente e com espaçamentos entre ângulos pré-definidos permitem obter as projecções

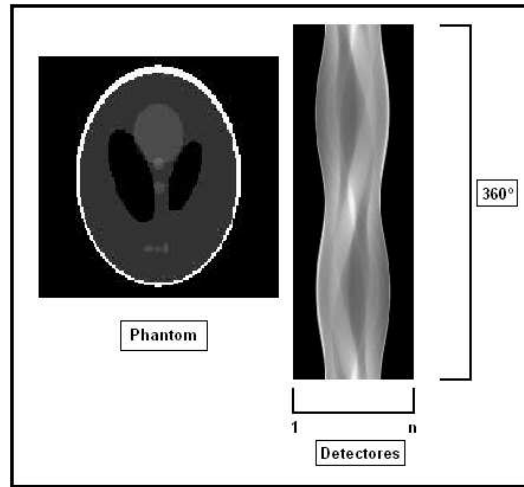


Figura 2.26: Phantom de Shepp-Logan e respectivo sinograma.

necessárias para a reconstrução tomográfica por retroprojecção filtrada. A retroprojecção consiste em atribuir a cada ponto da secção o valor μ correspondente à soma dos valores de todos raios soma que passam por esse ponto [3, 22].

Na realidade os feixes de Raios-X não são monoenergéticos (Figura 2.27). Como o feixe é polienergético e os efeitos fotoeléctrico e de Compton dependem da energia, a atenuação do meio vai ser dependente da energia. No caso dos feixes polienergéticos, os fotões menos energéticos vão ser preferencialmente absorvidos. Deste modo, o feixe resultante vai ser composto por fotões, em média, mais energéticos. Este fenómeno tem o nome de “endurecimento do feixe”.

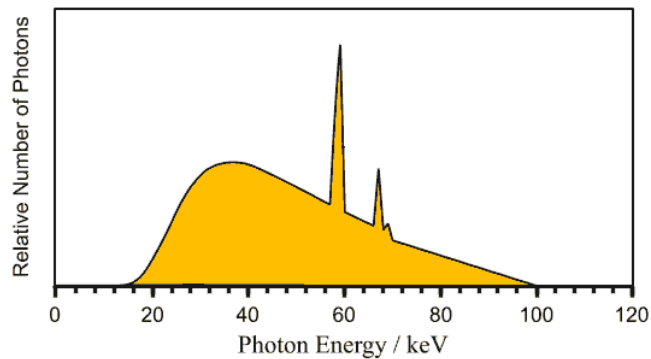


Figura 2.27: Espectro de um feixe de Raios-X polienergético [41].

2.3 Outras modalidades de imagiologia cardíaca

Além das modalidades por Raios-X referidas na secção anterior, existem outras modalidades imagiológicas usadas no estudo do coração. Esta secção permitirá descrever sucintamente 3 outras modalidades: A Ecocardiografia, a Ressonância Magnética e a Tomografia por Emissão de Positrões. Estas modalidades têm em comum o facto de não usarem Raios-X na formação das imagens

2.3.1 A Ecocardiografia

A Ecocardiografia (Echocardiography - US) é uma modalidade imagiológica que utiliza ondas sonoras a alta frequência, entre 2 e 15 MHz (o limite superior da audição humana é de cerca de 20 KHz), para visualizar os detalhes anatómicos do coração [42].

A ecocardiografia é indicada para avaliação anatómica e funcional do miocárdio e suas válvulas e identificação de pericardiopatias, trombos e neoplasias cardíacas, assim como no diagnóstico preciso de cardiopatias congênicas.

Os princípios físicos da US foram estudados no século 19 por Jobin Strutt que publicou “A teoria do som” em 1877. É sempre necessária a existência de um meio físico que permita a propagação da energia sonora pois, ao contrario do que sucede com ondas electromagnéticas, as ondas sonoras não se propagam no vácuo. Em medicina, os ultrasons são utilizados quer como método de diagnóstico quer como terapêutica sendo que no primeiro caso são usados como modalidade radiológica em que a imagem é obtida por reflexão das ondas sonoras [43].

A velocidade de propagação das ondas sonoras é variável com o meio. Além disso, o feixe ultrasónico não é transmitido com uma eficiência de 100% através dos tecidos. Reflexão, difusão e absorção são factores de atenuação do feixe. A reflexão é o factor crítico pois permite a formação das imagens US a partir dos ecos que resultam das diferenças de impedância acústica entre os tecidos que está por sua vez relacionada com a sua constituição molecular [43].

A frequência ultrasónica utilizada interfere ao mesmo tempo com o nível de detalhe das imagens e com o poder de penetração do feixe. Por exemplo, usando frequências de 2.5 MHz é possível observarem-se detalhes com 1 a 2 milímetros de tamanho. Quanto maior for a frequência (dentro da gama de frequências previamente mencionada) mais detalhe possuirá a imagem. Um dos aspectos mais importantes no limite superior da frequência utilizada na US é o custo: maior frequência implica equipamentos que requerem maior precisão e poder

computacional e são por isso mais dispendiosos. Outro ponto a considerar é que frequências superiores são atenuadas mais rapidamente e têm menor poder de penetração nos tecidos. Para exames de rotina em adultos, que têm um grande coração e localizado mais profundamente no tórax, é usada uma frequência inferior (tipicamente 3 MHz) do que em procedimentos realizados em crianças [42, 43].

A sonda de um ecocardiógrafo (Figura 2.28) contém um transdutor, que emite e regista os sinais ultrasónicos. Em condições normais de operação, as sequências de pulsos emitidas pela sonda percorrem o corpo do paciente, atingindo fronteiras (por exemplo entre os tecidos musculares do coração e os vasos sanguíneos que o irrigam) pelo que são reflectidas e detectadas pela sonda. Ao medir-se o tempo de viagem da onda sonora emitida e o respectivo eco, pode-se determinar a distância entre a sonda e a fronteira [42].



Figura 2.28: Ecocardiógrafo moderno (Siemens Medical Solutions).

O resultado é uma visualização unidimensional da profundidade das várias fronteiras encontradas pela onda em relação à posição da sonda. A sonda emite uma sequência de pulsos em diferentes direcções e a informação fornecida pelos ecos é posteriormente processada.

Um ecocardiograma 2-D típico tem uma forma aproximadamente triangular. O apex do triângulo representa o ponto mais próximo da sonda e o resto da imagem representa um conjunto de informações detalhadas da profundidade relativa dos diferentes tecidos.

Existem várias formas de realizar a US sendo que as mais comuns são [42]:

- “Ecocardiograma transtorácico”, também referido simplesmente como ecocardiograma, é a mais comum de todas as variantes da US. É um exame altamente eficiente para avaliar o miocárdio, as válvulas cardíacas e o fluxo de sangue no interior das cavidades do coração. É realizada colocando a sonda no peito do paciente e dirigindo-a na direção do coração. Dependendo da posição da sonda, diferentes pontos de vista do coração podem ser obtidos (Figura 2.29).
- No “ecocardiograma transesofágico”, sondas miniaturas de alta frequência são inseridas no esófago do paciente, possibilitando uma imagem mais detalhada de certas estruturas cardíacas, como por exemplo, o septo interatrial e as veias pulmonares.

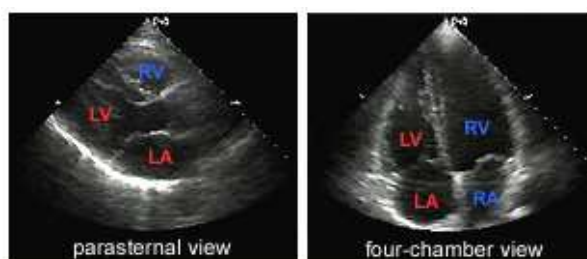


Figura 2.29: Imagem US típica [42].

Em relação à ecocardiografia de Doppler, o objecto que está em movimento e reflecte as ondas sonoras emitidas pelo transdutor são as hemáceas. Através do movimento das hemáceas pode ser registrado o sinal Doppler, que pode ser analisado a partir de três modalidades: O Doppler pulsado, o Doppler contínuo e o Doppler colorido.

O Doppler pulsado analisa a velocidade do fluxo sanguíneo num determinado ponto específico do coração, com um espectro de velocidade limitado. O Doppler contínuo analisa o somatório das velocidades de todos os fluxos numa determinada faixa do coração onde é posicionado o transdutor. O Doppler colorido ou “Mapeamento de fluxo a cores” analisa o fluxo sanguíneo em duas dimensões e as cores determinam a sua direção dentro das cavidades cardíacas.

A US de Doppler baseia-se no facto de que quando o feixe de ultrasons emitido pela fonte atravessa os tecidos biológicos, encontra um certo número de interfaces. A frequência reflectida por essas interfaces é idêntica à frequência emissora, i.e., não há diferença entre a frequência

de emissão e a frequência de recepção se o alvo ou fronteira for estacionário. Se em vez das interfaces fixas, tivermos alvos móveis, tais como glóbulos vermelhos no sangue circulante, produz-se uma frequência reflectida diferente da frequência emissora (Equação 2.6) [42, 43].

$$Fr = F_0 + \Delta F \quad (2.6)$$

em que Fr representa a frequência da onda reflectida, F_0 é a frequência da onda incidente e ΔF é a diferença de frequência causada pelos alvos em movimento.

A diferença de frequência (ΔF - Equação 2.7) é positiva sempre que o alvo se aproxima da fonte e negativa quando se afasta e chama-se frequência de Doppler. É usada para calcular a velocidade de deslocação de objectos [43].

$$\Delta F = \frac{2 \times v}{c} \times \cos \theta \quad (2.7)$$

em que:

v = é a velocidade do alvo ou da interface em movimento.

c = é a velocidade de propagação dos ultrasons nos tecidos (considerada constante = 1540 m/s).

θ = ângulo entre o eixo do feixe e o eixo sobre o qual o alvo se desloca.

Na US, esta técnica é utilizada para detectar o movimento da corrente sanguínea e é normalmente representado graficamente a laranja se a coluna de sangue se move em direcção à sonda (ápice do triângulo mencionado anteriormente) e a azul se esta se afasta da sonda. A US de Doppler é particularmente eficaz na detecção de fluxos sanguíneos anormais que podem resultar de válvulas cardíacas danificadas (Figura 2.30) [42].



Figura 2.30: Imagem US Doppler [42].

2.3.2 A Ressonância Magnética

A modalidade de imagem por Ressonância Magnética (Magnetic Resonance Imaging - MRI) explora um fenómeno quântico que ocorre à escala nuclear e que foi descoberto de forma independente por F. Bloch e E. Purcell depois da Segunda Guerra Mundial, mais concretamente em 1946. Datam de 1973 as primeiras publicações, por P. Lauterbur, relativas à localização espacial e à técnica de reconstrução por MRI [43].

A 3 de julho de 1977 foi realizado o primeiro exame de ressonância magnética num ser humano. Foram necessárias aproximadamente cinco horas para produzir uma imagem. R. Damadian e seus colegas, L. Minkoff e M. Goldsmith, trabalharam durante sete longos anos para chegar a este ponto. Hoje é possível, com os mais recentes equipamentos (Figura 2.31), gerar em segundos as mesmas imagens que antigamente levavam horas.



Figura 2.31: Equipamento MRI (Siemens Medical Solutions).

A MRI é uma modalidade de obtenção de imagens de alta resolução, aplicável a vários órgãos ou sistemas de órgãos do corpo humano, pelo mapeamento de propriedades físicas associadas à distribuição de núcleos de hidrogénio pelo diversos tecidos e baseia-se nos mesmos princípios da ressonância magnética nuclear (Nuclear Magnetic Resonance - NMR). Na Figura 2.32 encontra-se um exemplo de uma imagem MRI cardíaca.

São constituintes básicos dos núcleos - os prótons e os neutrões, os quais possuem momentos magnéticos próprios tendo assim propriedades idênticas a pequenos magnetos. Isto quer dizer que eles produzem, em si mesmos, pequenos campos magnéticos, os quais sofrem a acção de rotação e orientação uma vez colocados num campo magnético externo uniforme. Normalmente, os núcleos estão orientados aleatoriamente, pelo que não existe um campo magnético

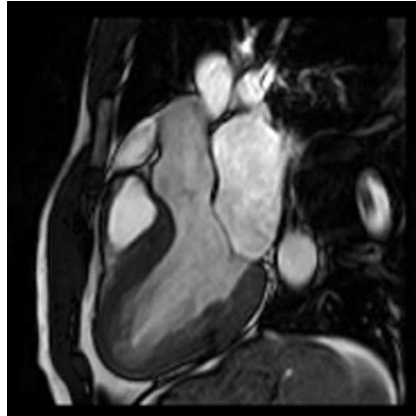


Figura 2.32: Imagem MRI Cardíaca [44].

realmente definido. No entanto, se um campo magnético externo, forte e uniforme for aplicado, os núcleos alinham-se a fim de criar um campo magnético passível de ser detectado e que resulta do alinhamento dos seus “spins” nucleares na direcção desse campo. Em núcleos em que o número de prótons e neutrões é igual, ambas as partículas tendem a alinhar-se em relação ao campo externo, neutralizando-se mutuamente. Contudo, certos átomos (Hidrogénio, Carbono 13, Sódio 23 e Fósforo 31) possuem núcleos com um número de prótons diferente do número de neutrões o que possibilita a criação de um momento magnético dipolar, permitindo assim o fenómeno da NMR. De todos, o átomo de Hidrogénio (núcleo com 1 só próton) é o que possui o momento magnético mais importante para a MRI devido à sua abundância nos tecidos sob a forma de água e gordura [43, 45].

A frequência de “spin” nuclear dos átomos é definida pela frequência de Larmor:

$$w = g \times \beta \tag{2.8}$$

em que:

$w =$ é a Frequência de Larmor (Hz).

$g =$ é a constante giromagnética.

$\beta =$ é a força do campo magnético externo.

A constante giromagnética é uma constante específica para cada tipo de núcleo. Isto significa que os núcleos de hidrogénio, quando sujeitos a um determinado campo magnético, possuem um “spin” a uma frequência conhecida. Se o campo magnético mudar, a frequência de “spin” também mudará [45].

Quando os núcleos atômicos são atingidos por uma onda electromagnética de rádio frequência (RF) igual à frequência de Larmor, absorvem a energia da onda ficando no estado de energia excitado. Este fenómeno é designado por ressonância. Quando a estimulação RF cessa, os “spins” nucleares tendem a retornar à sua condição inicial, a um estado de energia mais baixa mas, ao fazerem isso, libertam energia sob a forma de radiação electromagnética. É essa energia que, ao ser detectada pelo equipamento de aquisição MRI, permite a formação de imagens anatómicas. [45].

Os sinais recebidos servem como base para gerar imagens do interior do corpo com a ajuda de processos computadorizados como os desenvolvidos para a CT. Os tecidos aparecem no ecrã em diferentes níveis de cinzentos. Normalmente, os tecidos ricos em água surgem com uma tonalidade mais clara do que os tecidos com pouca água. Os ossos quase não são vistos, enquanto tecidos como os músculos, ligamentos, tendões e órgãos podem ser reconhecidos claramente em diferentes tons de cinzento. Na presença de campos magnéticos muito fortes, a magnetização que os núcleos sofrem nalguns tecidos, poderá ser mais rápida do que noutros. De uma forma muito simplista, isto representa a velocidade com que as moléculas de um dado tecido são capazes de trocar energia entre si, i.e., magnetizar ou desmagnetizar. Ao demonstrar as diferentes velocidades de magnetização e desmagnetização dos tecidos usando imagens com escalas de cinzentos, a MRI permite-nos determinar os constituintes dos órgãos do corpo humano. As intensidades de sinal das imagens de MRI dependem de três factores principais [43]:

1. As propriedades magnéticas inerentes dos tecidos (isto é, dos átomos das moléculas que compõem este tecidos) evidenciadas por
 - T1 - tempo de relaxação *spin/lattice* ou *spin/rede*
 - T2 - tempo de relaxação *spin/spin*
2. Fluxo - Se houver um volume líquido estático, este produzirá um sinal elevado. Se for móvel, como no caso do sangue e da linfa, os núcleos de hidrogénio magnetizados movem-se para fora da região de tecido examinado, não contribuindo para o sinal obtido.
3. Parâmetros do operador
 - TR - tempo permitido para um tecido magnetizar (*Repetition Time*)
 - TE - tempo permitido para um tecido desmagnetizar (*Echo Time*)

Em termos práticos, a aquisição de imagens de MRI processa-se da seguinte forma: conforme ilustrado na Figura 2.33, o paciente é colocado, além do campo magnético externo uniforme

e muito forte, sob o efeito de um campo magnético externo de gradiente, orientado no eixo de z (da cabeça aos pés), que tem intensidade variável, i.e., a intensidade do campo tem um suave declive por forma a que seja, por exemplo, mais fraco na parte superior da cabeça e mais forte no fundo dos pés. Sob estas condições, os prótons dos átomos localizado perto da cabeça têm uma frequência Larmor ($F1$) diferente do que a dos pés ($F2$). O próximo passo é a aplicação de ondas RF com frequência igual à frequência de Larmor de uma determinada secção do corpo.

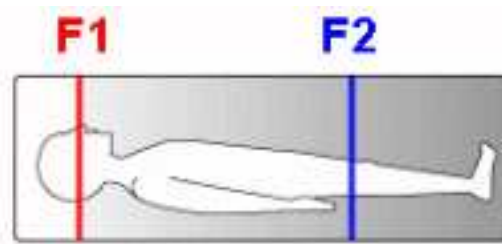


Figura 2.33: Gradiente magnético [45].

No exemplo anterior, a região da cabeça iria receber ondas RF de frequência mais baixa do que a dos pés. Após a cessação da emissão das ondas RF, sensores detectam a frequência das ondas que são emitidas pela desmagnetização dos átomos de hidrogénio. Ao seleccionar uma determinada frequência, recolhem-se dados de uma secção específica do corpo ao longo do eixo de z .

Outro campo magnético gradiente, perpendicular ao primeiro, é então aplicado. O segundo gradiente pode, por exemplo, ser mais fraco na região frontal do corpo e mais forte na região dorsal. Mais uma vez, ondas RF são aplicados e os resultados registados. Desta forma, uma imagem bidimensional pode ser obtida para um determinado ponto no corpo.

Apesar da MRI ser considerada uma modalidade que produz imagens bastante pormenorizadas (desvios mínimos do normal são facilmente detectados) é no entanto pouco específica (diferentes tecidos e patologias comportam-se de maneira idêntica) o que por vezes dificulta a obtenção de um diagnóstico correcto [43]. Em cardiologia, a MRI é considerada o método de eleição para a avaliação da aorta torácica e tem, actualmente, enorme importância em estudos de viabilidade miocárdica. É por outro lado complementar à US, XA e CT na avaliação da patologia cardíaca congénita e adquirida. O factor mais importante na limitação da utilização da MRI é o seu elevado custo [43].

Na Figura 2.34 encontra-se um exemplo de uma MRI imagem do coração. As câmaras cardíacas e os grandes vasos sanguíneos aparecem como espaços a preto. AO = Artéria Aorta, LV = Ventrículo Esquerdo, e LA = Aurícula Esquerda.

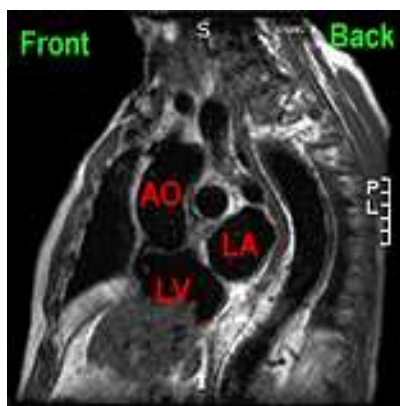


Figura 2.34: Imagem MRI das cavidades cardíacas [45].

2.3.3 Cardiologia Nuclear

A Tomografia por Emissão de Positrões (Positron Emission Tomography - PET) e a Tomografia Computorizada por Emissão de Fóton Único (Single Photon Emission Computerized Tomography - SPECT) são duas modalidades de eleição em cardiologia nuclear.

A PET é uma técnica imagiológica não invasiva que detecta alterações do metabolismo celular e que permite assim o exame funcional de órgãos. Um marcador químico específico (radiofármaco), constituído por radionúcleos emissores de positrões, é injectado no paciente, o qual vai permitir observarem-se processos metabólicos do organismo. A PET é principalmente usada para se examinar o metabolismo cerebral e cardíaco [46].

Nos últimos anos tem-se assistido a um crescimento explosivo na sua aplicação em múltiplos campos da medicina e de modo especial, nas doenças oncológicas, como método de diagnóstico, de avaliação da resposta ao tratamento e na suspeita de recidiva tumoral. Trata-se contudo, de um exame com custos elevados, ainda pouco disponível fora dos grandes centros populacionais. É um método de diagnóstico imagiológico complementar a outras modalidades tais como a MRI e a CT [46].

Com esta modalidade podem ser obtidas informações acerca do funcionamento de determinados processos bioquímicos “in vivo”, tais como:

- O metabolismo energético das células.
- A síntese e a libertação de neurotransmissores e as suas interacções.
- A expressão de determinados genes, endógenos ou terapêuticos.

Os átomos emissores de positrões ligam-se quimicamente às moléculas que intervêm no processo bioquímico em estudo, sem no entanto o perturbar. Estes átomos são muitas vezes isótopos de moléculas já existentes nos tecidos biológicos, como por exemplo o Carbono e o Oxigénio.

De acordo com o modelo atómico de E. Rutherford um átomo é constituído por neutrões (n), protões (p) e electrões (e^-). Se o número de protões e neutrões permanecer constante diz-se que o átomo é estável e denomina-se instável ou radioactivo se o átomo alterar a sua estrutura transformando um protão num neutrão ou vice versa. Um exemplo de um átomo instável é o N_{13}^7 (Nitrogénio-13 ou Azoto-13) que se transforma em N_{13}^6 . Este tipo de transformação é chamada de decaimento β^+ e dela resulta a emissão de um positrão (e^+) e um neutrino (ν) (Equação 2.9).



O neutrino é praticamente indetectável mas o positrão interage com a matéria circundante nomeadamente com os electrões livres que aí se encontram transformando ambas as massas em energia. Este processo é chamado de aniquilação e produz dois fotões gama (γ), cada um com energia de 511KeV, emitidos em direcções diametralmente opostas (180°) (Figura 2.35) [47].

Este é o processo fundamental da tomografia por coincidência na qual a PET se baseia (Figura 2.36). Os fotões propagam-se radialmente pela matéria circundante até saírem do corpo e atingirem os detectores do *scanner* PET. O método mais eficiente de detectar os fotões gama, com energias de 511 KeV, consiste em colocar um par detectores de cada lado da fonte radioactiva em posições diametralmente opostas. Estes detectores consistem em cristais cintiladores que pela suas características físicas, emitem luz ao absorverem um fóton gama. A luz é convertida, através de fotomultiplicadores (Photomultiplier - PMT) em sinais eléctricos que são posteriormente processados. O sinal de saída de cada detector está ligado a um circuito de coincidências para determinar se a radiação registada por cada um deles foi emitida simultaneamente (ou pelo menos com uma diferença de tempo inferior a 10ns). Se

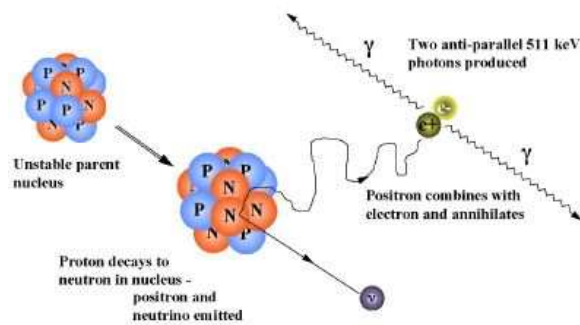


Figura 2.35: Decaimento β^+ [48].

as duas radiações tiverem sido emitidas em simultâneo então o sistema considera-as válidas. Um *scanner* contém anéis de detectores em redor do paciente, sendo cada um dos detectores colocado em coincidência com um conjunto de outros (diametralmente opostos) o que permite a detecção eficiente dos dois fotões gama. A resolução é fortemente determinada pelas dimensões de cada cristal (aproximadamente 3mm) [43].

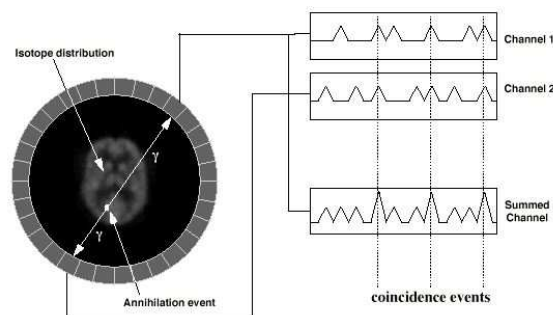


Figura 2.36: Tomografia por coincidência [48].

Apenas alguns materiais radioactivos possuem o tipo de decaimento descrito anteriormente. Os mais importantes são: Carbono-11 (C_{11}), Nitrogénio-13 (N_{13}), Oxigénio-15 (O_{15}) e Flúor-18 (F_{18}). Devido a possuírem semi-vidas curtas (entre 2 e 109 minutos), é geralmente necessário produzi-los “in loco” usando pequenos ciclotrões que são basicamente pequenos aceleradores de partículas. Os radiofármacos anteriormente mencionados têm vindo a ser utilizados em investigação há já vários anos [43].

A cardiologia nuclear engloba uma variedade de metodologias para avaliação da estrutura e

função cardíacas. A recente evolução da PET permite imagens de actividade metabólica e indirectamente o estudo da viabilidade miocárdica usando para tal o isótopo (F_{18}) (fluorodesoxiglucose FDG-18) [43].

As imagens SPECT são, tal como em PET, obtidas através da medição da actividade dos isótopos previamente administrados ao organismo do paciente que decaem por radiação γ , emitindo um fóton de cada vez (logo não existe tomografia por coincidência como em PET). As imagens SPECT são normalmente visualizadas de uma forma tri-dimensional. Para adquirir os diversos planos utilizam-se câmaras gama que fazem a aquisição de séries de imagens planares ao mesmo tempo que rodam à volta do doente (tal como em CT) - Figura 2.37. Em SPECT cardíaco são normalmente usados os compostos Tálcio-201, $99mTc$ -Tetrofosmina ou $99mTc$ -SestaMIBI, todos absorvidos pelas células do miocárdio (se houver fluxo sanguíneo próximo) [49].

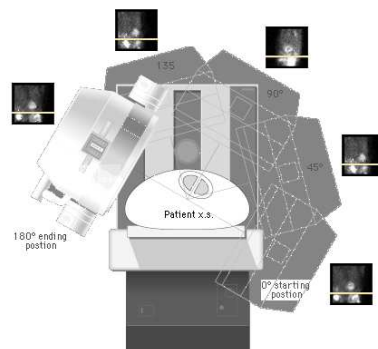


Figura 2.37: Aquisição de imagens SPECT [50].

É uma modalidade muito solicitada em estudos de viabilidade miocárdica e cintigrafia de perfusão do miocárdio em *stress* e repouso.

Se houver zona fria ou de radioactividade muito reduzida em ambas as situações (*stress* e repouso), haverá apenas tecido fibroso derivado de um enfarte prévio nesse ponto do coração; se houver zona fria em esforço, mas não em repouso, então deverá haver limitações ao fluxo sanguíneo para essa região, ou seja ele é suficiente para o repouso mas a artéria está parcialmente obstruída e quando há vasodilatação devido ao esforço, o volume nas outras artérias desobstruídas aumenta muito mais logo essa área está comparativamente com menos radioactividade [49].

2.4 Aplicações emergentes em imagiologia cardíaca

A imagiologia clínica é uma área em contínuo desenvolvimento. Novos equipamentos, novas técnicas e novo *software* estão constantemente a ser desenvolvidos e instalados em instituições de cuidados médicos, acrescentando novas capacidades aos meios complementares de diagnóstico e aos profissionais de saúde.

Por exemplo, para o estudo das artérias coronárias a modalidade mais usada é a XA. No entanto, o facto de ser um método invasivo representa uma grande desvantagem, pelo que as técnicas não invasivas de diagnóstico mais recentes como a Computerized Tomography Angiography (CTA ou Coronary Artery Imaging (CAI) - Figura 2.38) e a Magnetic Resonance Angiography (MRA) têm tido cada vez mais seguidores e são consideradas por muitos, como o futuro das modalidades de diagnóstico vascular. As imagens CTA, por exemplo, são obtidas com equipamento CT Helicoidal ou Multicorte ao mesmo tempo que o contraste é injectado numa zona periférica do corpo do paciente [31, 38, 51].

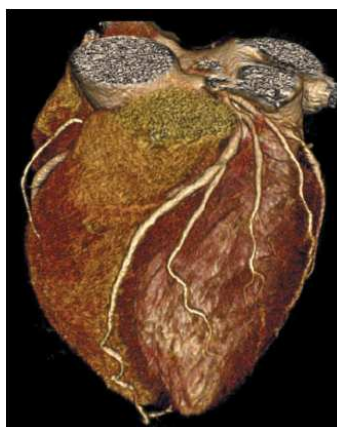


Figura 2.38: Exemplo de uma imagem de Tomografia Computorizada Coronária 3D [52].

Com o aparecimento destas novas modalidades de imagem, a escolha da modalidade de imagem vascular a usar em determinadas situações deixou de ser trivial pois estas englobam muitas vantagens, sendo a principal o facto de serem métodos não invasivos. No entanto, estas modalidades mais recentes apresentam certos pontos fracos ao impossibilitarem pacientes com pacemaker (no caso da MRA) ou com contra indicações para a exposição à radiação

ionizante (no caso da CTA) de realizarem o exame. Em ambos os casos, os movimentos do paciente têm de ser limitados ao máximo sob pena de introduzirem artefactos de movimento, comprometendo a qualidade das imagens (Figura 2.39). Este factor não é tão limitativo na XA convencional, o que a torna vantajosa nestas situações particulares [38]. Além disso, a XA é uma modalidade radiológica de intervenção. A desvantagem de ser invasiva torna-se numa vantagem a partir do momento em que se toma uma decisão terapêutica, ela própria invasiva. Neste contexto a CTA e MRA não podem competir.

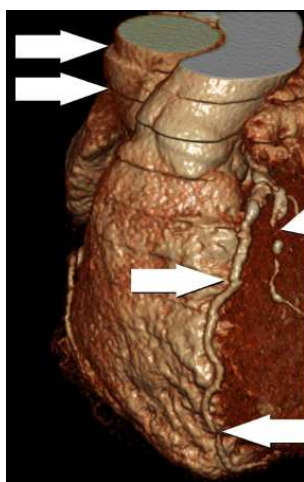


Figura 2.39: Artefactos de movimento criados pela respiração [53].

Um dos grandes objectivos dos novos equipamentos CT consiste em reduzir o tamanho dos *voxels* e *pixels* e garantir, ao mesmo tempo, uma relação sinal-ruído adequada pois quanto menor for o *voxel* maior será o impacto do ruído de fundo na imagem [38]. Neste ponto em particular, a dose de radiação revela-se um factor decisivo pois mantendo-se a dose e reduzindo-se o tamanho do *voxel* reduzem-se igualmente as interações dos fótons com o tecido/volume, prejudicando deste modo a relação sinal-ruído. A redução dos tempos de aquisição é também um factor importante pois permite reduzir o tempo de apneia que o paciente tem de controlar para não criar artefactos de movimento nas imagens.

As mais recentes modalidades de imagem para uso em imagiologia cardíaca incluem [54]:

- 3-D Echocardiography
- CT Cardíaca

- MDCT - Multi Detector Computerized Tomography ou Multi Detector Computed Tomography (CT multicorte mencionada anteriormente)
- CTA - Computerized Tomography Angiography (forma de visualização vascular que deriva da MDCT. Não é considerada uma modalidade *per se*)
- MRI Cardíaca
 - MRI - Magnetic Resonance Imaging aplicada à imagiologia cardíaca
 - MRA - Magnetic Resonance Angiography (forma de visualização vascular que deriva da MRI. Não é considerada uma modalidade *per se*)
- PET Cardíaca

Num futuro breve, outras modalidades de imagiologia irão surgir sendo que as mais promissoras para a imagiologia cardíaca são as seguintes [51, 54]:

- Myocardial Contrast Echo (MCE)
- Hybrid Imaging
 - MRI-CT
 - PET-CT
 - SPECT-CT

Referências

- [1] R. A. Greenes and J. F. Brinkley. *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*, chapter 14 - Imaging Systems. Springer, second edition, 2001.
- [2] H. K. Huang. *PACS and Imaging Informatics - Basic Principles and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., first edition, 2004.
- [3] Zang-Hee Cho, Joie P. Jones, and Manbir Singh. *Foundations of Medical Imaging*. John Wiley & Sons, Inc., first edition, 1993.
- [4] S Vaidya, L. C. Jain, and H. Yoshida. *Advanced Computational Intelligence Paradigms in Healthcare-2*, chapter Current Perspectives on PACS and a Cardiology Case Study. Springer, first edition, 2007.
- [5] R. van de Velde and P. Degoulet. *Clinical Information Systems: A Component-based Approach*. Health Informatics Series. Springer, 2003.

- [6] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods. *Digital Image Processing*. Prentice Hall, second edition, 2002.
- [7] I. T. Young, J. J. Gerbrands, and L. J. van Vliet. *Image Processing Fundamentals*. <http://www.ph.tn.tudelft.nl/Courses/FIP/noframes/fip.html>, 2006.
- [8] Armando J. Pinho. *Codificação e Compressão de Dados*, 2006. <http://www.ieeta.pt/~ap/ccd/>.
- [9] Guy Festal, Claude Lelguen, Alain Desroy, Jean-Francis Desroy, Josiane Candellier, and Pascal Coussy. *Grande Enciclopédia Médica Verbo - O coração e os Pulmões*, volume 1. Editorial Verbo, 1978.
- [10] Patrick J. Lynch. *How the heart works*. Yale Center for Advanced Instructional Media, 2007. Yale University.
- [11] Rand S. Swenson. *Computed Tomography (CT) of the Heart*. <http://www.dartmouth.edu/~anatomy/thorax/labimages/heartct.html>, 2007. Department of Anatomy of Dartmouth Medical School and Academic Computing of Dartmouth College.
- [12] Ana Raquel Nunes, Ana Sofia Tavares, Claudia Velez, and Joana Sousa. *Doenças Cardiovasculares*. EU Masters in Health Promotion, 2005. <http://www.ensp.unl.pt/saboga/prosaude/eumahp>.
- [13] Portal da Saúde. *Doenças cardiovasculares*. Portal da Saúde - Enciclopédia da Saúde, 2006. <http://www.portaldasaude.pt/>.
- [14] Yale Center for Advanced Instructional Media. *Cardiothoracic Imaging*, 2004. Yale University School of Medicine - <http://www.med.yale.edu/intmed/cardio/imaging/contents.html>.
- [15] B. H. Brown, R. H. Smallwood, D. C. Barber, P. V. Lawford, and D. R. Hose. *Medical Physics and Biomedical Engineering*. Series in Medical Physics. Institute of Physics, first edition, 1999.
- [16] US Environmental Protection Agency. *Ionizing & Non-Ionizing Radiation*, 2006. http://www.epa.gov/radiation/understand/ionize_nonionize.htm.
- [17] McGill University. *Non-Ionizing Radiation*, 2006. Environmental Health and Safety <http://www.mcgill.ca/ehs/radiation/nonionizing/>.
- [18] Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. *Ionizing and Non-ionizing Radiation*, 2004. http://www.arpansa.gov.au/basics/ion_nonion.htm.

- [19] Steve Swinnea. *ChE 386K - X-Ray Diffraction Theory*, 2001. University of Texas - <http://capsicum.me.utexas.edu/ChE386K/>.
- [20] University of North Carolina at Chapel Hill. *Environment, Health and Safety - Analytical X-Ray Training*, 2005. http://ehs.unc.edu/training/self_study/xray/index.shtml.
- [21] James F. Kelly. II *X-rays for Diagnosis*. Industrial Materials Group - University College London, 2001. Medical Physics course notes by jfK © 1995 - <http://img.chem.ucl.ac.uk/www/kelly/medicalxrays.htm>.
- [22] João José Pedroso de Lima. *Física dos métodos de imagem com Raios X*. Edições ASA, first edition, 1995.
- [23] Ad den Boer, Pim J. de Feijter, and Peter Ruygrok. Fluoroscopy during cardiac interventional procedures. *Thoraxcenter Journal*, 6, July 2004. Radiation Safety during Interventional Procedures.
- [24] Ehsan Samei. *The Nature of the Digital Image*. AAPM Summer School 2004, 2004. Duke University.
- [25] Curtis W. Bakal, James E. Silberzweig, Jacob Cynamon, and Seymour Sprayregen. *Vascular and Interventional Radiology - Principles and Practice*. Thieme Medical Publishers, Inc., first edition, 2002.
- [26] Mayo Foundation for Medical Education and Research. *Coronary angiography: A look inside your heart's blood vessels*. <http://www.mayoclinic.com>, 2006.
- [27] Isaac R. Marques. *Cardiosite - Informações sobre doença arterial coronária*. Universidade Federal de São Paulo - Núcleo de Enfermagem, 2004. <http://www.unifesp.br/denf/NIEn/CARDIOSITE/>.
- [28] Mathias Prokop, Michael Galansky, Aart J. van der Molen, and Cornelia M. Schaefer-Prokop. *Spiral and Multislice Computed Tomography of the Body*. Georg Thieme Verlag, 2003.
- [29] Kellen A. C. Daros. *Princípios da Formação da Imagem em Tomografia Computadorizada e Qualidade da Imagem*. <http://cfhr.epm.br/download/aulas/residentes/> - Universidade Federal de São Paulo - Escola Paulista de Medicina, Fevereiro 2006.
- [30] Ian A. Cunningham and Philip F. Judy. *The Biomedical Engineering Handbook: Second Edition.*, chapter 62 - Computed Tomography. CRC Press LLC, Ed. Joseph D. Bronzino, Boca Raton, 2000.

- [31] Jiang Hsieh. *Computed Tomography : Principles, Design, Artifacts and Recent Advances*. SPIE Press, first edition, 2003.
- [32] Imaginis Corporation. *Computed Tomography Imaging (CT Scan, CAT Scan) - How CT work*. http://www.imaginis.com/ct-scan/how_ct.asp, 2007.
- [33] John R. Haaga, Charles F. Lanzieri, David J. Sartoris, Elias A. Zerhouni, Ernest J. Wiesen, and Floro Miraldi. Princípios do estudo por imagens de tomografia computadorizada. *Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética do Corpo Humano*, 1:3–22, 1996.
- [34] Michael Grass. *CT image acquisition and reconstruction*. Philips Research Hamburg Sector Technical Systems, 2005.
- [35] Institute of Manufacturing. *EMI CAT Scanner*. <http://www.ifm.eng.cam.ac.uk/ctm/idm/cases/emi.html>, 2007. University of Cambridge.
- [36] J. Gawler, G. H. Du Boulay, J. W. Bull, and J. Marshall. Computerized tomography (the EMI Scanner): a comparison with pneumoencephalography and ventriculography. *Journal of Neurology, Neurosurgery and Psychiatry*, 39(3):203–211, March 1976.
- [37] Paul M. Silverman, Philip Costello, and David P. Naidich. *Helical (Spiral) Computed Tomography - A Practical Approach to Clinical Protocols*, pages 65–73. Lippincott Williams & Wilkins Publishers, 1998.
- [38] John A. Kaufman. Magnetic resonance and computed tomographic angiography. *Vascular and Interventional Radiology - Principles and Practice*, pages 29–53, 2002.
- [39] Elsevier Health. *Introduction to CT Physics*. Elsevier, 2004. <http://intl.elsevierhealth.com/e-books/pdf/940.pdf>.
- [40] Alvaro R. De Pierro. *Problemas Matemáticos em Tomografia por Emissão*. Instituto de Matemática, Estatística e Computação Científica - Universidade Estadual de Campinas, 2006. Brasil.
- [41] Australian Radiation Protection and Nuclear Safety Agency. *X-Ray*, 2004. <http://www.arpansa.gov.au/basics/xrays.htm>.
- [42] Howard Hughes Medical Institute. *Echocardiography*. Howard Hughes Medical Institute, 2007. <http://www.hhmi.org/biointeractive/vlabs/cardiology/content/dtg/echo/echo.html>.
- [43] João Martins Pisco and Luís Aires de Sousa. *Noções Fundamentais de Imagiologia*. Lidel - Edições Técnicas, first edition, Outubro 1999.

- [44] MRI Center of New England. *Clinical Applications Magnetic Resonance Imaging - Cardiac MRI*. http://www.mricenter.com/physicians/mri_clinical.htm, 2005.
- [45] Joseph Perpich. *The Virtual Cardiology Lab*. Howard Hughes Medical Institute Virtual Labs, 2007.
- [46] Administração Regional de Saude do Norte. *Tomografia por Emissão de Positrões (PET)*. Gráficos Reunido, Lda, Abril 2006.
- [47] Jens Langner. *Development of a Parallel Computing Optimized Head Movement Correction Method in Positron Emission Tomography*. PhD thesis, University of Applied Sciences Dresden, December 2003.
- [48] Ramsey Badawi. *Introduction to PET Physics*. http://depts.washington.edu/nucmed/IRL/pet_intro/intro_src/section2.html, Abril 1999.
- [49] Carla Silva. *Apontamentos de Física Médica*, chapter 2.3 Imagens de Medicina Nuclear. Universidade do Algarve, first edition, 2006.
- [50] Yale University School of Medicine. SPECT nuclear imaging cameras. http://www.med.yale.edu/intmed/cardio/imaging/techniques/spect_camera/index.html, December 2004.
- [51] Beth W. Orenstein. Emerging cardiac tools. *Radiology Today*, 6(4), February 2005.
- [52] Richard Mather. The next revolution: 256 slice CT. *Toshiba Medical Systems - Clinical Advancements in Volumetric CT - Cardiac CT: 64-Slice and Beyond*, pages 4–9, February 2006.
- [53] Nico R. Mollet, Filippo Cademartiri, and Pim J de Feyter. *Non-invasive Multislice CT Coronary Angiography*. Erasmus Medical Center, Rotterdam, The Netherlands, 2006. Departments of Radiology en Cardiology.
- [54] George Pierro. *New Modalities in Cardiac Testing*. 57th McGill Refresher Course - McGill Faculty of Medicine, November 2006. <http://cme.med.mcgill.ca>.

Capítulo 3

PACS e DICOM

Iremos neste capítulo descrever o panorama geral dos sistemas de informação existentes num centro de cuidados de saúde moderno incluindo os principais componentes e quais as suas funções. Serão ainda descritos alguns conceitos relacionados com esses mesmos sistemas de informação e dedicadas secções aos dois principais temas relacionados com a imagiologia clínica digital - o standard Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) e os Picture Archiving and Communication Systems (PACS).

Actualmente, um dos principais factores de produtividade de um hospital reside na informação que nele circula e está armazenada. É essencial que o sistema de informação do hospital consiga disponibilizar, em tempo útil, toda a informação pretendida de modo a se obterem serviços de cuidados de saúde de qualidade e uma gestão hospitalar eficiente. Tem-se reconhecido, nos últimos anos, uma importância económica cada vez maior às tecnologias de informação nos centros prestadores de cuidados de saúde [1].

Devido ao aumento do número e tipos de imagens médicas disponíveis actualmente, tornou-se imperativo o desenvolvimento de sistemas capazes de processar e organizar esta informação surgindo, desta forma, o conceito de *Imaging Informatics* que está relacionado com a produção, manipulação, transmissão e visualização das imagens [2].

Um Hospital Information System ou Healthcare Information System (HIS) pode ser definido como um sistema computacional que tem como tarefa principal facilitar a manipulação da informação médica e administrativa de um hospital de modo a permitir a prestação de melhores cuidados de saúde. Estes sistemas foram inicialmente implementados nos Estados Unidos e nalguns países da Europa, em meados da década de 1960, com o intuito de melhorar a facturação e o reembolso das actividades hospitalares [3].

Com o contínuo desenvolvimento de novas modalidades invasivas e não invasivas, a imagiologia clínica digital tem-se tornado numa componente fundamental dos sistemas de informação clínicos. O sistema responsável pelas imagens médicas no hospital - o sistema PACS - é um sub-sistema do HIS (mas pode, no limite, existir de forma *standalone*) cujo objectivo é facilitar a manipulação, armazenamento e transmissão de imagens médicas digitais [3].

A questão essencial não é a existência de sistemas PACS no hospital, mas sim, a redução efectiva do uso de suportes físicos como o papel e a película [3].

Um estudo desenvolvido em 1966 por Jydstrup & Gross, revelou que 25% do custo total de operação de um hospital era consumido pela manipulação da informação que nele circulava. As conclusões tiradas deste estudo continuam a ser válidas 30 ou 40 anos depois: a manipulação e tratamento da informação num centro de cuidados de saúde é monetariamente e temporalmente dispendiosa. Hoje em dia a implementação de um sistema HIS é justificada com a redução de custos de operação e melhoria nos cuidados de saúde [4].

A necessidade de melhoria no processo de prestação de cuidados de saúde, a optimização de processos e a redução de encargos com factores humanos e financeiros impuseram, nos últimos anos, uma dinâmica de sector que tem levado a uma maior exigência e crescimento destas plataformas de comunicações onde imagens médicas e dados laboratoriais podem ser transmitidos de forma rápida e eficiente. Ferramentas de diagnóstico remoto e ambientes virtuais têm vindo a surgir cada vez em maior número, permitindo aos médicos a capacidade de interagirem entre eles e com os dados do paciente [5].

Apesar dos esforços desenvolvidos nos últimos anos para normalizar os sistemas informáticos na saúde, ainda não é possível, hoje em dia, estabelecer uma comunicação entre todos os sistemas devido à sua complexidade e não inter-operabilidade. Iniciativas de normalização no sector dos sistemas de informação da saúde têm sido desenvolvidas [5]:

- DICOM - Standard mundial desenvolvido pela National Electrical Manufacturers Association (NEMA) e pela American College of Radiology (ACR) para regularizar os processos de distribuição e arquivo de imagens médicas. É um conjunto de normas para tratamento, armazenamento e transmissão de imagens médicas em formato electrónico. Será tratado com mais detalhe na secção 3.2.
- CEN (Comité Européen de Normalisation) - Comité Europeu de Normalização com áreas de actuação muito diversas. O CEN foi fundado em 1961 e é um organismo independente de normalização com fortes ligações à Comunidade Europeia. Criou, em 1990, o CEN/TC 251 "Technical Committee on Health Informatics".

- HL7 (Health Level 7) - Foi fundado nos Estados Unidos da América e foca a troca de mensagens em sistemas de informação na saúde. É uma norma mundial mas tem maior expressão nos Estados Unidos e no Canadá.
- ISO/TC 215 Healthcare Informatics Committee - Foi criado em 1998 pela International Organization for Standardization (ISO) e está mais orientado para a compilação de soluções existentes do que elaborar novas especificações.

3.1 Sistemas de informação em medicina e PACS

Muitas são as vantagens referentes à introdução de imagens digitais em radiologia e na imagiologia clínica em geral. Através da tecnologia digital é possível aumentar o valor de diagnóstico das modalidades através da manipulação das imagens em *workstations*. A distribuição das imagens através das redes de comunicação digital é também uma mais valia importante para uma optimização do *workflow* e redução dos custos de operação [6].

As Tecnologias de Informação e Comunicação (TIC) evoluíram no sentido de satisfazer as contínuas necessidades de arquivo, transmissão e visualização de imagens médicas. Mediante esta situação, surgiram os primeiros departamentos de radiologia digital: estes departamentos possuíam (e ainda possuem) duas componentes desenvolvidas de forma isolada mas cada vez mais passíveis de integração: o Radiology Information System (RIS) que está inserido no HIS e o sistema de imagiologia (PACS). Além disso, quando *a posteriori* se tentam integrar nos dois sistemas anteriores conceitos como o Electronic Patient Record (EPR), é possível pensar num ambiente hospitalar completamente *paperless* [6].

A integração das TIC nos serviços clínicos modernos é, actualmente, um investimento obrigatório no sentido de dotar os centros de cuidados de saúde de capacidades de aquisição, processamento, arquivo e transmissão de informação essenciais para garantir cuidados de saúde com qualidade e com simultânea redução dos custos associados e optimização dos recursos humanos e financeiros. São várias as mais valias obtidas na prestação dos cuidados de saúde nomeadamente [5]:

- Aumento da produtividade e eficiência clínico-administrativa.
- Quando comparados com os arquivos físicos, os formatos digitais requerem necessidades logísticas reduzidas (espaço físico, recursos humanos, etc.).
- Redução da necessidade de duplicação de exames e procedimentos face à possibilidade de acesso integrado à informação noutras instâncias funcionais e temporais.

As TIC utilizadas nos serviços de saúde não diferem significativamente das usadas noutros ramos da sociedade. No entanto, são necessários cuidados especiais devido, principalmente, à natureza dos dados presentes nestes sistemas de informação. Dados clínicos tais como o EPR e as imagens médicas digitais produzidas nos meios complementares de diagnóstico requerem especial atenção no seu manuseamento pois tratam-se de dados extremamente sensíveis. Questões de controlo de acesso, segurança, confidencialidade e privacidade aparecem como preocupações e requisitos muito importantes [5].

A maior percentagem de informação clínica produzida hoje em dia é gerada nos sectores responsáveis pela realização de exames complementares de diagnóstico tais como laboratórios de análises, radiologia, neurologia e de cardiologia.

Existem tipicamente três grandes tipos de sub-sistemas de informação em unidades de prestação de cuidados de saúde:

- Sistemas de Gestão Administrativa (SGA) - Gerem a parte de identificação do paciente e contabilidade associada, consultas, internamentos e procedimentos.
- Sistemas de Informação Clínica (SIC) - Gerem toda a informação clínica do utente que inclui os relatórios clínicos, cartas de alta, consultas e episódios de internamento e urgência. Neste grupo podemos ainda incluir o sub-grupo dos RIS embora estes também possuam uma forte componente SGA.
- Sistemas de Arquivo e Transmissão de Imagens Médicas (PACS) - Permitem, de uma forma muito resumida, adquirir, armazenar, manusear, transmitir e imprimir imagens e vídeos clínicos.

O elevado volume de informação gerado, por exemplo, pelos exames complementares de diagnóstico, impõe uma estratégia e metodologia de *workflow* que evitem estrangulamentos ao nível dos recursos telemáticos com consequências mais ou menos graves no desempenho dos serviços de informação [5].

De uma forma bastante simplificada, podemos dizer que os PACS são sistemas com a função de gerir imagens médicas digitais e consistem na integração, em rede, de vários sub-sistemas que contemplam a aquisição, o arquivo e a distribuição das mesmas (Figura 3.1). Pode, por exemplo, ser tão simples quanto a um digitalizador ligado a uma *workstation* e a uma simples base de dados de imagens ou pode ser bastante complexo se for implementado a nível empresarial/institucional [6, 7].

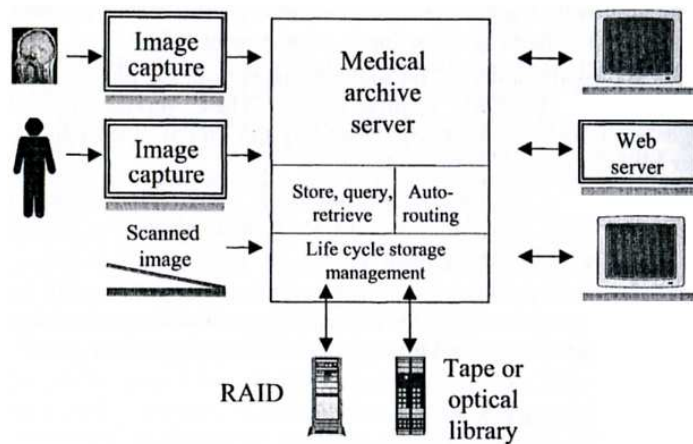


Figura 3.1: Esquema simplificado de um sistema PACS [3].

Os PACS transformaram a radiologia e têm sido, durante os últimos 20 anos, amplamente difundidos em hospitais e centros de saúde pelo mundo inteiro tornando-se, hoje em dia, ferramentas essenciais na prestação de cuidados de saúde. O conceito de comunicação de imagens digitais e de radiologia digital foi introduzido no final da década de 1970 por Heinz U. Lemke [8]. No entanto, devido à falta de tecnologia suficientemente avançada, estes conceitos só tiveram alguma popularidade em 1982 durante a Conference and Workshop on Picture Archiving and Communication Systems patrocinada pela International Society for Optical Engineering (SPIE) - Figura 3.2 [6, 9].

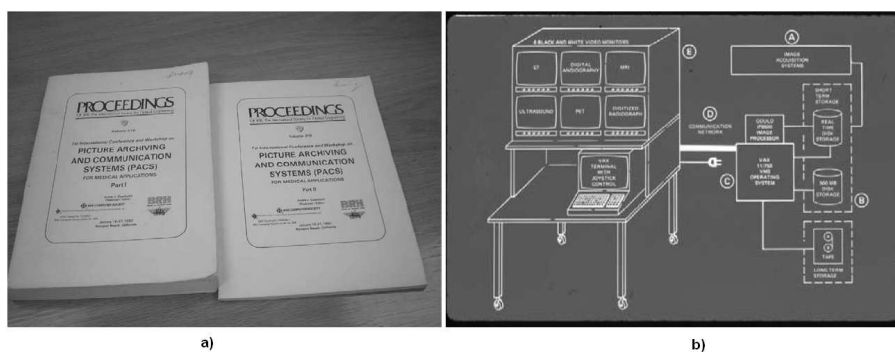


Figura 3.2: *Proceedings* da primeira conferência PACS e esquema do primeiro sistema de 6 monitores 512 x 512 [9].

Muitos investigadores têm, nos últimos 20 anos, trabalhado no desenvolvimento e na implementação de sistemas PACS. Ao longo destes anos, foram claramente identificados quais os pontos críticos na construção e implementação destes sistemas, nomeadamente [2]:

- Capacidade de aquisição de imagens provenientes de diferentes modalidades de imagem.
- Armazenamento das imagens tanto para uso clínico (tempo de armazenamento curto) como para o arquivo dos procedimentos (tempo de armazenamento longo).
- Transmissão das imagens pelos vários nós constituintes do sistema (computadores, equipamentos de aquisição, arquivo, etc.) bem como o estabelecimento de canais de comunicação inter-institucional.
- Visualização e processamento das imagens em *workstations*.
- Integração com os sistemas RIS e HIS.

Os progressos na resolução dos problemas destes sistemas PACS pioneiros têm permitido o desenvolvimento de metodologias digitais para um grande leque de modalidades [2]. Verificaram-se desenvolvimentos simultâneos na Europa e no Japão pela EuroPACS e pela Japan Association of Medical Imaging Technology (JAMIT) respectivamente.

Embora o conceito de PACS tenha sido desenvolvido na Europa, as primeiras implementações práticas funcionais foram realizadas nos Estados Unidos que continuam a possuir o maior número de instalações PACS. As primeiras implementações eram caracterizadas por sistemas isolados, chamados módulos, normalmente instalados nos departamentos de radiologia ou medicina nuclear. Cada módulo funcionava como uma ilha, incapaz de comunicar com os outros módulos. A manutenção individual de cada módulo, coordenação das máquinas, tolerância a erros e expansão do sistema tornavam-se problemas cada vez mais difíceis de resolver. Por estas razões, os PACS actuais dão especial atenção à conectividade do sistema [6, 10].

Os primeiros PACS de grandes dimensões instalados na Europa foram implementados no Hammersmith Hospital em Londres e no Sozialmedizinisches Zentrum Ost (SMZO) em Viena [10].

A partir de 1997, as três grandes partes envolvidas (Estados Unidos, Europa e Japão) começaram a unir esforços conjuntos pelo que implementações internacionais têm, desde então, sido realizadas com sucesso. Foram identificados 4 factores principais para este sucesso:

- A troca de informação nas grandes conferências mundiais (CARS, SPIE, IMAC) incluindo-se também as conferências organizadas pela Radiological Society of North America (RSNA).

- A introdução do standard DICOM e a sua gradual aceitação por parte da indústria privada.
- A globalização dos fabricantes de equipamento.
- O desenvolvimento e distribuição de soluções para resolução de problemas em PACS.

Um dos caminhos de evolução dos PACS passa pela sua aplicação em telemedicina, mais concretamente na área da teleradiologia. O objectivo principal da telemedicina visa o acesso remoto a cuidados de saúde diferenciados que se encontram, à partida, longe no tempo e no espaço. Desta forma, será possível transmitir e receber imagens de outros hospitais e centros de cuidados de saúde permitindo uma verdadeira interação inter-institucional [10]. Outra via de evolução consiste na implementação de sistemas PACS empresariais alargados que permitam uma diminuição nos custos operacionais em centros de cuidados de saúde de grande dimensões.

Resumindo e reforçando a ideia apresentada, o crescente uso de imagens médicas em formato digital retrata a importância vital que este elemento de auxílio ao diagnóstico representa no panorama hospitalar actual. No entanto, a gestão, armazenamento, disponibilidade dessas imagens e integração com os restantes sistemas de informação lançam novos problemas como por exemplo os desafios relativos ao armazenamento e à transmissão das imagens nos quais é necessário preservar os requisitos mínimos de qualidade de diagnóstico das mesmas.

3.2 O standard DICOM

Quando, numa determinada área de interesse, existe demasiada diversificação que resulta numa ineficácia e fraca eficiência dos serviços, são normalmente criados standards (ou normas) de modo a permitir que todos os intervenientes nessa área consigam operar entre si [11].

O ambiente tradicional dos sistemas de informação em medicina consistiu, até recentemente, num conjunto de unidades organizacionalmente independentes e com pouca conectividade e inter-operabilidade [11].

Um dos possíveis motivos de desenvolvimento e criação de um standard, baseia-se no interesse comum entre pessoas, instituições e organizações de especificar normas que regem a sua área de interesse. Essas especificações são informais e são aceites como um standard mediante mútuo acordo dos grupos participantes na elaboração dessas regras. O standard de imagem médica DICOM que iremos abordar nesta secção é um exemplo de um standard criado desta

forma [11]. Os maiores fabricantes de equipamento de imagiologia médica tiveram um papel importante na criação do standard além de que a introdução de uma norma como o DICOM passou a ser um factor de vantagem competitiva.

Nos anos 80, a ideia de um standard que regesse os equipamentos de imagens clínicas era encarada com algum receio por partes dos fornecedores de equipamentos de imagiologia. A maioria sentia-se confortável com a situação de armazenamento e comunicação de imagens de um modo proprietário, dificultando e inibindo os seus clientes de adquirir equipamento de outros fornecedores. Além disso, uma grande parte dos vendedores de equipamentos consideravam os seus formatos de dados como privados, não permitindo a divulgação da informação clínica [12].

A introdução de modalidades de imagem médica digitais na década de 1970, como a Tomografia Computorizada, e o uso cada vez mais intenso de computadores em aplicações clínicas criaram a necessidade de se desenvolver um standard que regulasse a aquisição, armazenamento e transmissão de imagens médicas digitais. O American College of Radiology (ACR) e a National Electrical Manufacturers Association (NEMA) reconheceram esta necessidade e criaram em 1983 um grupo de trabalho para a criação de um standard que [5, 13]:

- Facilitasse a transmissão e visualização de imagens médicas independentemente do fabricante do equipamento de aquisição e/ou visualização, promovendo uma verdadeira inter-operabilidade de sistemas.
- Facilitasse o desenvolvimento e a expansão dos sistemas PACS para interagirem com outros sistemas de informação hospitalares como por exemplo o HIS e o RIS.
- Permitisse a criação de bases de dados com informação de diagnóstico.

A primeira versão do standard ACR-NEMA, mais especificamente ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1985, foi publicada em 1985 sendo substituída três anos mais tarde por uma segunda versão (versão 2.0) que possuía algumas actualizações em relação à versão anterior. Esta nova versão seria publicada como ACR-NEMA Standards Publication No. 300-1988. Estes standards especificavam, essencialmente, interfaces de *hardware*, alguns comandos de *software* e um conjunto de formatos de dados [13, 12].

O standard vai actualmente na sua terceira versão (3.0). Foi publicado em 1993, o seu nome foi alterado para Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) e é actualmente o standard mais disseminado no mundo da imagiologia clínica. A versão 3.0 introduziu algumas alterações em relação às versões anteriores como por exemplo [12, 13, 14]:

- Introdução do protocolo standard de comunicação TCP/IP como parte integrante do DICOM por forma a permitir ambientes de redes de comunicações (a definição Web Access to DICOM Objects - WADO usa essa integração para permitir a partilha de imagens usando um acesso normal à World Wide Web).
- Introdução de informação explícita não só para imagens e gráficos mas também outros objectos como, por exemplo, relatórios e sinais vitais.

Actualizações do standard são efectuadas regularmente e podem ser descarregadas em `ftp://medical.nema.org/medical/dicom/`.

O standard DICOM possui duas componentes principais: a normalização dos formatos de imagem (*information object*) que permite a compatibilidade das imagens entre equipamentos de diferentes vendedores e a elaboração de protocolos de comunicação de imagens (*service class*) que permite a troca de informação entre equipamentos, computadores e periféricos (impressoras, scanners, etc.). Os serviços são, como veremos mais à frente, definidos em termos de pares serviço-objecto (SOP - Service-Object Pair) que definem a informação e a acção ou protocolo [3].

Actualmente, o standard DICOM é composto por 18 partes, interligadas entre si, que englobam o protocolo, os formatos e as especificações de conformidade para com o standard (Tabela 3.1 e Figura 3.3) [12, 15]. Esta separação por partes permite uma adaptação mais rápida do standard à contínua evolução do meio clínico necessitando apenas da adição de funcionalidades à parte correspondente [12, 13].

O DICOM é hoje visto como um standard internacional para o qual não existem alternativas reais e está fortemente ligado a outras organizações como o CEN e a ISO que o credibilizam como tal [12].

“The goals of DICOM are to achieve interoperability and to improve *workflow* efficiency between imaging systems and other information systems in healthcare environment worldwide” [12].

O DICOM é baseado em conceitos que são comuns à programação orientada a objectos (Object Oriented Programming - OOP). Por exemplo, o standard DICOM não define imagens mas sim objectos que contêm imagens [12]. Um único ficheiro DICOM (Figura 3.4) contém um cabeçalho (que possui toda a informação identificadora e de aquisição da imagem) bem como toda a imagem (que pode possuir informação tridimensional) [14]. O standard DICOM

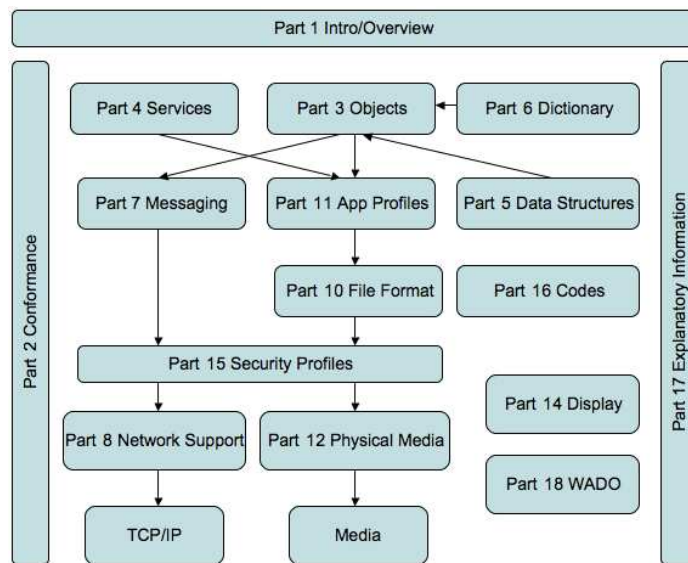


Figura 3.3: Interligação das várias partes do standard DICOM 3.0 (modificado de [12]).

difere de outros formatos como por exemplo o Analyze no qual o cabeçalho e a imagem são guardados em ficheiros separados [16, 17].

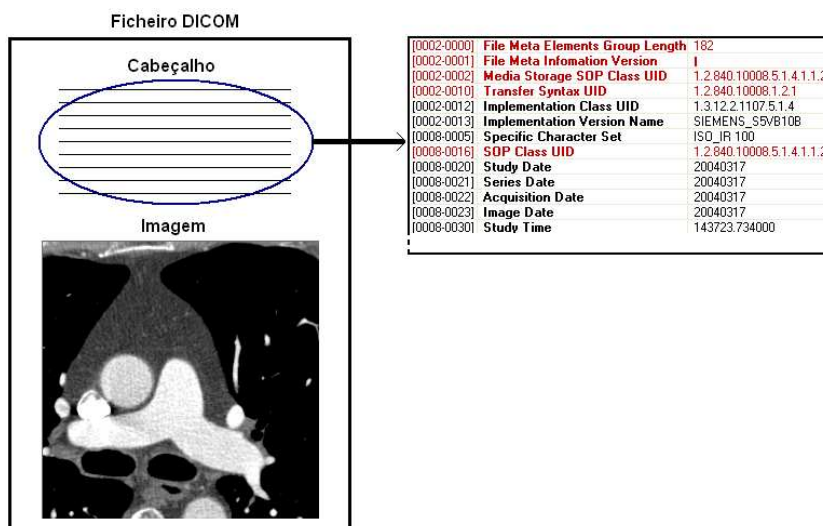


Figura 3.4: Estrutura de um ficheiro DICOM.

Tabela 3.1: As 18 partes do standard DICOM 3.0.

PS 3.1 - Introduction and Overview
PS 3.2 - Conformance
PS 3.3 - Information Object Definitions
PS 3.4 - Service Class Specifications
PS 3.5 - Data Structures and Encoding
PS 3.6 - Data Dictionary
PS 3.7 - Message Exchange
PS 3.8 - Network Communication Support for Message Exchange
PS 3.9 - Retired (Point-to-Point Communication Support for Message Exchange)
PS 3.10 - Media Storage and File Format for Data Interchange
PS 3.11 - Media Storage Application Profiles
PS 3.12 - Media Formats and Physical Media for Data Interchange
PS 3.13 - Retired (Print Management Point-to-Point Communication Support)
PS 3.14 - Grayscale Display Function Standard
PS 3.15 - Security and System Management Profiles
PS 3.16 - Content Mapping Resource
PS 3.17 - Explanatory Information
PS 3.18 - Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO)

Tendo em conta o objectivo de elaboração de protocolos de comunicação de imagens, a transmissão de imagens pelo standard DICOM pode ser visto, a alto nível, como um processo de comunicação de duas fases (Figura 3.5) [12]:

1. Negociação do tipo de informação que será transmitida. Este passo é essencial para assegurar que o receptor entende e interpreta correctamente a informação que recebe.
2. Transferência efectiva da informação. Este passo só acontece se o primeiro for realizado com sucesso.

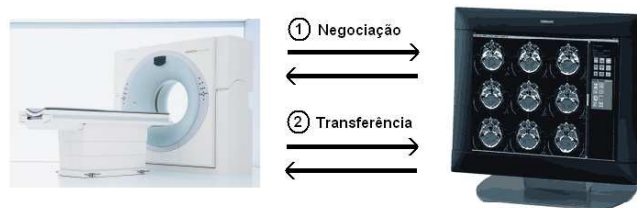


Figura 3.5: Protocolo DICOM simplificado.

De seguida é dado o exemplo de um cenário hipotético de um *workflow* de imagens num PACS com o standard DICOM implementado (Figura 3.6) [12].

1. **Informação do paciente** - Após o paciente estar registado no RIS é enviada a informação relativa ao tipo de exame e procedimentos para marcar e programar o exame.
2. **Recuperação de exames anteriores** - Este passo é opcional. A recuperação de exames anteriores permite, se tal for pretendido, assegurar que as mesmas técnicas são aplicadas durante a aquisição das imagens para poderem ser comparadas correctamente.
3. **Aquisição das imagens** - Assim que o exame for iniciado o PACS e o RIS são automaticamente notificados. Ao mesmo tempo, o exame é retirado da lista de exames em espera.
4. **Envio das imagens** - As imagens são adquiridas e enviadas para o arquivo PACS.
5. **Status do exame** - É comunicado o procedimento usado no exame e quantas imagens foram geradas.
6. **Leitura do exame** - Leitura do exame por um radiologista que pode ao mesmo tempo recuperar exames anteriores.
7. **Exames disponíveis aos médicos** - Acesso às imagens por parte dos médicos em *workstations* que se podem encontrar nos próprios gabinetes.
8. **Criação de cópias** - O exame pode ser guardado por exemplo num CD/DVD compatível com DICOM ou noutra suporte físico se o paciente necessitar de uma cópia para consultas com especialistas.
9. **Transmissão para outros centros** - As imagens podem ser transmitidas para médicos localizados em outros centros de cuidados de saúde através da Internet. O DICOM tem um papel importante na segurança dessa transmissão.

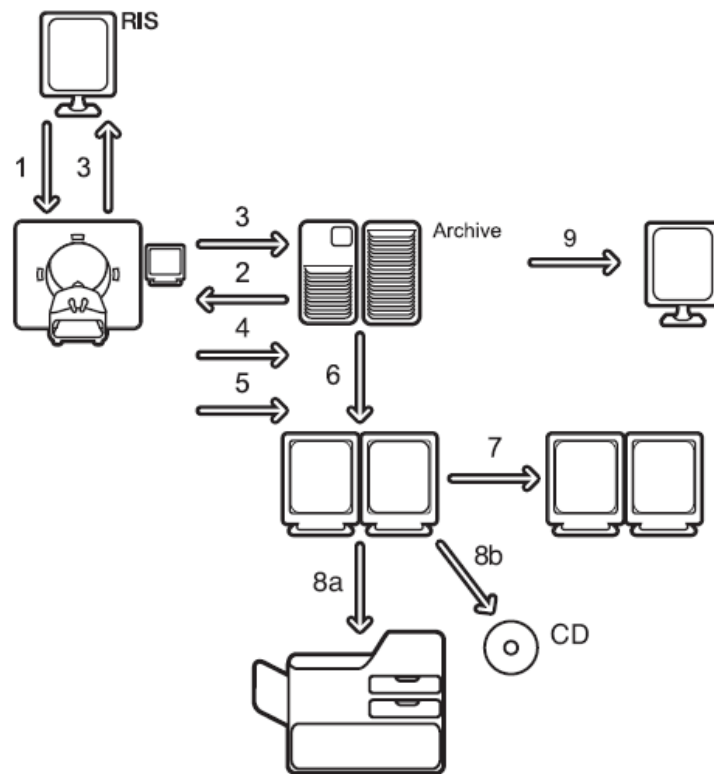


Figura 3.6: Exemplo de *workflow* de um procedimento [12].

Uma das unidades atômicas do DICOM é a classe Service-Object-Pair (SOP). Uma classe SOP não é mais do que a combinação entre um comando DICOM Service Element - DIMSE (Store, Get, Find, Move, etc.) e um objecto definido por uma Information Object Definition - IOD (imagem CT, imagem MRI, listas de trabalho - *worklists*, etc.) que é, numa descrição simplista, um *template* associado a cada modalidade [12]. Cada modalidade ou serviço tem uma SOP única que é identificada através de um Unique Identifier - UID (Tabela 3.2).

Um aspecto bastante importante e recentemente abordado pelo standard é a situação de objectos *multi-frame*, que pode ser especialmente aliciante para as modalidades de imagiologia cardíaca descritas no Capítulo 2, nos quais as várias imagens que constituem o exame são guardadas num único ficheiro DICOM. Desta forma, não existe a preocupação de perdas de imagens individuais relativamente a um exame. A relação entre as várias imagens (ou neste caso *frames*), do mesmo procedimento, está contida no único cabeçalho do ficheiro, em campos como o instante ou a posição relativa da captura (Figura 3.7) [12].

Tabela 3.2: Exemplos de SOP Class UID.

Storage SOP Class UID Value	Storage SOPClass Name
1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2	CT Image Storage
1.2.840.10008.5.1.4.1.1.3.1	Ultrasound Multi-frame Image Storage
1.2.840.10008.5.1.4.1.1.6.1	Ultrasound Image Storage
1.2.840.10008.5.1.4.1.1.12.1	X-Ray Angiographic Image Storage

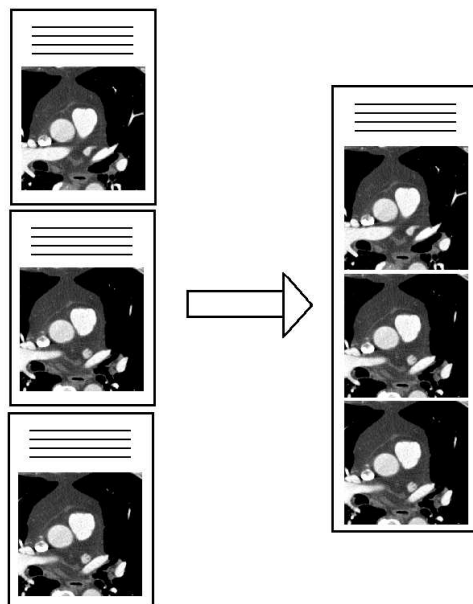


Figura 3.7: Objecto *multi-frame* Geral.

Os arquivos e bases de dados são pesquisadas e recuperadas através de comandos DICOM Query/Retrieve que são baseados numa pesquisa hierárquica no DICOM Information Model (Figura 3.8). A cada nível existe apenas um único identificador que serve também de índice para a base de dados (Patient ID, Study Instance UID, Series Instance UID e SOP Class UID) [12]. Além dos identificadores previamente mencionados existem, a cada nível, identificadores obrigatórios:

- Nível do paciente - Patient Name
- Nível do estudo - Study ID, Date, Time e Accession Number

- Nível da série - Series Number e Modality
- Nível da classe - Imagem (Instance Number)

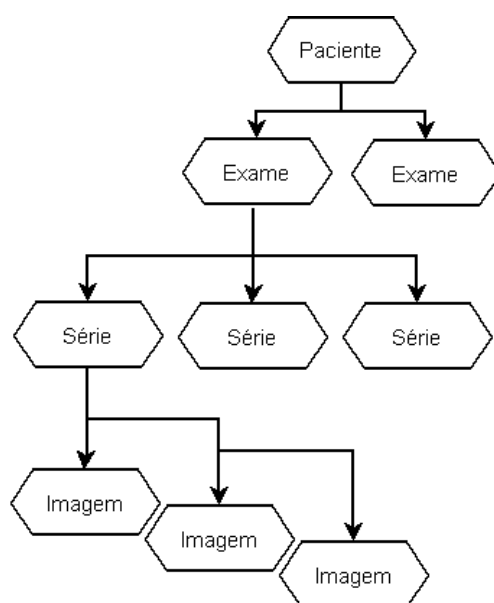


Figura 3.8: Hierarquia de pesquisa DICOM.

Os atributos ou elementos contidos nos cabeçalhos dos ficheiros DICOM são definidos por uma *Value Representation* (VR). Quando dois sistemas negociam uma ligação, têm de concordar com o contexto de apresentação dessa conexão (*Presentation Context*). Esse contexto é representado por uma tabela presente no DICOM Conformance Statement e é constituído por:

- Abstract Syntax - Define qual informação que será transferida e é equivalente à SOP Class.
- Transfer Syntax - Define como será efectuada a transferência de dados e a forma como estes dados serão transferidos (por exemplo, presença ou não de compressão).

A VR especifica a forma como os dados são codificados o que é importante pois certos campos do cabeçalho necessitam de uma definição precisa na forma como são interpretados. Por exemplo, é necessário especificar se no campo referente ao nome do paciente o primeiro nome que surge é o nome próprio ou o apelido. No dicionário DICOM (parte 6 do standard) é especificado, para cada atributo, uma VR própria. Cada atributo individual tem, no dicionário

da norma, um identificador próprio, também chamado de *tag* que consiste em dois números hexadecimais (por razões históricas). Por exemplo, o campo correspondente ao nome do paciente possui o identificador (0010,0010) e a VR PN (Person Name). Na parte 5 do standard DICOM são definidas em concreto, o formato de cada VR. Por exemplo a VR PN é definida da seguinte forma apelido/nome próprio/Iniciais dos nomes intermédios/prefixos/sufixos.

A VR pode ser implícita ou explícita conforme for definido na negociação entre os sistemas. Caso seja explícita, a VR está incluída nos campos correspondentes, se for implícita a aplicação receptora tem de determinar as VR a partir das *tags* para cada atributo (Tabelas 3.3 e 3.4) [12].

Tabela 3.3: VR explícita.

Tag	VR	Tamanho	Nome	Valor
[0010,0010]	PN	12	Patient's Name	Santos^Denis

Tabela 3.4: VR implícita.

Tag	Tamanho	Nome	Valor
[0010,0010]	12	Patient's Name	Santos^Denis

Existem situações em que o uso de VR explícita é obrigatória. Um desses casos é quando as imagens sofrem compressão JPEG (Joint Photographic Expert Group). Mesmo que a imagem original tenha VR implícita, a imagem comprimida tem, obrigatoriamente, de ter a VR explícita [12]. O uso de algoritmos de compressão em imagens médicas será descrito no capítulo dedicado à compressão (Capítulo 4).

O conjunto de dados (*Data Set*) de um ficheiro DICOM é constituído por um número variável de elementos (*Data Elements*) armazenados de forma sequencial (Figura 3.9).

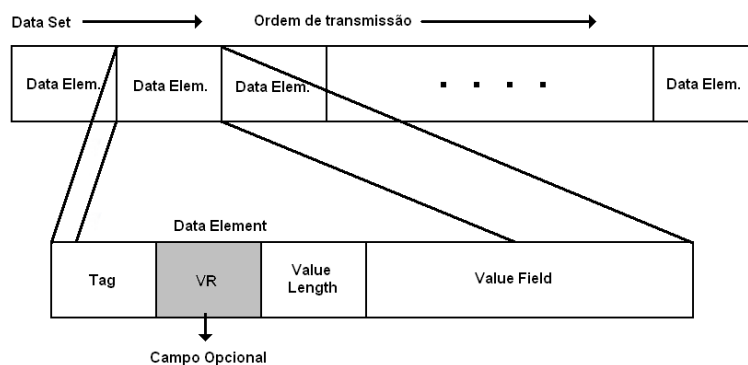


Figura 3.9: Estrutura DICOM *Data Set* e *Data Element* (modificado de [12]).

Os elementos estão organizados em grupos e sub-grupos e cada um é constituído por 3 ou 4 campos consoante o campo VR está presente (VR explícita) ou não (VR implícita) representando a chamada estrutura Tag - Length - Value (TLV) [5]:

- Etiqueta (*Tag*) - Campo de comprimento fixo constituído por dois números hexadecimais. O primeiro número (2 Bytes) identifica o grupo a que o elemento pertence e o segundo número (2 Bytes) identifica o número do elemento dentro do grupo.
- VR (*Value Representation*) - É um campo com 2 Bytes de comprimento cujo valor está especificado na parte 6 do standard DICOM sendo a sua presença opcional dependendo do tipo de *Transfer Syntax* negociada (implícita ou explícita). Quando a *Transfer Syntax* é implícita é necessário recorrer a um dicionário de dados DICOM por forma a interpretar correctamente a estrutura de dados.
- Comprimento (*Value Length*) - Campo cujo valor é o comprimento em Bytes do campo “Conteúdo”.
- Conteúdo (*Value Field*) - Contém o valor propriamente dito do elemento.

Os elementos que identificam as propriedades das imagem encapsuladas no ficheiro DICOM encontram-se no grupo *Image presentation* (0028, ...). Os elementos mais relevantes deste

grupo para a interpretação da imagem são [5]:

- *Samples Per Pixel* (0028,0002) - Número de Bytes que constituem cada *pixel*.
- *Photometric Interpretation* (0028,0004) - Indica o tipo de interpretação fotométrica. Este campo pode possuir o valor “RGB” para imagens deste tipo, o valor “MONOCHROME” ou “MONOCHROME2” se a imagem for do tipo *grayscale* ou o valor “PALETTE” se a imagem necessitar de palette (ou tabela de cores) de 8 ou 16 *bits*.
- *Number Of Frames* (0028,0008) - Número de imagens que constituem a aquisição dinâmica no caso de objectos *multi-frame*.
- *Rows* (0028,0010) - Número de linhas da matriz da imagem.
- *Columns* (0028,0011) - Número de colunas da matriz da imagem.
- *Bits Allocated* (0028,0100) - Número de *bits* reservados para armazenar o valor de cada um dos *pixels*.
- *Bits Stored* (0028,0101) - Número de *bits* efectivamente usados para armazenar o valor de cada um dos *pixels*.
- *High Bit* (0028,0102) - Indica qual é o *bit* mais significativo na sequência de *bits* que constituem o valor do *pixel*.
- *Pixel Data* (7fe0,0010) - Este é o elemento onde a informação relativa aos *pixels* é armazenada. Se a imagem não estiver comprimida, o campo “Comprimento” deste elemento possui o valor definido pela seguinte equação $NumberOfFrames \times Rows \times Columns \times SamplesPerPixel \times (BitsAllocated/8)$.

Nos casos em que a imagem não está comprimida, a informação relativa aos *pixels* de todas as *frames* (no caso de um ficheiro DICOM *multi-frame*), está contida num único elemento Pixel Data (7fe0,0010) de forma sequencial (Figura 3.10).

Se a imagem sofreu algum tipo de compressão, os *pixels* de cada *frame* (no caso de um ficheiro DICOM *multi-frame*) são guardados em sub-grupos do elemento de imagem principal (7fe0,0010). Todos os sub-grupos são identificados pela mesma etiqueta (fffe,e000).

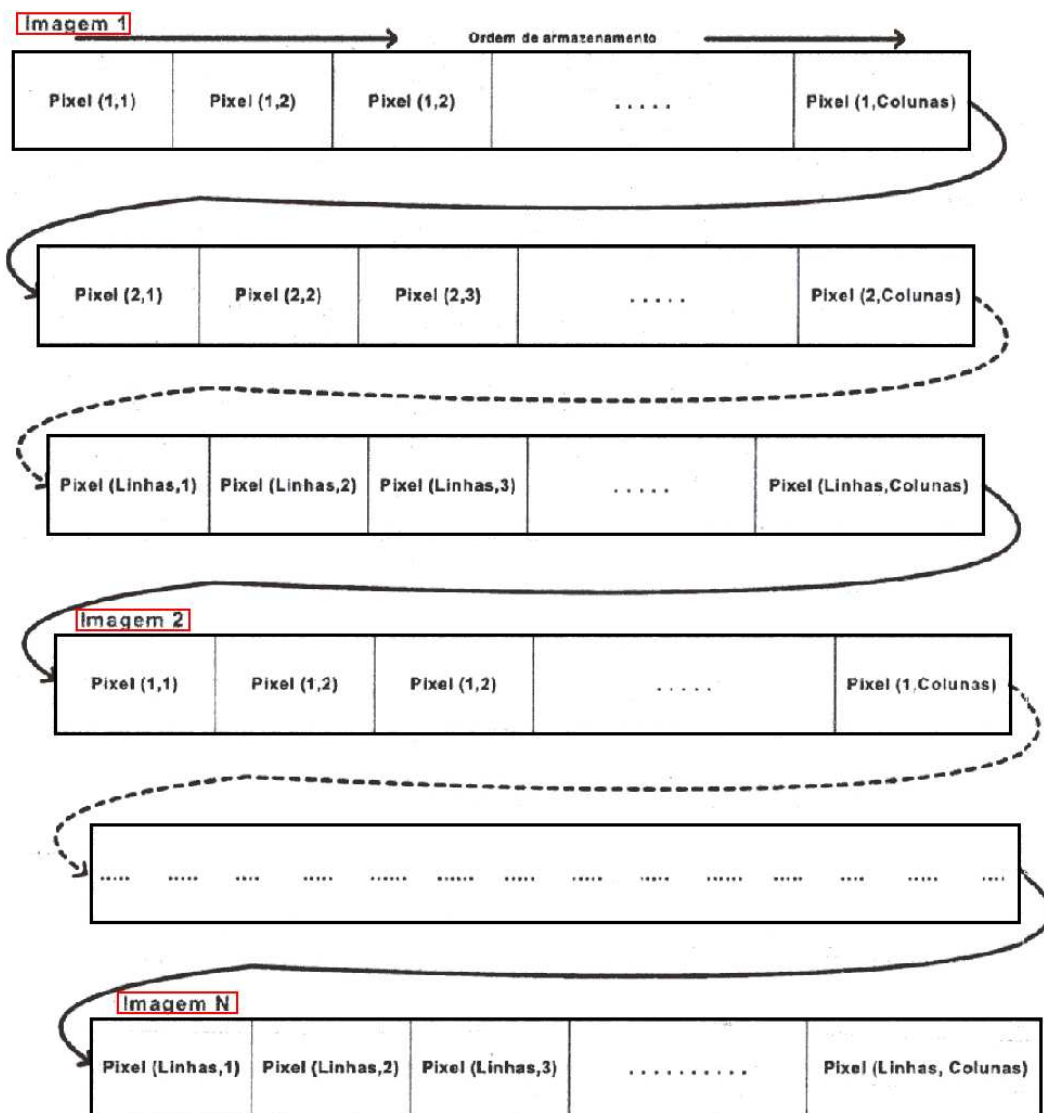


Figura 3.10: Estrutura de armazenamento dos *pixels* de várias imagens (modificado de [5]).

O fim do grupo dedicado ao *Pixel Data* é identificado pela etiqueta (ffe,e0dd). Na Figura 3.11 é possível observar alguns dos elementos referidos anteriormente.

Etiqueta Tag	VR	Conteúdo (Value Field)	#	Comprimento (Value Length)	"Comentário"	Grupo
...						
(0002,0010)	UI	[1.2.840.10008.1.2.4.70]	#	18	TransferSyntaxUID	File Meta Elements
(0008,0060)	CS	[XA]	#	2	Modality	Study Information
(0028,0002)	US	1	#	2	SamplesPerPixel	
(0028,0004)	CS	[MONOCHROME2]	#	12	PhotometricInterpretation	
(0028,0008)	IS	[37]	#	2	NumberOfFrames	
(0028,0010)	US	512	#	2	Rows	Image Presentation
(0028,0011)	US	512	#	2	Columns	
(0028,0100)	US	8	#	2	BitsAllocated	
(0028,0101)	US	8	#	2	BitsStored	
(0028,0102)	US	7	#	2	HighBit	
(7fe0,0010)	OB	(PixelSequence#=38)	#	4294967295	PixelData	
(ffe,e000)	pi	00\00\00\00\2\57\01\00\...	#	148	Image Item	
(ffe,e000)	pi	ffd8\xffc4\00\1c\00\01\01\...	#	88042	Image Item	
...	Image Item
...	
(ffe,e000)	pi	ffd8\xffc4\00\1c\...	#	92568	Image Item	
(ffe,e000)	pi	ffd8\xffc4\00\1c\...	#	92438	Image Item	
(ffe,e0dd)	na	(SequenceDelimitationItem)	#	0	SequenceDelimitationItem	

Figura 3.11: Exemplo de alguns elementos de um ficheiro XA codificado em Lossless JPEG [5].

Referências

- [1] R. Haux, A. Winter, E. Ammenwerth, and B. Brigl. *Strategic Information Management in Hospitals: An Introduction to Hospital Information Systems*. Health Informatics Series. Springer, 2004.
- [2] R. A. Greenes and J. F. Brinkley. *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*, chapter 14 - Imaging Systems. Springer, second edition, 2001.
- [3] R. van de Velde and P. Degoulet. *Clinical Information Systems: A Component-based Approach*. Health Informatics Series. Springer, 2003.
- [4] Charles Safran and L. E. Perreault. *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*, chapter 10 - Management of Information in Integrated Delivery Networks. Springer, second edition, 2001.
- [5] Carlos Manuel Azevedo Costa. *Concepção, desenvolvimento e avaliação de um modelo integrado de acesso a registos clínicos electrónicos*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2004.
- [6] H. K. Huang. *PACS and Imaging Informatics - Basic Principles and Applications*. John Wiley & Sons, Inc., first edition, 2004.

- [7] Gary Reed. *Cardiology PACS basics: With large studies and growing volume, cardiology can benefit from PACS*. CardioNews, April 2005. <http://www.diagnosticimaging.com/pacsweb/>.
- [8] Heinz Lemke. A network of medical workstations for integrated word and picture communication in clinical medicine. *Technical Report - Technical University Berlin*, March 1979.
- [9] H. K. Huang. Some historical remarks on picture archiving and communication systems. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 27:93–99, 2003. Elsevier Science Ltd.
- [10] Heinz U. Lemke. PACS developments in Europe. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 27:111–120, 2003. Elsevier Science Ltd.
- [11] W. E. Hammond and J. J. Cimino. *Medical Informatics: Computer Applications in Health Care and Biomedicine*, chapter 6 - Standards en Medical Informatics. Springer, second edition, 2001.
- [12] Herman Oosterwijk and Paul T. Gihring. *DICOM Basics*. OTech Inc., third edition, 2005. <http://www.otechimg.com>.
- [13] EuroPACS. *DICOM introduction*, February 2006. <http://www.europacs.org/dicom.htm>.
- [14] Chris Rorden. *DICOM introduction and free software*, December 2006. <http://sph.sc.edu/comd/rorden/dicom.html>.
- [15] National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine - Part 1: Introduction and Overview*, January 2007. <http://medical.nema.org/dicom/2007/>.
- [16] Mayo Foundation. *Analyse 7.5 File Format*. Biomedical Imaging Resource, 1995. <http://www.mayo.edu/bir/Software/AVW/AVWTechInfo.html>.
- [17] Chris Rorden, Matthew Brett, and Adrian Owen. *Analyse Help*. CBU imaging WIKI, July 2006. <http://imaging.mrc-cbu.cam.ac.uk/imaging/UsingAnalyze>.

Capítulo 4

Compressão de Imagem

Um sistema PACS que permita o armazenamento em rede de uma forma permanente de todo o histórico imagiológico e a sua distribuição em tempo útil necessita, obrigatoriamente, de mecanismos de compressão de dados [1].

O armazenamento de imagens médicas digitais pode tornar-se um problema complexo especialmente devido às exigências de preservar a qualidade das imagens e também porque as imagens podem ser muito grandes em tamanho e em número. Podem ser apontadas diversas razões para realçar a importância da compressão em imagiologia médica digital [2, 3, 4]:

- As bases de dados de imagens médicas digitais são normalmente repositórios muito grandes e os dados dos pacientes devem ser armazenados por longos períodos tendo como resultado um crescimento contínuo das bases de dados. A redução do espaço de armazenamento de forma a arquivar as imagens geradas pelos meios complementares de diagnóstico e a consequente redução do custo associado ao arquivo das mesmas são portanto essenciais para um PACS funcional.
- Imagens de alta resolução com muitos *bits* por *pixel* resultam em grandes volumes imagiológicos.
- Nalgumas aplicações de imagiologia cardíaca, os procedimentos são guardados em CD/DVDs pelo que têm de sofrer compressão por forma a se conseguir armazenar todo o exame num único disco.
- O tempo de transmissão das imagem está directamente dependente do volume de informação a transmitir e da largura de banda disponível. A utilidade de um PACS depende fortemente na minimização dos tempos de espera relativos à transferência das imagens.

- Normalmente as Wide Area Network (WAN) possuem uma largura de banda inferior à da rede interna do hospital pelo que as imagens enviadas pela rede externa necessitam obrigatoriamente de compressão para que a transmissão dessas imagens seja efectuada em intervalos de tempo exequíveis.

Como vimos no capítulo dedicado ao standard DICOM, o uso de algoritmos de compressão em imagens médicas tem obrigatoriamente de ser indicado na Transfer Syntax do respectivo ficheiro DICOM [4].

A compressão de dados é conseguida através de duas formas possíveis [5]:

- Exploração da redundância estatística - A redundância estatística está presente numa imagem se for possível transformá-la numa outra imagem com menor número de *bits* sendo possível reconstruir integralmente a imagem original.
- Exploração da redundância perceptual - Elimina informação das imagens que é considerada irrelevante para a percepção do conteúdo dessas imagens. Isto é possível devido à sensibilidade não uniforme dos receptores da informação como por exemplo o Sistema Visual Humano (SVH). Neste caso é impossível reconstituir a imagem original.

De um modo geral, existem dois tipos fundamentais de compressão [1, 4, 5]:

- Compressão sem perdas ou *lossless* - Baseia-se unicamente na exploração de redundância estatística. A imagem codificada não possui perdas e portanto a imagem original pode ser integralmente reconstruída a partir desta. A taxa de compressão obtida com este método é relativamente baixa obtendo-se factores de compressão na ordem de até 4:1, i.e., a imagem comprimida ocupará, na melhor das hipóteses, 4 vezes menos espaço de armazenamento do que a imagem original.
- Compressão com perdas ou *lossy* - Baseia-se na exploração de redundância estatística e redundância perceptual. A imagem comprimida possui perda de informação logo a imagem original nunca poderá ser reconstruída. Neste método, os factores de compressão são bastante superiores aos obtidos pelo método *lossless* e são normalmente limitados pelo algoritmo de compressão usado e pelo nível de perdas aceitáveis para as imagens.

Existe actualmente um conceito alternativo de compressão denominado de “visually lossless” ou “nearly lossless” que se baseia na exploração de redundância estatística e na eliminação de informação de uma forma controlada permitindo uma reconstrução perceptualmente indistinguível da imagem original. Possui normalmente taxas de compressão médias [5].

Apesar de poderem atingir grandes taxas de compressão, os algoritmos *lossy* são bastante controversos quando usados em imagiologia clínica obrigando a que as distorções por eles criados nas imagens tenham de ser bem estudadas em termos de qualidade e fiabilidade de diagnóstico. Nos EUA, a Food and Drug Administration (FDA) exige que uma imagem que tenha sofrido compressão *lossy* tenha um campo no seu cabeçalho que indique essa compressão. Esse campo informa o radiologista ou médico que a imagem que está a visualizar já sofreu perdas e impede que nova compressão *lossy* seja realizada na imagem [4].

A compressão de imagens tem, no entanto, alguns impactos negativos como seja o tempo extra de processamento e a perda de qualidade das imagens quando é usada compressão com perdas. O tempo de compressão e descompressão de imagens médicas pode diminuir significativamente o desempenho dos computadores. Este problema tem no entanto vindo a ser atenuado com o uso de hardware dedicado para este tipo de processamento e pelo aumento da capacidade de processamento dos CPUs (Central Processing Unit) ao longo do tempo [4].

Antes de 2002, praticamente todos os esquemas de compressão eram baseados no algoritmo Joint Photographic Experts Group (JPEG), excepto o Run Length Encoding (RLE) que é bastante eficaz em imagens com grandes áreas tonalmente uniformes e o Joint Bi-level Image Experts Group (JBIG) para imagens binárias.

Mais recentemente surgiram 2 novas normas de compressão, ambas com melhor desempenho que o JPEG: o JPEG-LS e o JPEG2000. Ambas permitem, com a mesma qualidade de imagem que o JPEG, obter melhores taxas de compressão ou, para a mesma taxa, obter melhor qualidade de imagem [4]. Na Tabela 4.1 é possível observarem-se as Transfer Syntax dos algoritmos de compressão de imagem contemplados pela norma DICOM.

Um dos algoritmos de compressão *lossy* mais usado é o JPEG *Baseline (Process 1)* com a UID “1.2.840.10008.1.2.4.50” (Tabela 4.1). O chamado “factor de qualidade” é um parâmetro dos codificadores *lossy* que controla ou limita a qualidade das imagens comprimidas. Por exemplo, para a US é recomendado o DICOM JPEG factor de qualidade 85 (taxa de compressão média de aproximadamente 20:1) e para a modalidade de XA é recomendado o DICOM JPEG factor de qualidade 95 (8:1) [1, 7, 8, 9].

Tabela 4.1: “Transfer Syntax” dos principais algoritmos de compressão de imagem usados em DICOM [6].

Algoritmo de Compressão	Transfer Syntax UID
JPEG Baseline	1.2.840.10008.1.2.4.50
JPEG Extended	1.2.840.10008.1.2.4.51
Lossless JPEG sv1	1.2.840.10008.1.2.4.70
JPEG-LS Lossless	1.2.840.10008.1.2.4.80
JPEG-LS Near Lossless	1.2.840.10008.1.2.4.81
JPEG2000 Lossless	1.2.840.10008.1.2.4.90
JPEG2000	1.2.840.10008.1.2.4.91

Existem três possíveis razões para justificar a introdução de perdas na compressão das imagens:

- O destinatário das imagens é quase sempre o olho humano (SVH), que possui características próprias que podem ser aproveitadas para introduzir perdas imperceptíveis para este sistema.
- Em muitos casos, os próprios dados digitais de entrada no algoritmo de compressão são representações imperfeitas da realidade.
- Os requerimentos de armazenamento e de transmissão não são satisfeitos com as taxas de compressão obtidas com o uso de compressão sem perdas.

Em algumas aplicações, como por exemplo a imagiologia clínica, é obrigatório manter a integridade da informação de forma a evitar complicações quanto à significância dos erros introduzidos pela compressão com perdas. É no entanto necessário realçar que a compressão com perdas pode não ser prejudicial desde que garanta os padrões de qualidade de diagnóstico exigidos pelo cenário de aplicação clínica [1].

Devido aos problemas legais e clínicos que podem decorrer da compressão *lossy* como perda de fiabilidade de diagnóstico, a compressão *lossless* é, actualmente, o método de compressão mais usado (embora existam casos em que a compressão JPEG *lossy* é aceite). A técnica de compressão a usar deve ser então escolhida de modo a não alterar o conteúdo informativo da imagem mas também de modo a otimizar a eficiência do sistema de informação [4, 10].

Uma situação importante consiste no facto dos algoritmos baseados em JPEG explorarem apenas a redundância espacial das imagens não tendo em consideração qualquer qualquer tipo de redundância entre imagens consecutivas¹.

O método de aquisição das modalidades US e XA, por exemplo, é intrinsecamente dinâmico pelo que a utilização de algoritmos de compressão que, além de explorarem a redundância espacial *intra-frame*, explorem também a redundância temporal *inter-frame*, levaria a um incremento nas taxas de compressão. Os algoritmos de compressão da família Moving Picture Experts Group (MPEG), por exemplo, exploram essa mesma redundância *inter-frame*.

É importante referir que não é objectivo deste trabalho verificar o desempenho dos algoritmos de compressão permitidos pela norma DICOM em imagiologia cardíaca, mas sim testar novas estratégias de arquivo, sem perdas e quase sem perdas, que permitam ultrapassar as limitações, nomeadamente ao nível da taxa de compressão, desses algoritmos quando aplicados em procedimentos imagiológicos com redundância tridimensional.

Os algoritmos de compressão de imagem usados neste trabalho terão uma descrição mais pormenorizada nas secções seguintes.

4.1 Codificadores de imagem *state-of-the-art*

Nesta secção, iremos descrever, resumidamente, os algoritmos *state-of-the-art* de compressão *lossless* de imagem adoptados pela norma DICOM: o JPEG-LS e o JPEG2000. Além destes, iremos descrever o codificador JPEG que também é adoptado pela norma e o codificador BMF que, embora não incluído na norma, foi utilizado no trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação em virtude das suas características.

4.1.1 JPEG

JPEG é um acrónimo de Joint Photographic Experts Group que é o nome original do comité, fundado em 1986, responsável pela criação, em 1990, do standard com o mesmo nome - JPEG. A sua designação formal é ISO/IEC IS 10918-1 — ITU-T Recomendação T.81. Esta norma resulta do esforço de duas das maiores organizações de normalização do mundo: ISO/IEC (International Organization for Sandandardization / International Electrotechnical Commission)

¹Uma possível excepção será a Parte 2 do JPEG2000 que é uma extensão da Parte 1 ou a Parte 10 do JPEG2000 - JP3D

e o ITU-T (International Telecommunication Union - Telecommunication Standardization Sector) [11, 12, 13].

O JPEG é um dos standards de compressão de imagens mais utilizados hoje em dia, muito devido ao trabalho desenvolvido pelo Independent JPEG Group (IJG). O seu software de implementação *open source*, para além de ser um dos maiores pacotes de software livre, foi a chave do sucesso do standard JPEG e foi incorporado, por muitas empresas, numa grande variedade de produtos tais como editores de imagem e browsers Internet [11].

Embora algo ultrapassado em termos de desempenho e funcionalidades pelos mais recentes standards de compressão, como o JPEG-LS e o JPEG2000, é actualmente, o algoritmo de compressão mais usado em imagiologia clínica devido à sua elevada disseminação e ser praticamente 100% compatível com todos os equipamentos informáticos.

A norma JPEG foi desenvolvida para comprimir imagens isoladas, de tons contínuos de cinzento ou de cor, de cenas do mundo real e imagens naturais, não tendo um bom desempenho em imagens que apresentem grandes discontinuidades nas cores ou nos tons de cinzento. As perdas introduzidas pelo JPEG são proporcionais ao factor de compressão desejado.

O JPEG é uma norma de compressão “por transformada” e permite a codificação de imagens com uma única componente, imagens em tons de cinzento, e imagens com múltiplas componentes como, por exemplo, o RGB. No caso de imagens RGB, os três planos de cor são convertidos noutra representação, YCbCr (o plano Y contém a informação de luminância, Cb e Cr a informação de cor), sendo usual a sub-amostragem dos planos Cb e Cr. Este é o primeiro passo onde se introduz perdas na qualidade da imagem e, simultaneamente, ganhos de codificação.

No processo de codificação (Figura 4.1), os *pixels* da imagem original são agrupados em blocos de 8×8 e cada bloco é convertido para o domínio da frequência pela Forward Discrete Cosine Transform (FDCT) num conjunto de 64 valores - os coeficientes da Discrete Cosine Transform (DCT). O primeiro desses 64 valores é o coeficiente DC (valor médio de intensidade do bloco) e os outros 63 são os coeficientes AC (componentes de frequência espacial do bloco) - Figura 4.2. Cada um destes 64 coeficientes é então dividido por uma constante e depois quantificado. A constante depende do coeficiente (DC ou AC) e da componente (Y, Cb ou Cr). Esta constante é denominada por “factor de qualidade”, já que ao actuar-se sobre este valor, é possível obter-se um ficheiro com tamanho reduzido e pouca qualidade ou vice-versa. Esta é a operação que introduz a maior parte das perdas e é denominada por quantização.

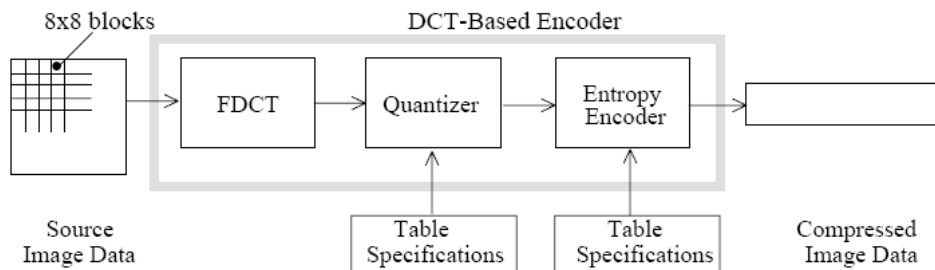


Figura 4.1: Modelo de um codificador JPEG por DCT [12].

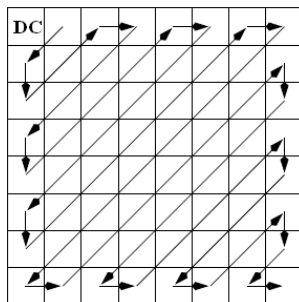


Figura 4.2: Coeficientes da DCT [5].

Depois da quantização, o coeficiente DC e os 63 coeficientes AC são codificados. O coeficiente DC do bloco anterior é usado como estimativa para o coeficiente DC actualmente quantificado e apenas a diferença é codificada (Codificação Diferencial ou DPCM). Os restantes 63 coeficientes AC são convertidos numa sequência linear utilizando um varrimento em Zig-Zag (para preservar a informação de frequência espacial e automaticamente agrupar os possíveis zeros obtidos) - Figura 4.2. Esta sequência linear é então codificada sem perdas, utilizando métodos estatísticos. Nesta fase pode ser usado um dos dois métodos permitidos na norma, codificação de Huffman ou codificação aritmética (Figura 4.1).

A norma JPEG possui quatro modos de compressão de dados, são eles o modo sequencial, o modo progressivo, o modo hierárquico e o modo *lossless* [12, 13].

Modo sequencial

Este é o modo que qualquer *software* deve possuir para que seja considerado JPEG compatível. Também é conhecido como modo *baseline*. No JPEG sequencial (Figura 4.3), cada componente de cor é completamente codificada apenas numa passagem, ou seja, um bloco de dados é comprimido de uma só vez, directamente da imagem.

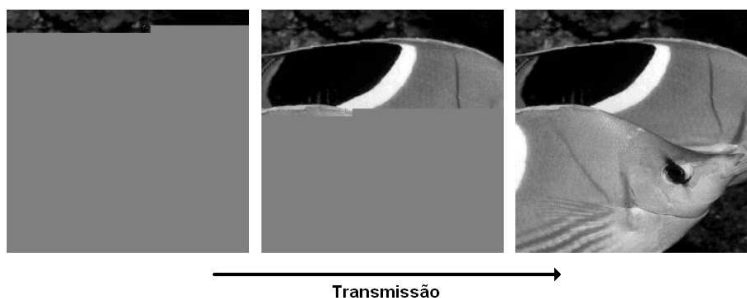


Figura 4.3: JPEG modo sequencial (modificado de [5]).

Normalmente, quando há referência à norma JPEG, trata-se do modo sequencial cujo grau de qualidade e velocidade de descompressão podem ser alterados de acordo com os parâmetros da compressão. Isto significa que o tamanho do arquivo da imagem em processamento pode ser regulado de acordo com a qualidade final desejada para a imagem. Para imagens *grayscale*, não se obtêm, normalmente, taxas de compressão elevadas devido ao facto dos olhos humanos serem mais sensíveis a variações espaciais de intensidades luminosas (componente Y no espaço de cores YCbCr) do que de cores (componente Cb e Cr no espaço de cores YCbCr). Num processo repetido de compressão e descompressão, as perdas na imagem são cumulativas.

Modo progressivo

No JPEG modo progressivo (Figura 4.4), as componentes da imagem são codificadas em múltiplas passagens. A compressão de dados de cada componente é feita no mínimo em duas passagens. A passagem inicial cria uma versão com pouca definição da imagem, enquanto passagens subsequentes fazem o seu refinamento. Imagens progressivamente mais definidas vão sendo visualizadas conforme são descodificadas, dando ao utilizador uma ideia do conteúdo da imagem mesmo após terem sido apenas transmitidas pequenas quantidades de dados. Mais difícil de ser implementado, este modo é no entanto recomendado quando a velocidade de processamento é relativamente mais rápida do que a velocidade de transmissão da imagem através da rede.

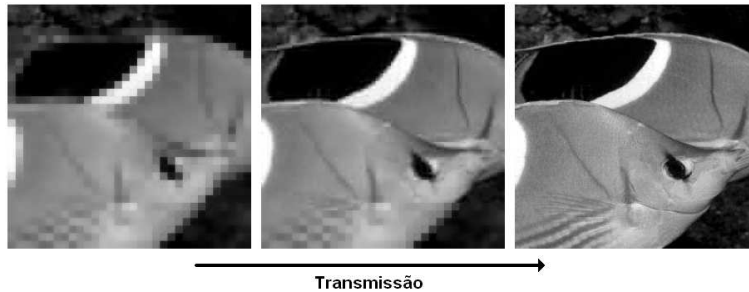


Figura 4.4: JPEG modo progressivo (modificado de [5]).

Modo hierárquico

O JPEG hierárquico é tido como um modo “super-progressivo” em que a imagem é subdividida num certo número de sub-imagens chamadas *frames*. O modo hierárquico implementa uma codificação “piramidal” com várias resoluções, em que cada imagem difere da precedente de um factor de 2 nas resoluções vertical e horizontal (Figura 4.5). Cada *frame* é uma colecção de uma ou mais passagens. O primeiro *frame* cria uma versão de baixa resolução da imagem. Os *frames* restantes refinam a imagem por incremento da resolução. Este modo permite a visualização de *frames* com resoluções vertical e horizontal baixas sem a necessidade de se descodificar as resoluções mais elevadas. No entanto, possui como principais obstáculos, a sua elevada complexidade de implementação e maior exigência ao nível do processamento.

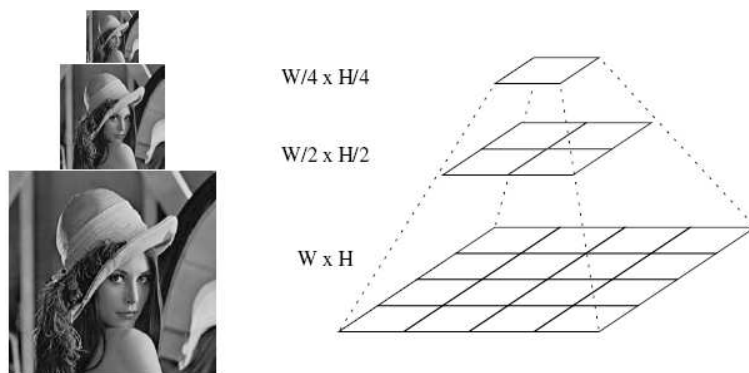


Figura 4.5: Pirâmide usada pelo modo hierárquico do JPEG [5].

Modo *lossless*

A norma JPEG permite um modo de compressão sem perdas - o Lossless JPEG. Para o efeito foi escolhido um método preditivo (Figura 4.6).

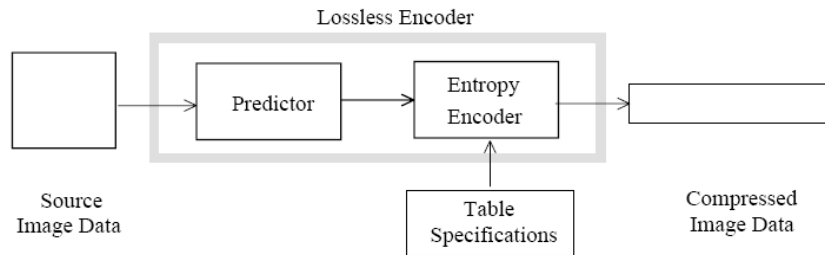


Figura 4.6: Esquema simplificado do codificador Lossless JPEG [12].

Neste modo, a compressão é feita com o auxílio de um preditor e de codificação estatística. O preditor estima o valor do *pixel* actual (X) com base na informação do valor dos *pixels* vizinhos (a , b e c) - Figura 4.7. O modo Lossless JPEG preserva de forma exacta a imagem original apresentando, no entanto, baixas taxas de compressão.

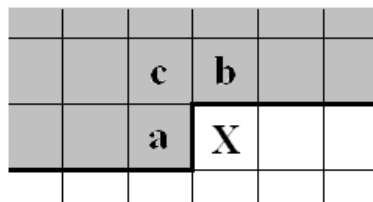


Figura 4.7: Predição em Lossless JPEG.

O valor que será codificado provém da diferença entre o valor estimado pelo preditor e o valor real do *pixel* em causa (DPCM).

O Lossless JPEG contempla a utilização de 7 preditores diferentes (Tabela 4.2). A identificação de qual o preditor usado na codificação é depois realizada usando o respectivo “Selection Value” (sv), como por exemplo Lossless JPEG sv1.

Tabela 4.2: Preditores usados em JPEG.

Selection Value	Preditor
1	a
2	b
3	c
4	$a + b - c$
5	$a + (b - c)/2$
6	$b + (a - c)/2$
7	$(a + b)/2$

4.1.2 JPEG-LS

A norma de compressão JPEG-LS (ISO-14495-1/ITU-T.87) foi desenvolvida pelo Joint Photographic Experts Group (JPEG) com o intuito de providenciar um codificador de imagens de baixa complexidade mas que ultrapassasse o Lossless JPEG em termos de desempenho de compressão sem perdas. A Parte 1 do standard foi finalizada em 1999. O objectivo de reduzir a complexidade do algoritmo partiu da observação de que, em muitas aplicações, é preferível ter-se uma diminuição drástica na complexidade do algoritmo do que um pequeno incremento na taxa de compressão [14]. O diagrama de blocos do codificador JPEG-LS está ilustrado na Figura 4.8.

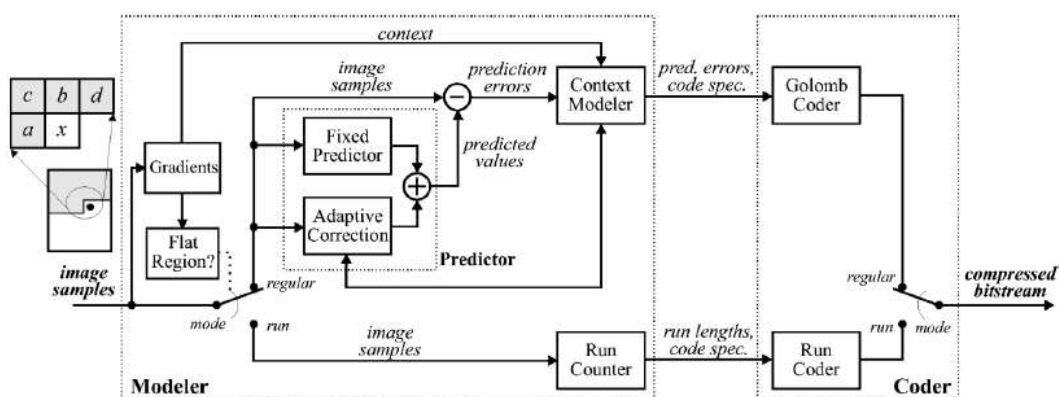


Figura 4.8: Diagrama de blocos do codificador JPEG-LS [14].

O objectivo da norma era a compressão eficiente e sem perdas (e quase sem perdas) de imagens. Várias propostas de algoritmos de compressão concorreram para integrarem a norma. O comité responsável levou a cabo um extenso conjunto de medidas para determinar qual a proposta mais adequada. O vencedor destes testes e portanto a proposta escolhida para o algoritmo de compressão da norma JPEG-LS foi o algoritmo LOCO-I (LOW COMplexity LOSSless COMpression for Images) dos Laboratórios HP levando ao abandono de propostas concorrentes como o CALIC, FELICS e o algoritmo CREW da Ricoh [15].

O núcleo do JPEG-LS é então baseado no algoritmo LOCO-I que assenta em predição, modelação e codificação contextual dos valores residuais. A sua baixa complexidade reside principalmente no pressuposto de que os resíduos da predição são modelados por uma distribuição de probabilidades geométrica (TSGD - Two-sided geometric distribution). Esses resíduos são posteriormente codificados usando códigos de Golomb, que são códigos óptimos para este tipo de distribuição [16].

Além do método *lossless*, o standard JPEG-LS possui também um modo *lossy* conhecido como “near-lossless” ou “visually lossless”, em que o erro máximo da imagem codificada em relação à imagem original é controlado pelo codificador. O modo “near-lossless” será descrito no final desta secção.

Modelo e predição

Tipicamente, as técnicas preditivas (como as usadas em JPEG e JPEG-LS) realizam um varrimento ao longo da imagem que é efectuado de cima para baixo e da esquerda para a direita. Esse varrimento é chamado *raster-scan* (Figura 4.9).

O conceito de predição consiste, durante um *raster-scan*, em inferir o valor do próximo *pixel* a partir dos *pixels* anteriores atribuindo uma condição probabilística a esse novo *pixel*. Em standards de compressão *lossless state-of-the-art*, essa probabilidade é atribuída usando tipicamente três passos:

1. Predição do valor do próximo *pixel* - \hat{x}_{t+1} (também chamada estimativa de x_{t+1}) a partir de conjunto finito de amostras passadas x_t (predição causal). O JPEG-LS usa o *template* da Figura 4.10 onde x denota o *pixel* a estimar e a , b , c e d são as amostras passadas que serão usadas na predição.
2. Determinação do contexto no qual o *pixel* x_{t+1} ocorre.
3. Modelo probabilístico para o resíduo (erro da predição) $\epsilon = x_{t+1} - \hat{x}_{t+1}$.

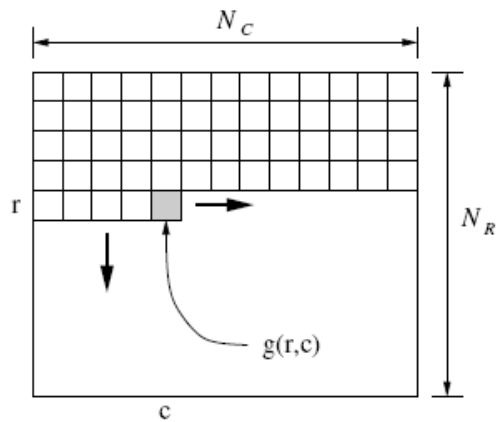


Figura 4.9: Varrimento em *raster scan* [5].

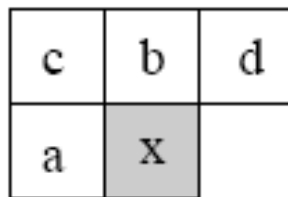


Figura 4.10: Elementos da imagem usados na predição em JPEG-LS.

O preditor do JPEG-LS (Equação 4.1) efectua testes de limites verticais e horizontais na imagem. O preditor adopta a ou b se se verificar um limite horizontal ou vertical e $a + b - c$ quando nenhum limite é detectado (Figura 4.11) [17]. De notar que o terceiro preditor é igual ao preditor *Selection Value 4* da norma Lossless JPEG anteriormente descrita na Tabela 4.2.

$$\hat{x}_{MED} = \begin{cases} \min(a, b) & \text{se } c \geq \max(a, b) \\ \max(a, b) & \text{se } c \leq \min(a, b) \\ a + b - c & \text{outro} \end{cases} \quad (4.1)$$

Contexto

Uma das principais razões da relativa simplicidade do algoritmo LOCO-I adoptado pelo JPEG-LS é, como já foi referido, o facto de assumir que os resíduos da predição são modelados por uma distribuição de probabilidades geométrica (TSGD) centrada em zero. Verificou-se

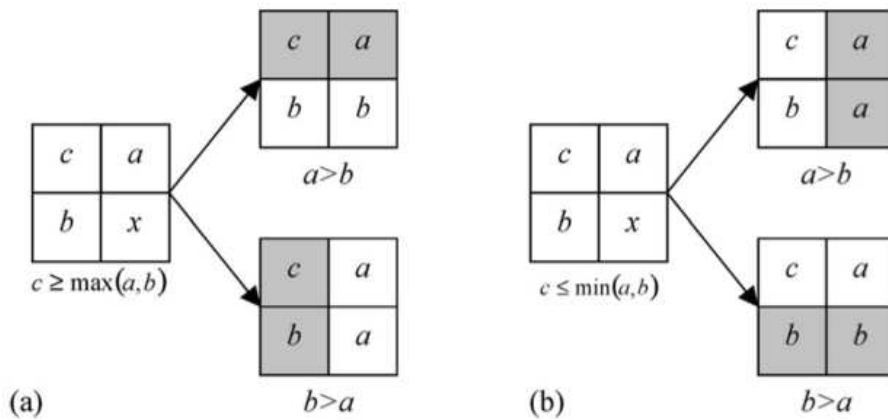


Figura 4.11: Detecção de limites na predição em JPEG-LS [17].

no entanto que, normalmente, existe um *offset* no centro da TSGD quando o preditor é condicionado pelo contexto como no JPEG-LS (*offset* definido por s na Figura 4.12).

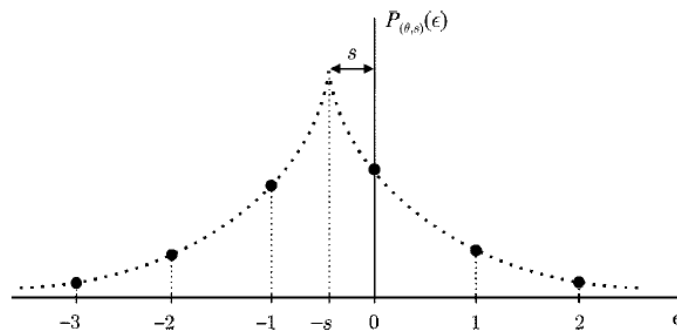


Figura 4.12: *Offset* da TSGD quando o preditor é condicionado pelo contexto [14].

É então necessário obter-se o contexto da predição para se corrigir a situação de *offset* do centro da TSGD. Na norma JPEG-LS, o contexto usado para os preditores é obtido pelas seguintes diferenças: $g_1 = d - b$, $g_2 = b - c$ e $g_3 = c - a$. Essas diferenças representam uma estimativa do gradiente (nível de actividade à volta da amostra em causa, como por exemplo, a presença de limites, zonas planas, etc.) que rege o comportamento estatístico dos valores residuais da predição.

Codificação

A codificação é efectuada usando códigos de Golomb [16] que são considerados óptimos para distribuições geométricas unilaterais positivas. De forma a se poder usar codificação de Golomb, é então necessário mapear a TSGD numa distribuição unilateral positiva. Para efectuar esse mapeamento, o JPEG-LS usa a Equação 4.2 onde ϵ representa o valor residual ou erro da medição [18].

$$M(\epsilon) = 2|\epsilon| - \mu(\epsilon) \quad (4.2)$$

onde $\mu(\epsilon) = 1$ se $\epsilon < 0$ ou 0 se $\epsilon \geq 0$.

O codificador possui ainda um modo especial (modo “*run*”) para quando $a = b = c = d$ que indica uma zona plana.

Near lossless

O JPEG-LS possui um método *lossy*, chamado “near-lossless”, em que cada amostra da imagem reconstruída difere da respectiva original por um valor não superior a δ . Os valores residuais são quantificados em intervalos de tamanho $2\delta + 1$ com os valores no centro do intervalo (garantindo assim um erro máximo de δ).

A restrita condição de entrada no modo “*run*” é esbatida para situações em que os gradientes g_i para $i = 1, 2, 3$ satisfaçam a condição $|g_i| \leq \delta$. Uma vez em modo “*run*”, o codificador executa o teste com uma tolerância δ enquanto reproduz o valor reconstruído contido em a . Consequentemente, o modo “*run*” permanece enquanto se verificar $|a - b| \leq \delta$.

O JPEG-LS “near-lossless” permite assim maiores taxas de compressão (a correcta manipulação do parâmetro δ em JPEG-LS poderia mesmo permitir grandes ganhos de compressão). Esse aumento é obtido com o custo de perdas na imagem que são, no entanto, visivelmente imperceptíveis, não afectando à partida o valor de diagnóstico das imagens codificadas. O uso de compressão “near-lossless” como no JPEG-LS permite desta forma prolongar o tempo de permanência dos procedimentos em servidores e diminuir o tempo de transmissão das imagens pelos canais de comunicação.

4.1.3 JPEG2000

O JPEG2000 (ISO/IEC 15444-1) é a mais recente norma internacional de compressão de imagens. A sua Parte 1 (*Core Coding System*) foi publicada como International Standard em Dezembro de 2000. Esta norma é baseada em transformadas *wavelet* sendo os seus coeficientes codificados com o algoritmo Embedded Block Coding with Optimized Truncation (EBCOT) que permite excelentes desempenhos de compressão numa grande gama de *bit rates* incluindo compressão *lossless* [19, 20].

Este sistema de codificação permite grande flexibilidade, não apenas na compressão da imagem mas também no acesso ao *bitstream* de dados codificados permitindo um conjunto de mecanismos de acesso e extracção de dados com o objectivo de retransmissão, armazenamento, visualização ou edição dos mesmos.

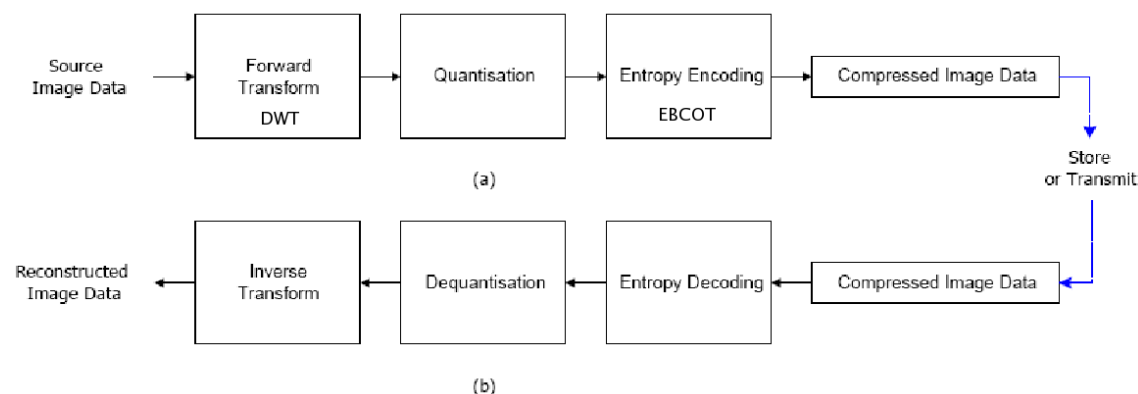


Figura 4.13: Diagrama de blocos simplificado do JPEG2000 [19].

Como se pode observar no esquema bastante generalista da Figura 4.13, a transformada discreta é aplicada à imagem, os coeficientes da transformada são posteriormente quantificados e codificados formando finalmente o *bitstream* da imagem codificada (Figura 4.13 a). O decodificador é o inverso do codificador (Figura 4.13 b). É no entanto necessário referir que antes da aplicação da transformada, a imagem é sujeita a um pré-processamento de até 3 passos (Figura 4.14) [5, 19]:

1. *Tiling* - Consiste na partição da imagem em sub-imagens (*tiles*) não sobrepostas que são codificadas independentemente. Permite reduzir a quantidade de memória necessária para a compressão/descompressão de uma imagem.

2. *DC level Shift* - É subtraído 2^{b-1} a cada *pixel*, em que b é o número de *bits* usados na representação da componente.
3. *Component Transformation* - ICT (Irreversible Component Transformation) e RCT (Reversible Component Transformation). Destina-se a descorrelacionar as componentes de cor podendo ou não ser aplicada. Para compressão com perdas, é utilizada uma transformação não reversível (ICT), que consiste na habitual transformação do espaço RGB no espaço YCbCr. Se a compressão for sem perdas, então é utilizada uma transformação reversível (RCT), a qual é uma aproximação à conversão $RGB \rightarrow YC_bC_r$: $Y_r = (R + 2G + B)/4$; $V_r = R - G$; $U_r = B - G$.

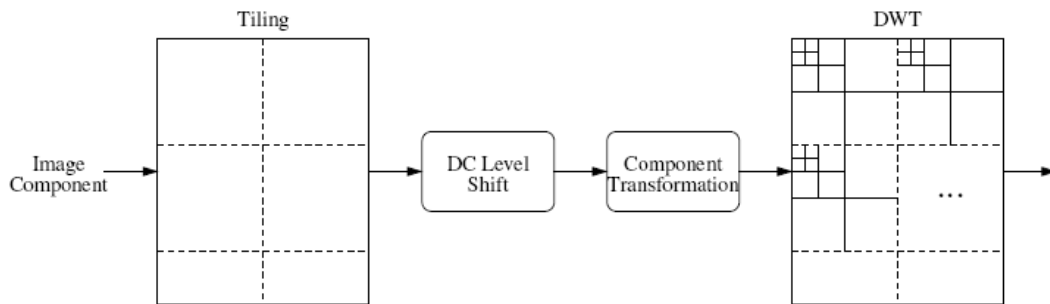


Figura 4.14: Pré-processamento da imagem em JPEG2000 [5].

Transformada *wavelet*

Após o pré-processamento, a imagem é sujeita à transformada Discrete Wavelet Transform (DWT). No JPEG2000 são utilizados 2 tipos de *wavelets* [19]:

1. Uma transformada reversível baseada no filtro 5/3 de Le Gall e usada para compressão *lossless*.
2. Uma transformada irreversível baseada no filtro 9/7 de Daubechies que é mais eficiente que a transformada sem perdas e é usada para compressão *lossy*.

Cada *tile* é decomposta em diferentes níveis usando a transformada *wavelet*. Estes níveis caracterizam sub-bandas representadas por coeficientes que descrevem as características espaciais horizontais e verticais da *tile* original. A DWT é calculada através da aplicação de bancos de filtros encadeados como se pode observar nas Figuras 4.15 e 4.16.

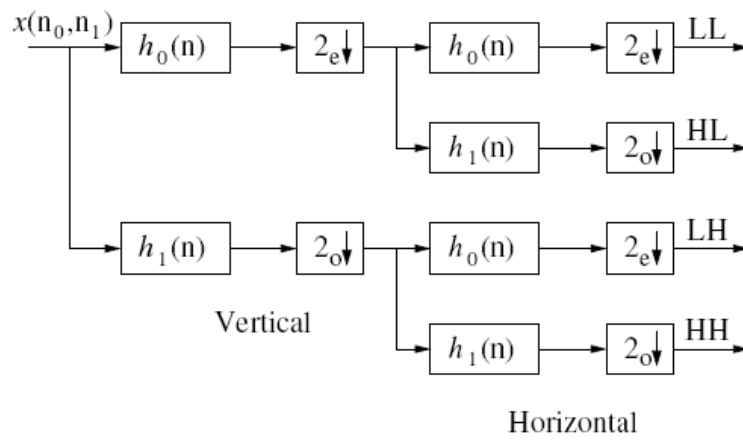


Figura 4.15: Banco de filtros da DWT [5].

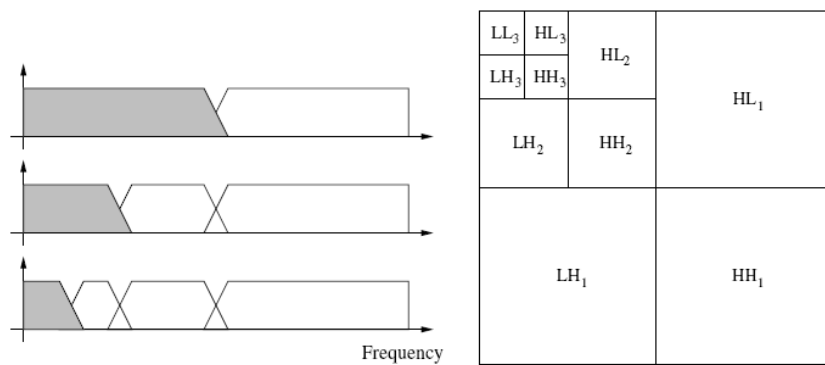


Figura 4.16: Bandas de frequência da DWT [5].

Todas as transformadas *wavelet* empregadas no JPEG2000 são unidimensionais por natureza, por isso, para objectos bidimensionais como imagens, são aplicadas na horizontal e na vertical resultando num efeito de transformadas bidimensionais separáveis. Isto resulta em quatro blocos menores que a imagem: um bloco com baixa resolução em ambas as direcções, um com uma resolução vertical elevada e resolução horizontal baixa, um com uma resolução vertical baixa e resolução horizontal elevada e um de alta resolução em ambas as direcções. Este processo, que consiste em aplicar filtros unidimensionais em ambos os sentidos, é então repetido um determinado número de vezes no bloco de menor resolução da imagem. Este procedimento é chamado decomposição diádica e está retratado na Figura 4.16 [21].

Quantização

Os coeficientes são então quantizados uniformemente e verifica-se, neste passo, a perda de precisão dos coeficientes. A quantização é *lossy* a não ser que se use um passo de quantização igual a 1 e que os coeficientes sejam inteiros (como se verifica na *wavelet* reversível 5/3).

Codificação

Após a quantização, cada sub-banda é particionada em blocos rectangulares ou quadrados não sobrepostos chamados *precinct* que são ainda divididos em blocos rectangulares ou quadrados mais pequenos também não sobrepostos, designados por *code blocks* (com dimensão típica 64×64 e nunca inferior a 32×32), os quais são fornecidos ao codificador estatístico (Figura 4.17). Os *code blocks* são codificados independentemente uns dos outros, o que permite, entre outras vantagens, o acesso aleatório ao conteúdo da imagem, manipulações geométricas eficientes, robustez a erros e implementações paralelas.

A codificação estatística é baseada em codificação aritmética. O modelo probabilístico utiliza 18 contextos, proporcionando uma adaptação rápida, o que reduz o custo da codificação independentemente dos *code blocks*.

Dentro de cada sub-banda, os *code blocks* são percorridos em *raster-scan* sendo então codificados, plano a plano, começando pelo mais significativo. A codificação de cada plano é feita em três passagens, sendo reunida informação de contexto em cada passagem.

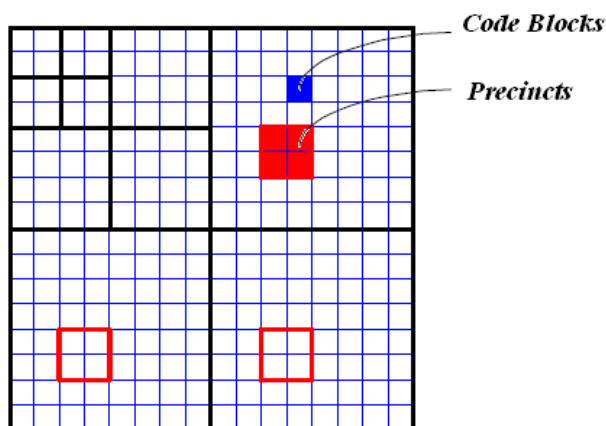


Figura 4.17: *Code blocks* e *precincts* em JPEG2000.

Além do ganho em compressão (em especial para débitos baixos), o JPEG2000 oferece também um conjunto de funcionalidades não disponíveis na norma JPEG (nem no JPEG-LS):

- Definição de regiões de interesse (ROI - Region Of Interest).
- *Lossy to lossless* na mesma *bitstream*.
- Maior flexibilidade na definição de *bitstreams* progressivas, quer em resolução, quer em qualidade (SNR - Signal to Noise Ratio).

No entanto, este melhor desempenho implica um acréscimo na complexidade do codificador, sendo esta claramente superior à do JPEG.

4.1.4 BMF

Embora não pertença ao grupo dos codificadores de imagem *state-of-the-art* tradicionais, o codificador BMF (versão 2.0) [22] é, como iremos ver, um dos que obteve melhores desempenhos no conjunto de imagens usado neste trabalho. Apesar de se situar nas primeiras posições nas tabelas de *benchmark* de compressão *lossless*, o algoritmo é pouco referenciado e muito pouco documentado.

Este codificador foi desenvolvido pelo grupo de investigação da Moscow State University para o projecto “Everything about the data compression” [22].

Permite compressão de imagens *grayscale* com profundidade de 1, 2, 4 e 8 *bits* por *pixel* e de imagens coloridas com resolução de 8, 16, 24 e 32 *bits* por *pixel*. Também permite compressão “near-lossless” [22].

4.2 Codificadores genéricos

O esquema de compressão avaliado neste trabalho produz, como iremos ver no capítulo seguinte, ficheiros de imagem com taxas de compressão baixas quando as normas *state-of-the-art* de compressão de imagem (descritos na secção 4.1 deste capítulo) lhes eram aplicadas. Surgiu então, a ideia de aplicar codificadores genéricos e de texto aos ficheiros produzidos pelo método alternativo de modo a melhorar as taxas de compressão obtidas com os codificadores de imagem.

Durante a realização do trabalho foram então testados, sob a forma de aplicações externas ou Dynamic-link library (DLL), novos algoritmos de compressão genéricos que possibilitavam sucessivos incrementos nas taxas de compressão obtidas com o método de manipulação de tramas apresentado neste trabalho.

As bibliotecas de compressão usadas no trabalho estão descritas, nas sub-secções seguintes, por ordem cronológica de utilização no projecto descrito nesta dissertação.

4.2.1 zlib

A primeira biblioteca de compressão utilizada foi a biblioteca *lossless open source* chamada *zlib* tendo sido utilizada a versão 1.1.4 de 11 de Março de 2002.

A *zlib* é uma biblioteca multiplataforma de compressão de dados escrita por Jean-loup Gailly e Mark Adler como uma generalização do algoritmo DEFLATE (baseado no algoritmo Lempel-Ziv 1977 - LZ77) usado no seu programa de compressão de dados *gzip* que é um software de compressão *lossless* de uso livre. A primeira versão pública, originalmente destinada para ser usada na biblioteca *libpng*, foi lançada dia 1 de Maio de 1995. A *zlib* é distribuída sob uma licença *open source* [23].

Centenas de aplicações para os sistemas operativos Unix e Linux usam esta biblioteca de compressão e o seu uso é crescente em outros sistemas operativos como o Microsoft Windows e o Palm OS.

O LZ77 é um algoritmo de compressão baseado em dicionários desenvolvido por Abraham Lempel e Jacob Ziv em 1977. Definem-se inicialmente duas estruturas que serão usadas pelo algoritmo: a janela de procura e o *buffer* de *look-ahead*. A janela representa as partes do arquivo que já foram lidas, enquanto o *buffer* de *look-ahead* representa o que ainda será lido e processado pelo algoritmo. Na prática, o *buffer* de *look-ahead* é preenchido de antemão com os próximos Bytes a serem processados pelo codificador. A janela tem tamanho definido e deve permitir que os dados sejam enfileirados dentro dela, eliminando os Bytes mais antigos quando o seu limite de tamanho é atingido. O *buffer* de *look-ahead* também tem tamanho definido, em geral dezenas de vezes menor que a janela.

O algoritmo de compressão da biblioteca *zlib* chama-se DEFLATE. A base do algoritmo consiste no algoritmo LZ77 com uma janela deslizante de 32KB e um *buffer* de *look-ahead* de 258 Bytes. O arquivo a comprimir é dividido em blocos de tamanho arbitrário e a divisão

entre os blocos é feita quando o codificador identifica a necessidade de se construir um novo bloco de dados.

A saída do passo anterior é codificada usando-se codificação de Huffman. Duas árvores Huffman são usadas, uma para codificar os caracteres literais (cadeias não detectadas como duplicação das que estão contidas na janela deslizante de 32KB) e o comprimento das cadeias encontradas pelo LZ77 e outra árvore para codificar as distâncias entre as cadeias e a posição actual. As árvores são armazenadas no início de cada bloco comprimido [24, 25, 26].

Os valores de taxa de compressão típicos obtidos com esta biblioteca variam entre 2:1 e 5:1. Toda a informação relativa a esta biblioteca de compressão encontra-se em [23].

4.2.2 libbzip2

A segunda biblioteca de compressão usada foi a biblioteca *lossless open source* libbzip2 versão 1.0.3 de 2005 da autoria de Julian Seward que possui uma estrutura semelhante à zlib.

A biblioteca libbzip2 comprime os ficheiros usando o algoritmo de compressão de texto Burrows-Wheeler Transform (BWT) e codificação Huffman. Teoricamente, as taxas de compressão obtidas são consideravelmente melhores do que as obtidas com os codificadores baseados em algoritmos de compressão por dicionários convencionais - LZ77/LZ78, aproximando-se mesmo das taxas obtidas com codificadores estatísticos da família Prediction by Partial Matching (PPM) [27].

O algoritmo de Burrows-Wheeler foi descrito em 1994 [28]. É baseado numa pesquisa (não publicada) de D. Wheeler em 1983. Este algoritmo trabalha com blocos de dados geralmente grandes que são processados em conjunto antes de serem codificados. O método baseia-se na hipótese de que, dado a presença de um símbolo no bloco de dados, existe uma grande probabilidade desse mesmo símbolo ser sempre precedido do mesmo conjunto de símbolos.

O método está orientado para a compressão de texto e baseia-se numa utilização indirecta das repetições, pois apoia-se na reordenação dos Bytes originais, tornando-os mais propícios à compressão.

De uma forma simplista, podemos dividir a BWT nos seguintes passos [24, 28, 29]:

1. A primeira operação consiste em permutar todos os elementos do vector A a comprimir. Em primeiro lugar, constrói-se uma matriz $n \times n$ onde n é o tamanho do bloco a

ser codificado. Esta matriz é preenchida na primeira linha com o bloco original; na segunda linha com o bloco *shiftado* à direita de uma posição; na terceira linha com o bloco *shiftado* de 2 posições, e assim por diante até termos, na última linha, o bloco *shiftado* de $n - 1$ posições.

2. As linhas da matriz são ordenadas alfabeticamente extraíndo-se um vector L (que resulta da permuta dos elementos de A) e um índice I.
3. O vector L e o índice I são então comprimidos usando codificação de Huffman.

Apresenta-se de seguida um exemplo ilustrativo do método acima descrito (Figura 4.18) [28, 29].

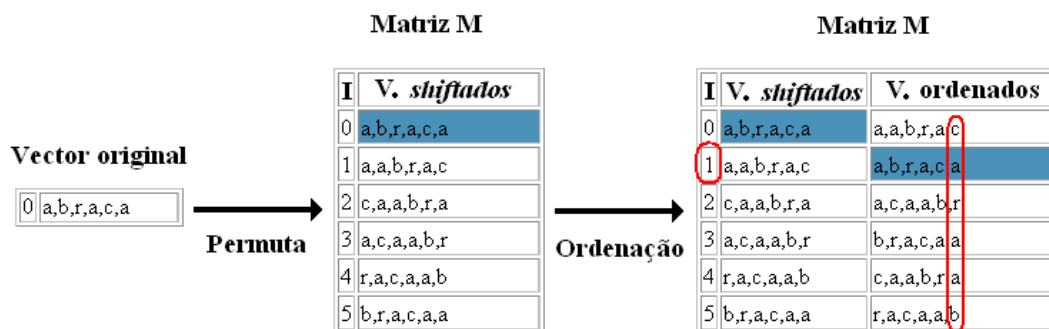


Figura 4.18: Exemplo do algoritmo de Burrows-Wheeler (modificado de [29]).

- Seja A o vector a codificar “abraca” de tamanho $n = 6$.
- A matriz M de $n \times n$ elementos é construída através de permutas (*shifts* à direita).
- As linhas são ordenadas alfabeticamente. Pelo menos uma linha contém o vector original.
- Seja I o índice da linha da matriz M ordenada que contém o vector original e L a última coluna de M, a saída desta transformada e que será comprimida com codificação Huffman é $(L, I) = ('caraab', 1)$.

A partir de L, que possui todos os caracteres do vector original A e usando um mecanismo de ordenação inverso ao da codificação, é possível reconstruir o vector original A utilizando (L, I) .

A grande vantagem deste método é conseguir repetições sequenciais de caracteres, sem perdas e apenas com uma reordenação de caracteres no bloco. Finalmente, é necessário referir que se obtiveram melhores resultados nas taxas de compressão com esta biblioteca do que com a biblioteca zlib, como se poderá observar no capítulo seguinte. Esta melhoria pode dever-se ao processo de reordenação dos blocos de dados de entrada, tornando as tramas reordenadas mais propícias à compressão. Toda a informação relativa a esta biblioteca de compressão encontra-se em [27].

4.2.3 PPMd

O terceiro e último algoritmo de compressão usado foi uma versão alternativa, não comercial, do algoritmo de compressão Prediction by Partial Matching (PPM) original. Esta versão modificada foi desenvolvida por Dmitry Shkarin em Maio de 2006 e corresponde à versão Prediction by Partial Matching with Information Inheritance (PPMII) Variant J ou PPMdj [30]

O algoritmo PPM, introduzido em 1984 por Cleary e Witten [31], é actualmente considerado um algoritmo de compressão *lossless state-of-the-art* e tem sido aplicado na classificação de imagens e na resolução de problemas de classificação de textos devido às suas capacidades em construir modelos estatísticos precisos [30, 32].

O codificador de dados PPM consiste numa técnica de codificação por entropia baseada na modelação estatística adaptativa e na predição por contexto. O modelo geral do PPM utiliza um conjunto de no máximo n símbolos precedentes como contexto para estimar a distribuição de probabilidades condicional para o próximo símbolo da mensagem. Modelos que condicionam as suas predições num número finito de símbolos imediatamente anteriores são chamados modelos de contexto finito de ordem k , onde k é o número de símbolos precedentes usados na predição [32, 33].

O modelo alimenta um codificador aritmético, que atribui a cada símbolo, um número de *bits* igual à sua informação condicional, que por sua vez depende da probabilidade de ocorrência do símbolo condicionada ao contexto, i.e., a sua tabela de probabilidades é actualizada dinamicamente de acordo com o processamento da entrada. Assim, o esquema de codificação aritmética é capaz de igualar a entropia da fonte em todos os casos, sendo a compressão máxima atingida da responsabilidade do modelo utilizado. O PPM emprega um conjunto de modelos contextuais de ordem fixa, com diferentes valores de k , limitado superiormente para estimar os caracteres subsequentes [32, 33].

A forma mais simples de se construir o modelo é manter um dicionário para todas as sequências possíveis s de n símbolos e, para cada sequência, armazenar contadores para cada carácter x que segue s . O tamanho máximo do contexto é constante e as probabilidades de predição para cada contexto no modelo são calculadas a partir dos contadores de frequência. Estes últimos são actualizados de forma adaptativa sendo que o símbolo que ocorre actualmente é codificado com a distribuição de probabilidades predita. A probabilidade condicional de x no contexto s , $P(x|s)$ é então estimada por $C(x|s)/C(s)$, onde $C(x|s)$ é o número de vezes que x segue s e $C(s)$ é o número de vezes que s é encontrada.

As distribuições de probabilidades são então usadas por um codificador aritmético para gerar a sequência de *bits*. A actual implementação do PPM mantém contextos de todos os tamanhos inteiros abaixo de k e combina as diferentes distribuições usando um mecanismo de escape. O modelo com o valor mais alto de k é, por padrão, o primeiro usado para a codificação. Se um novo carácter é encontrado no contexto, significa que o mesmo não pode ser usado para a codificação do carácter, então um símbolo de sinalização é transmitido como sinal para a saída, situação denominada por evento de escape. Sendo assim, o algoritmo continua a sua busca no contexto para o próximo valor inferior de k . Este processo é repetido para tamanhos cada vez menores de k até que se encontre o símbolo em questão. Nesse caso, o carácter é codificado com a distribuição de probabilidades daquele modelo. Na prática, uma única estrutura de dados é usada para armazenar todas as probabilidades nos diferentes modelos de contexto. Para assegurar que o processo termina, o PPM assume um modelo abaixo do menor nível de k (normalmente -1), contendo todos os caracteres do alfabeto codificado [32].

Pode parecer que quanto maior o tamanho do contexto, maior a compressão. No entanto, o espaço de armazenamento requerido pelo PPM cresce exponencialmente com k . Isto impõe um limite prático para o tamanho de k . Além disso, quanto maior o tamanho de um dado contexto, menos frequentemente ele ocorre.

A ideia básica do PPM pode ser estendida a modelos baseados em palavras nos quais estas são tratadas individualmente como símbolos e as probabilidades condicionais são calculadas de maneira similar [32].

Os pontos importantes a considerar acerca do PPM são [34]:

- Alta taxa de compressão devido à sua adaptabilidade ao contexto e à sua apurada técnica de redução da entropia;

- Ineficiência em termos de tempo de compressão devido a:
 - Complexas estruturas de dados utilizadas para armazenamento de dados de contexto;
 - Grande quantidade de cálculo de precisão flutuante para a geração do código de saída devido à codificação aritmética;
 - Atualização de todas frequências para cada nova entrada;
- Devido à sua simetria, a descompressão exige tempo na mesma ordem de grandeza que a compressão;
- Requer uma implementação cuidadosa para se obter a taxa de compressão óptima que o método pode oferecer.

Existem variantes *Unbound*, denotadas como PPM*, onde o comprimento do contexto não possui nenhuma limitação [35]. Se nenhuma predição, baseada em todos os símbolos do contexto de n , puder ser efectuada, uma predição é tentada com $n - 1$ símbolos. Este processo é repetido até que o mesmo símbolo seja encontrada ou que não reste mais nenhum símbolo no contexto.

Muito do trabalho realizado na optimização dos modelos PPM encontra-se no desenvolvimento de soluções para optimizar a forma como as novas entradas são tratadas e que probabilidade deve ser atribuída a um símbolo que ainda não tenha sido observado. Este problema é denominado por situação de *zero-frequência*. A variante PPMd (usada no trabalho) estima a probabilidade de um novo símbolo como a relação entre o número de diferentes símbolos processados até ao momento e o número total de símbolos observados. Por exemplo, se a trama processada até ao momento for AABCDCBADDA e surgir o símbolo E, a probabilidade relativa de E será $4 \div 11$ sendo 4 o número de diferentes símbolos processados e 11 o número total de símbolos processados.

O algoritmo PPMdj foi escolhido (em relação as bibliotecas anteriores - LZ77 e BWT) como codificador de referência para as nossas experiências devido a [30]:

- Possuir tempos de processamento similares (mas ligeiramente mais lento) ao das bibliotecas anteriores (zlib e libzip2);
- Obter as melhores taxas de compressão.

Toda a informação relativa a este algoritmo de compressão encontra-se em [22].

É necessário ainda referir que algumas tentativas de optimização dos algoritmos PPM conduziram ao desenvolvimento dos codificadores de dados da família PAQ [36] que obtiveram os melhores resultados de compressão neste trabalho tendo sido excluídos devido ao seu consumo excessivo de recursos (temporais e computacionais) não permitindo a sua aplicabilidade em ambientes reais.

A família PAQ evoluiu através de uma comunidade de desenvolvimento com o objectivo de atingir o topo das tabelas de *benchmark* de compressão (embora à custa do tempo de processamento e da memória). A página <http://www.cs.fit.edu/~mmahoney/compression/> segue o constante desenvolvimento desta família de codificadores que se encontra actualmente na versão 8 e com bastantes variantes.

Todas as versões PAQ estimam (usando a técnica *Context Mixing*) e codificam as tramas usando apenas um *bit* de cada vez, mas diferem nos detalhes dos modelos e na forma como essas predições são combinadas e processadas. Estas predições são posteriormente comprimidas usando codificação aritmética (a saída da codificação aritmética é actualizada cada vez que um *bit* de entrada é estimado e codificado). A partir da versão PAQ7, a aplicação dos modelos resulta numa probabilidade em vez de um par de contagens e essas probabilidades são combinadas usando redes neuronais artificiais.

4.3 Codificadores de vídeo

Porque os algoritmos de compressão descritos anteriormente apenas exploram a redundância espacial da imagem (*intra-frame*) decidiu-se estudar a utilização de um codificador vídeo para também explorar a redundância *inter-frame* (temporal no caso de XA).

Para compressão vídeo, a norma de codificação mais utilizada é a Motion Picture Experts Group (MPEG) que, além de explorar a redundância *inter-frame* (devido ao facto da cena não variar muito entre *frames* ou quadros sucessivas), utiliza muitas das técnicas do JPEG para a compressão *intra-frame*.

O grupo MPEG começou, por volta do ano 1987, a desenvolver normas para compressão de vídeo, independentemente da plataforma onde fossem utilizadas [37].

A primeira norma foi identificada como MPEG-1 em 1992 (ISO/IEC 11172) [38]. Foi desenvolvida com o objectivo de armazenar vídeo e áudio em suportes digitais, com taxas de transferência de cerca de 1.5 Mbps.

Em 1995 foi introduzida a norma MPEG-2 (ISO/IEC 13818) [38], baseada no MPEG-1 mas com melhorias significativas na resolução máxima, possibilidade de codificação de vídeo interlaçado (tendo em vista a televisão digital) e escalonamento (possibilidade de extracção de instâncias de vídeo com diferentes resoluções a partir da mesma sequência binária codificada). A norma MPEG-2 surge com o objectivo de comprimir áudio e vídeo com elevada qualidade e menor *bit-rate* possível. Este standard foi o escolhido para codificação de vídeo em DVD (Digital Versatil Disk ou Digital Video Disk) [39]. Esta norma de codificação vídeo é também a única adoptada pela norma DICOM.

Observou-se, na última década, um grande aumento de aplicações e serviços multimédia, com a informação audiovisual a ter uma importância cada vez maior. Em 1999, foi desenvolvida a norma MPEG-4 (ISO/IEC 14496) com novas funcionalidades [38]. A maior diferença do MPEG-4 em relação às normas anteriores de codificação de dados audiovisuais é a representação dos dados com base em objectos independentes no espaço e no tempo [40].

Nos últimos anos foi também desenvolvido uma nova norma para permitir a descrição e pesquisa de conteúdos vídeo e áudio, o MPEG-7 (ISO/IEC TR 15938). No intuito de interligar as normas existentes, MPEG-2, MPEG-4 e MPEG-7, foi estudada uma nova norma denominada MPEG-21(ISO/IEC TR 21000 [38]), que tem por objectivo definir uma arquitectura para o desenvolvimento de novos sistemas multimédia.

As sequências de vídeo contêm uma quantidade significativa de redundância estatística (temporal e espacial) entre *frames*. O principal objectivo da codificação de vídeo é a redução do *bit-rate* necessário para guardar ou transmitir o vídeo, explorando a redundância existente nos dados [41].

As normas MPEG-1 e MPEG-2 visam a codificação de vídeo com perdas, isto é, o vídeo obtido depois do processo de decodificação tem qualidade inferior à do vídeo original. Quanto mais baixo o *bit-rate* pretendido menor será a qualidade do vídeo codificado.

A propriedade estatística básica utilizada na codificação de vídeo MPEG reside na correlação entre *pixels* vizinhos e na compensação de movimento de translação entre quadros adjacentes, i.e., assume-se que o valor de determinado *pixel* num quadro pode ser estimado com base nos *pixels* vizinhos do mesmo quadro, *intra-frame coding*, ou por *pixels* de um quadro vizinho, *inter-frame coding*.

Os métodos de compressão MPEG (Figura 4.19) utilizam, tal como em JPEG, a DCT em blocos de imagem de 8×8 *pixels* para remover a redundância espacial entre *pixels* vizinhos do mesmo quadro.

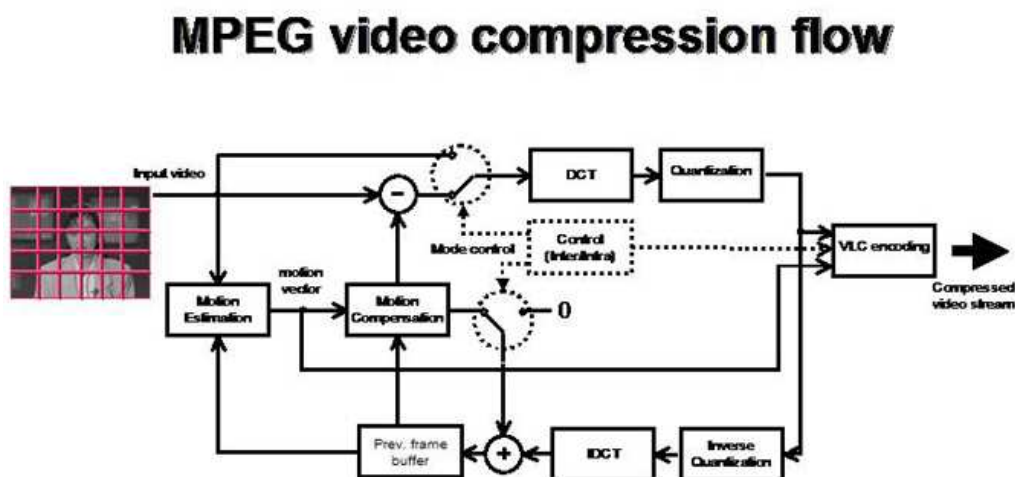


Figura 4.19: Diagrama genérico de compressão MPEG ([42]).

Nos casos em que a correlação temporal entre quadros é elevada, i.e., dois quadros consecutivos com conteúdos similares, é vantajoso utilizar predição temporal (por exemplo compensação de movimento entre quadros) usando um número reduzido de parâmetros (vectores de movimento). Estes vectores de movimento não estão associados a *pixels* isolados mas sim a blocos de *pixels* adjacentes, 16×16 nas normas MPEG-1 e MPEG-2.

Na codificação MPEG, as diversas imagens que constituem o vídeo são em primeiro divididas nas suas componentes YUV. As componentes U e V são depois sub-amostradas relativamente à componente de luminosidade Y. Na norma MPEG-2 a sub-amostragem é 4:2:0, 4:2:2 - a crominância é sub-amostrada somente na direcção horizontal ou 4:4:4 onde não é utilizada sub-amostragem. Na norma MPEG-1 a sub-amostragem é 4:2:0.

A ideia base da sub-amostragem é reduzir a dimensão do vídeo (dimensão horizontal e/ou vertical) bem como reduzir o número de quadros por segundo, (sub-amostragem temporal). Esta técnica baseia-se nas características físicas do SVH, sendo que este é mais sensível à informação de luminância do que à variação da cor (crominância).

A combinação das duas técnicas descritas anteriormente – compensação de movimento e co-

dificação por transformada DCT – são os elementos chave das normas de codificação MPEG. Estas duas técnicas são aplicadas a pequenos blocos de imagem, 16×16 para compensação de movimento e 8×8 para codificação DCT (Figura 4.20).

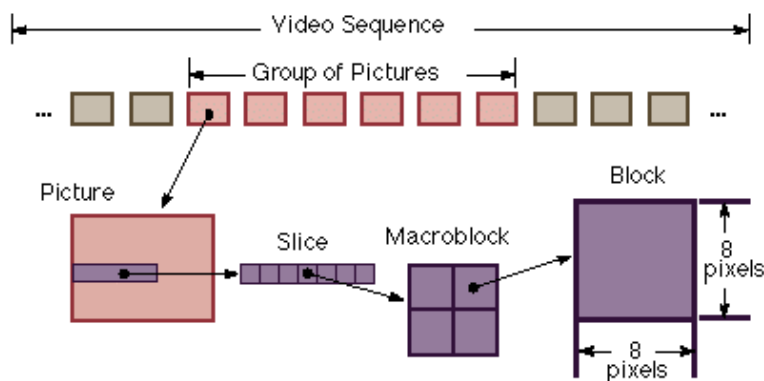


Figura 4.20: Divisão por blocos em MPEG ([43]).

Referências

- [1] Carlos Manuel Azevedo Costa. *Concepção, desenvolvimento e avaliação de um modelo integrado de acesso a registos clínicos electrónicos*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2004.
- [2] David Clunie. Lossless compression of grayscale images - effectiveness of tradicional and state of the art approaches. *Proceedings of the SPIE - Medical Imaging*, 3980:74–84, 2000.
- [3] J. Kivijarvi, T. Ojala, T. Kaukoranta, A. Kuba, L. Nyul, and O. Nevalainen. A comparison of lossless compression methods for medical images. *Computerized medical imaging and graphics*, 22(4):323–339, 1998.
- [4] Herman Oosterwijk and Paul T. Gihring. *DICOM Basics*. OTech Inc., third edition, 2005. <http://www.otechimg.com>.
- [5] Armando J. Pinho. *Codificação e Compressão de Dados*, 2006. <http://www.ieeta.pt/~ap/ccd/>.

- [6] National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine - Part 6: Data Diccionay*, January 2007. <http://medical.nema.org/dicom/2007/>.
- [7] Carlos M. A. Costa, Augusto Silva, José L. Oliveira, Vasco G. Ribeiro, and José Ribeiro. Himage pacs: A new approach to storage, integration and distribution of cardiologic images. *Medical Imaging 2004: PACS and Imaging Informatics. Edited by Ratib, Osman M.; Huang, HK Proceedings of the SPIE,, 5371:277–287, 2004.*
- [8] H. Tom Karson, Shalabh Chandra, J. Annitta Morehead, J. William Stewart, E. Steven Nissen, and D. James Thomas. JPEG compression of digital echocardiographic images: impact on image quality. *Journal of the American Society of Echocardiography*, 8(3):306–318, 2006.
- [9] W. A. Baker, S. E. Hearne, L. A. Spero, K. G. Morris, R. A. Harrington, M. H. Sketch, V. S. Behar, Y. Kong, R. H. Peter, T. M. Bashore, J. K. Harrison, and J. T. Cusma. Lossy (15:1) jpeg compression of digital coronary angiograms does not limit detection of subtle morphological features. *Circulation*, 96:1157–1164, 1997.
- [10] R. van de Velde and P. Degoulet. *Clinical Information Systems: A Component-based Approach*. Health Informatics Series. Springer, 2003.
- [11] JPEG Committee home page. JPEG, 2004. <http://www.jpeg.org/index.html>.
- [12] Gregory K. Wallace. The JPEG still picture compression standard. *Communication ACM*, 34(4):30–44, 1991.
- [13] International Telecommunication Union. Digital compression and coding of continuous-tone still images: requirements and guidelines, ITU-T Recommendation T.81. *Terminal Equipment and Protocols for Telematics Services*, 1992.
- [14] Marcelo J. Weinberger, Gadiel Seroussi, and Guillermo Sapiro. The LOCO-I lossless image compression algorithm: Principles and standardization into JPEG-LS. *IEEE Transactions on Image Processing*, 45(4):1309–1324, 2000.
- [15] JPEG Committee home page. JPEG-LS, 2004. <http://www.jpeg.org/index.html>.
- [16] Solomon W. Golomb. Run-length encodings. *IEEE Transactions on Information Theory*, IT-12:399–401, 1966.
- [17] Satish Bedi, Eran A. Edirisinghe, and Christos Grecos. Improvements to the JPEG-LS prediction scheme. *Image Vision Computing*, 22(1):9–14, 2004.

- [18] Robert G. Gallager and David C. Van Voorhis. Optimal source codes for geometrically distributed integer alphabets. *IEEE Transactions on Information Theory*, IT-21:228–230, 1975.
- [19] Charilaos Christopoulos, Athanassios Skodras, and Touradj Ebrahimi. The JPEG2000 still image coding system: An overview. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 46(4):1103–1127, November 2000.
- [20] M. W. Marcellin, M. J. Gormish, A. Bilgin, and M. P. Boliek. An overview of JPEG-2000. *Data Compression Conference, 2000. Proceedings. DCC 2000*, pages 523–541, 2000.
- [21] Jason Elzinga and Keith Feenstra. *JPEG 2000: The Next Compression Standard using wavelet technology*. http://www.gvsu.edu/math/wavelets/student_work/EF/index.html, December 2001. Grand Valley State University.
- [22] Dmitry Shkarin. *Compression project*, 2007. <http://www.compression.ru/ds/>.
- [23] Jean-loup Gailly, Mark Adler, and Greg Roelofs. *zlib-Technical Details*, 2002. <http://www.zlib.org>.
- [24] David Salomon. *Data Compression - The Complete Reference*. Springer-Verlag New York Inc., second edition, 2000.
- [25] Jacob Ziv and Abraham Lempel. A universal algorithm for sequential data compression. *IEEE Transactions on Information Theory*, 23(3):337–343, 1977.
- [26] Peter L. Deutsch. *DEFLATE Compressed Data Format Specification version 1.3*. <http://www.gzip.org/zlib/rfc-deflate.html>, 1996.
- [27] Julian Seward. bzip2 and libbzip2, version 1.0.3 - a program and library for data compression. *bzip2 and libbzip2*, pages 1–35, 2005. <http://www.bzip.org/>.
- [28] Michael Burrows and David J. Wheeler. *A block-sorting lossless data compression algorithm*. Technical Report 124, Digital Systems Research Center Research, 1994.
- [29] Shlomo Yona. *A Block-sorting Lossless Data Compression Algorithm*. Seminar on Discrete Source Coding, 2003. http://yeda.cs.technion.ac.il/~yona/talks/borrows_wheeler/slides/.
- [30] Dmitry Shkarin. Ppm: One step to practicality. In *DCC '02: Proceedings of the Data Compression Conference (DCC '02)*, pages 202–211, Washington, DC, USA, 2002. IEEE Computer Society.

- [31] John G. Cleary and Ian H. Witten. Data compression using adaptive coding and partial string matching. *IEEE Transactions on Communications*, COM-32(4):396–402, April 1984.
- [32] Bruno Cunha Coutinho, Jalmaratan Luís de Melo Macêdo, Aroldo Rique Júnior, and Leonardo Vidal Batista. Atribuição de autoria usando PPM. *XXV Congresso da Sociedade Brasileira de Computação*, pages 2208–2217, July 2005.
- [33] José R. T. Marques, Glauber M. Pires, Leonardo V. Batista, and JanKees V. D. Poel. Compressão de imagens mamográficas utilizando segmentação e o algoritmo PPM. *X Congresso Brasileiro de Informática em Saúde*, pages 22–27, Outubro 2006.
- [34] Lúcio A. França, Rainer R. P. Couto, and António A. F. Loureiro. Adaptabilidade de compressão em ambientes moveis: Como e quando? In *III Workshop de Comunicação Sem Fio*, pages 52–61, Recife, 2001.
- [35] John G. Cleary, Ian H. Witten, and W. J. Teahan. Unbounded length contexts for PPM. *The Computer Journal*, 40(2/3):67–77, 1997.
- [36] Matt Mahoney. *Adaptive Weighing of Context Models for Lossless Data Compression*. Technical report, Florida Institute Technology Technical Report TR-CS-2005-16, 2005.
- [37] L. Chiariglione. Impact of MPEG standards on multimedia industry. *Proceedings of the IEEE*, 86(6):1222–1227, June 1998.
- [38] *International Organization of Standardization*. <http://www.iso.ch/>.
- [39] Barry G. Haskell, Atul Puri, and Arun N. Netravali. *Digital Video: An introduction to MPEG-2*. Chapman & Hall, Ltd., 1996.
- [40] Fernando C. Pereira and Touradj Ebrahimi. *The MPEG-4 Book*. Prentice Hall PTR, 2002.
- [41] Thomas Sikora. MPEG digital video-coding standards. *IEEE Signal Processing Magazine*, 14(5):82–100, September 1997.
- [42] Madhukar Budagavi and Youngjun Yoo. Color me compressed - the case for MPEG-4 video compression in consumer digital still cameras. *Texas Instruments – CommVerge Magazine*, July 2003.
- [43] Victor Lo. *A beginners guide for MPEG-2 Standard*, 2007. <http://www.fh-friedberg.de/fachbereiche/e2/telekom-labor/zinke/mk/mpeg2beg/beginnzi.htm>.

Capítulo 5

Estratégias alternativas de compressão e resultados

O elevado volume de dados digitais gerados anualmente pelas instituições de cuidados de saúde impõe que as taxas de compressão obtidas permitam evitar situações de estrangulamento ao nível dos recursos telemáticos e de armazenamento. Como exemplo concreto, o Serviço de Cardiologia do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia (CHVNG) produz anualmente aproximadamente 1000 GB de procedimentos XA e 600 GB de procedimentos CT. Se tivermos em consideração que os procedimentos de imagiologia clínica digital têm, em Portugal, um armazenamento mínimo legal de 5 anos, podemos ter uma noção do volume de dados que tem de ser armazenado e continuamente disponível para consulta.

Por outro lado, os métodos tradicionais de compressão *lossless* atingem taxas de compressão modestas (entre 2:1 a 4:1) pelo que, o estudo de novas formas de compressão, que permitam aproveitar outros tipos de redundância existentes nos procedimentos e que conduzam a melhores taxas de compressão são, hoje em dia, áreas de investigação de elevada importância.

Algoritmos de compressão de imagens, como o JPEG, foram desenvolvidos com o intuito de aproveitar a redundância existente em imagens (dados bidimensionais). No entanto, em imagens dinâmicas, como o caso da XA, podemos explorar outro tipo de redundância que existe numa terceira dimensão (tempo) e assim conseguir maiores taxas de compressão.

5.1 Alternativas de compressão de imagem

O trabalho desenvolvido focou-se na exploração da redundância, em procedimentos clínicos, numa terceira dimensão, seja ela no tempo como no caso da XA (redundância *inter-frame*) ou no espaço como na CT (redundância *inter-corte*) [1]. O trabalho incidiu principalmente

na manipulação em memória das tramas de imagens que eram sujeitas à compressão.

Os pontos mais importantes a considerar na implementação de uma nova estratégia de compressão são: conseguir uma compressão eficiente (em termos de tempo de processamento), eficaz (taxa de compressão elevada), moderna/actual (adoptar os mais recentes e optimizados codificadores) e com uma integração no *workflow* do sistema o mais subtil possível. A elaboração de mecanismos que permitam a contínua evolução do novo esquema são também essenciais.

Tanto em imagens XA (Figura 5.1) como em imagens CT (Figura 5.2), é fácil observar que duas imagens consecutivas são bastante similares. Na verdade, são quasi visualmente idênticas pois apenas algumas zonas da imagem são diferentes. Isto acontece principalmente porque, em XA as files são adquiridas separadas no tempo por alguns milissegundos (o intervalo de tempo entre imagens é de 67 ms para uma aquisição a 15 fps) e em CT estão separadas por poucos milímetros (nalguns procedimentos a separação entre cortes é de apenas 0.5 mm).

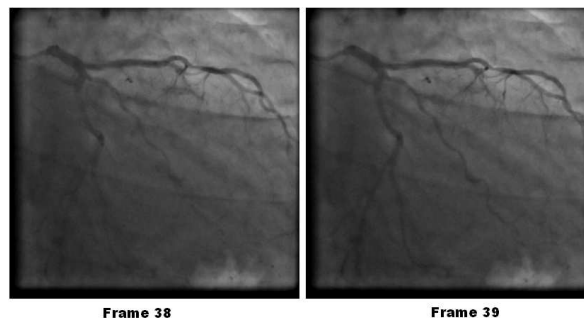


Figura 5.1: Duas imagens XA consecutivas.

Esta observação permitiu construir uma estratégia de compressão de imagens que não utiliza as imagens originais mas a diferença directa entre imagens consecutivas, as quais chamaremos *Differential Images*. Na Figura 5.3 é possível observar-se o conceito principal da estratégia *Differential Images*. Os blocos com contornos mais espessos são os produtos resultantes da aplicação do método e são os blocos usados na descodificação para reconstruir as imagens originais.

A estratégia baseia-se na subtracção directa dos valores dos *pixels* da imagem actual pelos da imagem anterior excepto, obviamente, a primeira imagem que é comprimida sem perdas separadamente. Esta será usada como ponto de referência para a descodificação. Uma *Diffe-*

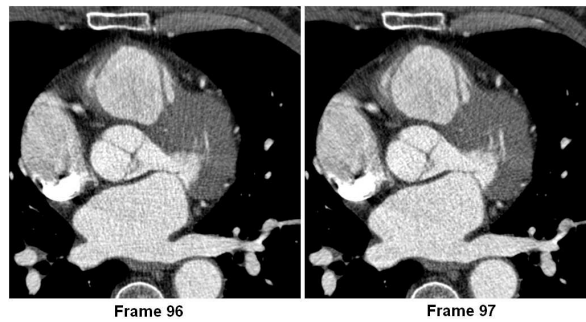


Figura 5.2: Duas imagens CT consecutivas.

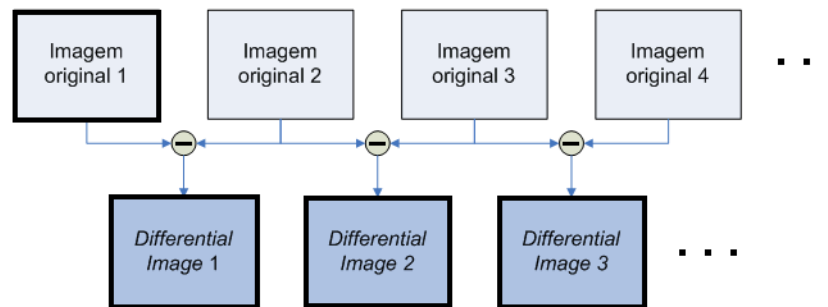


Figura 5.3: Conceito *Differential Images*.

rential Image é então obtida por diferença directa através de $Dif_{i,j}(m, n) = Imagem_i(m, n) - Imagem_j(m, n)$ em que i e j são os números de aquisição das imagens, $i = j + 1$ e m e n são os números da linha e coluna das imagens. A reconstrução é constituída pelo processo inverso, sendo que, para se obter a imagem i a partir da $i - 1$ apenas é necessário somar, a esta última, os valores dos *pixels* da *Differential Image* correspondente.

Este conceito foi o ponto de partida e é a base de todas as experiências realizadas neste trabalho e descritas nesta dissertação. Esta estratégia foi aplicada nas duas modalidades de imagiologia clínica mais problemáticas, em termos de espaço de armazenamento e tempos de transmissão, existentes no Serviço de Cardiologia do CHVNG - a XA e a CT. O esquema global da estratégia alternativa de compressão encontra-se na Figura 5.4.

Encontra-se na Figura 5.5 o exemplo de uma *Differential Image* da modalidade CT. Como se pode observar, uma *Differential Image* é uma imagem cuja informação entre *pixels* é dispersa

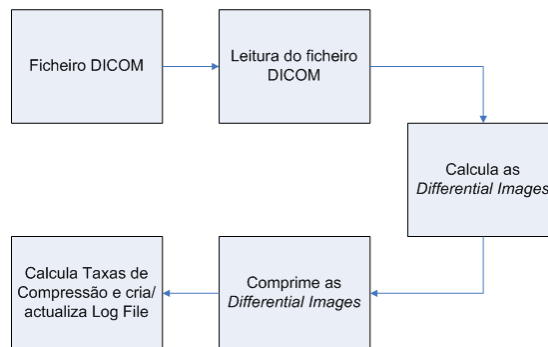


Figura 5.4: Esquema geral do método *Differential Images*.

e está pouco correlacionada, tornando-a pouco susceptível à compressão usando codificadores de imagem pois estes exploram a redundância espacial para codificarem a imagem.

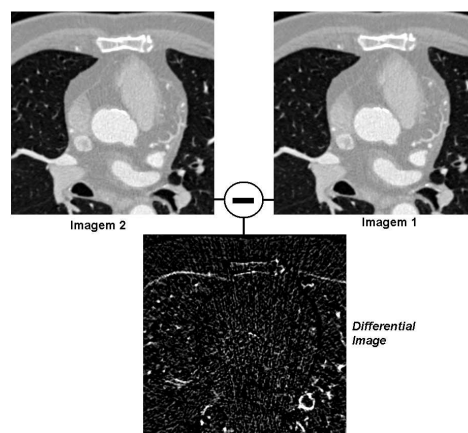


Figura 5.5: Exemplo de uma *Differential Image*.

Surgiu então a estratégia de aplicar codificadores genéricos ou de texto aos ficheiros *Differential Image*. Uma das razões para esta opção foi o facto dos codificadores baseados em predição, ditos genéricos ou de texto, usarem apenas amostras passadas numa única dimensão e possibilitarem melhores taxas de compressão pois as *Differential Images* aparentam possuir informação bidimensional com baixa correlação.

5.1.1 Software aplicativo

O sistema de compressão desenvolvido, baseia-se no recurso a um *software* modular de codificação que explora a redundância espaço-temporal das imagens XA e CT. É composto por vários módulos integrados que contemplam duas camadas aplicacionais - a camada mais baixa implementada em “C” e uma aplicação gráfica em “Visual Basic” (Figura 5.6).

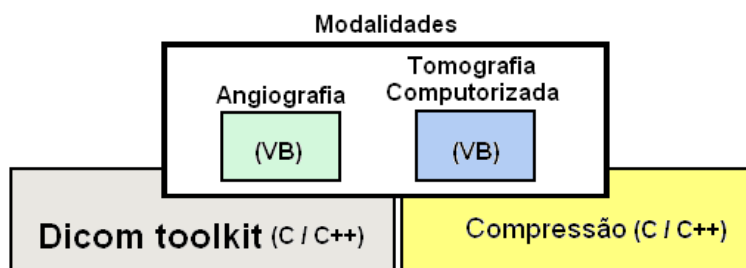


Figura 5.6: Blocos funcionais do trabalho desenvolvido.

A camada mais baixa, que suporta as operações e a manipulação da estrutura interna dos ficheiros DICOM, foi desenvolvida em “C”. As funcionalidades desta camada são disponibilizadas para a camada superior sob a forma de Dynamic Link Library (DLL). Neste trabalho foram utilizadas funcionalidades de leitura e manuseamento de ficheiros DICOM anteriormente desenvolvidas em [2, 3, 4], que se encontram numa DLL denominada *DcmCC.dll* e que implementa o chamado DICOM Toolkit (Figura 5.6). No entanto, outras funcionalidades foram necessárias para a realização das experiências de compressão do método alternativo. Essas funcionalidades foram implementadas de forma separada em diferentes bibliotecas dinâmicas:

- *DcmCC.dll* - Esta biblioteca é responsável pela implementação do DICOM Toolkit na aplicação. Apesar de existente em [2, 3, 4] sofreu algumas alterações e refinamentos de modo a contemplar as modalidades XA e CT e as necessidades especiais das respectivas modalidades.
- *RAW.dll* - É a biblioteca principal do trabalho pois interliga funcionalidades da aplicação gráfica em Visual Basic e do DICOM Toolkit. Tem como objectivo principal calcular as *Differential Images* e criar os ficheiros de resultados. Possui a possibilidade de trabalhar com ficheiros Bitmap e JPEG.
- *Moran.dll* - Esta biblioteca foi desenvolvida para os testes “visually lossless” (*bit discarding*) efectuados, os quais iremos descrever mais à frente. Implementa o teste estatístico de Moran que permite identificar os *bits* de ruído pertencentes à uma imagem.

A camada superior foi construída em Visual Basic (aplicação CompDRS.exe) e contempla toda a interface gráfica do *software* desenvolvido. A aplicação CompDRS.exe realiza a procura recursiva de ficheiros DICOM, analisa o cabeçalho correspondente (usando o DICOM Toolkit) e coordena as chamadas às bibliotecas RAW.dll, Moran.dll (se for necessário) e aos algoritmos de compressão.

Alguns módulos não ilustrados na Figura 5.6 foram construídos, como iremos ver, com a ferramenta Matlab de modo a introduzir algumas funcionalidades importantes de manipulação de imagens.

Os algoritmos de compressão usados podem encontrar-se sob a forma de uma biblioteca dinâmica (DLL) que implementa o algoritmo de compressão ou um executável externo (EXE):

- zlib1.dll - Primeira biblioteca utilizada e que suporta o algoritmo de compressão *zlib*. As principais funções utilizadas são as funções de compressão (DEFLATE) e descompressão (INFLATE). Foi desenvolvida por [5].
- libbz2.dll - Biblioteca que implementa o algoritmo de compressão Burrows-Wheeler Transform, desenvolvida por Arnout de Vries em 2001. Possui uma interface para Visual Basic e é baseada em [6].
- DRSpmd.dll - Biblioteca que deriva de uma classe desenvolvida por [7] para implementar o algoritmo de compressão “PPMdII *variant e*” de Dmitry Shkarin [8].
- PPMd.exe (DOS) - Executável que implementa o algoritmo de compressão “PPMdII *variant j*” de 2006 da autoria de Dmitry Shkarin [8].
- BMFg.exe (DOS) - Executável que implementa o algoritmo de compressão de imagem BMF v2.0 de Dmitry Shkarin [8].
- dcmjpeg.exe (DOS) - Pequeno executável pertencente ao OFFIS DICOM Toolkit (OFFIS DCMTK) que converte ficheiros DICOM com imagens em formato RAW (formato de imagem não codificada) para ficheiros DICOM com imagens em formato JPEG (*lossless* ou *lossy*) [9].
- jasper.exe (DOS) - Executável de compressão de imagens para formato JPEG2000 [10].
- JPEG_LS_APP.exe (DOS) - Executável de compressão de imagens para formato JPEG-LS [11].
- paq8f.exe (DOS) - Executável desenvolvido por Matt Mahoney que implementa o codificador de imagens PAQ versão 8 *variant f* [12].

- paq8idmc.exe (DOS) - Executável desenvolvido por Pavel L. Holoborodko que implementa o codificador de imagens PAQ versão 8 *variant i* (*i* de imagem pois foi desenvolvida para imagens)[12].

5.1.2 Alternativa de compressão *lossless*

Partindo da estratégia base, que consistia em utilizar a diferença entre imagens DICOM consecutivas (*Differential Images*) em vez das próprias imagens, foram desenvolvidos e implementados vários estratagemas que resultaram no método que iremos descrever de seguida.

A aproximação normal seria obter as *Differential Images* pela ordem natural de aquisição das imagem e usando a equação de diferença directa anteriormente definida ($\text{Dif}_{i,j}(m,n) = \text{Imagem}_i(m,n) - \text{Imagem}_j(m,n)$). Diversas experiências foram realizadas com este método mas as taxas de compressão obtidas não eram satisfatórias.

Se analisarmos os histogramas das imagens originais XA e CT (Figuras 5.7 e 5.8) e os compararmos com os histogramas das imagens obtidas por diferença directa (Figuras 5.9 e 5.10), é legítimo assumir que as últimas sejam mais susceptíveis de serem comprimidas do que as primeiras pois os seus histogramas são mais compactos.

No entanto isso não se verificou, pois, apesar das imagens resultantes da diferença directa conterem uma menor gama de valores do que as imagens originais, elas possuem uma distribuição espacial menos estruturada e portanto menos propícia à compressão.

É importante referir que as Figuras 5.9 e 5.10 não apresentam os histogramas das diferenças directas, mas sim, os das diferenças directas mapeadas com a Equação 4.2 que permite, como iremos ver, incluir diferenças positivas e negativas na mesma imagem.

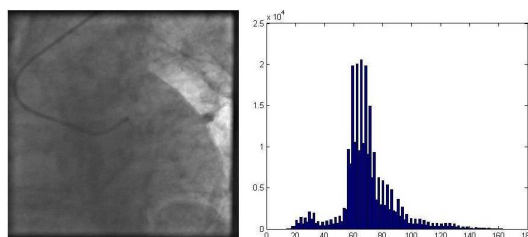


Figura 5.7: Imagem XA e respectivo histograma.

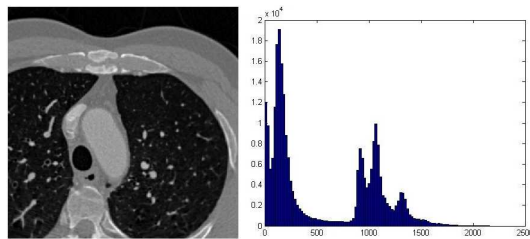


Figura 5.8: Imagem CT e respectivo histograma.

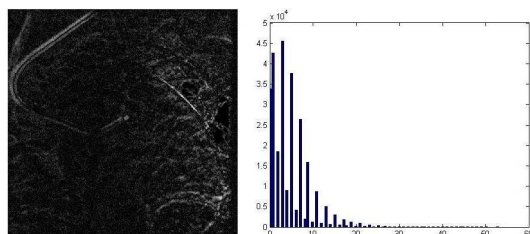


Figura 5.9: Diferença directa entre duas imagens XA consecutivas e respectivo histograma.

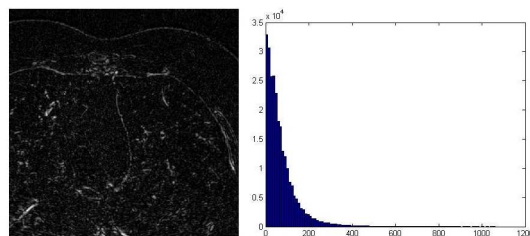


Figura 5.10: Diferença directa entre duas imagens CT consecutivas e respectivo histograma.

Foi então necessário desenvolver um método que utilizasse a mesma redundância tridimensional das diferenças directas mas que a manipulasse por forma a facilitar a sua codificação.

A solução encontrada para XA foi, em vez de usarmos a diferença entre as imagens separadas na dimensão tempo, utilizarmos a diferença entre imagens extraídas numa outra dimensão. Para isso, agregamos todas as *frames*, mantendo a sua ordem normal, e criamos um volume tridimensional (x, y, n) de, por exemplo, $512 \times 512 \times N$ onde N é o número de *frames* do exame XA (Figura 5.11). O número de aquisição (n) de cada *frame* está directamente relacionado com o instante (t) em que foi adquirida. Assim, um número de aquisição superior implica

um momento de aquisição posterior. Este processo de construção do volume foi executado usando a ferramenta de *software* Matlab. As imagens usadas na diferença directa são posteriormente extraídas no plano xt e não no plano xy (este último constitui a sequência temporal das imagens) - Figura 5.12. A solução foi depois extrapolada para CT em que N passa a ser o número de cortes do procedimento e as imagens são extraídas no plano análogo ao xt para XA, i.e., o plano xz .

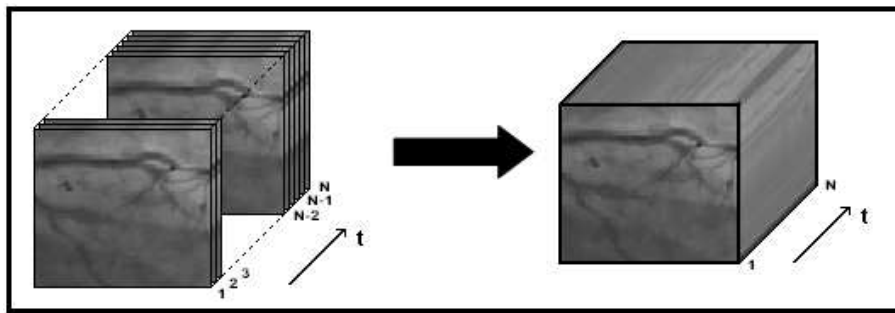


Figura 5.11: Construção do volume.

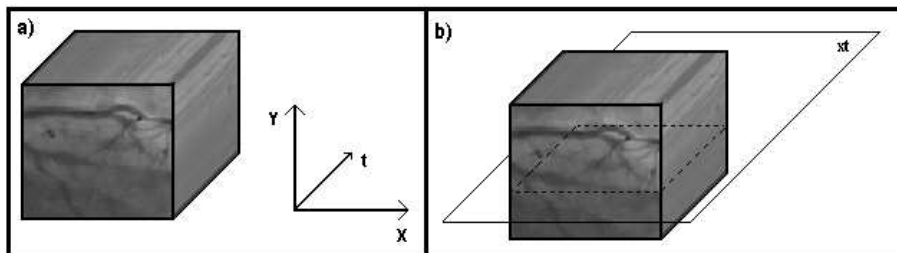


Figura 5.12: Extração de imagem xt .

Na Figura 5.13 é possível observarem-se os dois tipos de imagens, o de uma *frame* original xy (esquerda) e de uma *frame* xt (direita). As *Differential Images* são obtidas subtraindo-se uma imagem xt da imagem xt precedente. O primeiro plano xt é o topo do volume e o último plano xt é o fundo do mesmo. Estas imagens permitirão, como iremos ver, obter *Differential Images* mais propícias à compressão.

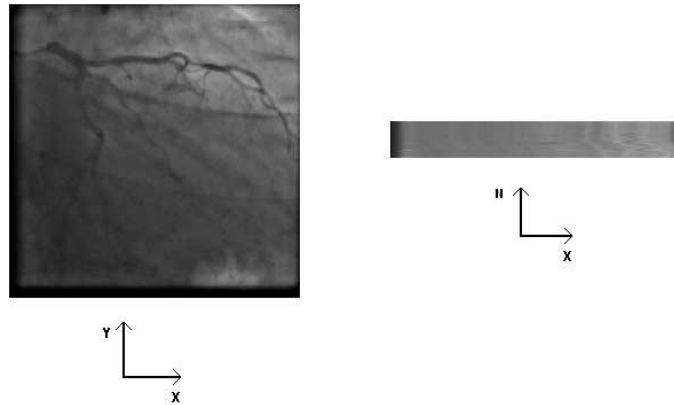


Figura 5.13: Diferença entre uma imagem xy e uma imagem xt .

O valor dos *pixels* das *Differential Images* xt resulta igualmente da aplicação da equação de diferença directa anteriormente definida. As *Differential Images* da modalidade XA necessitaram de uma atenção especial pois não era possível, com 8 *bits* de resolução, guardar toda a gama possível de diferenças ($[-255, 255]$) pelo que os valores de diferença não podiam ser directamente atribuídos.

Foi então utilizado um esquema de mapeamento similar ao usado pelo JPEG-LS e descrito na Equação 4.2 aqui repetida.

$$M(\epsilon) = 2|\epsilon| - \mu(\epsilon) \quad (5.1)$$

onde ϵ representa a diferença e $\mu(\epsilon) = 1$ se $\epsilon < 0$ ou 0 se $\epsilon \geq 0$

Para este caso específico, ϵ não representa um erro (como para JPEG-LS) mas sim o valor resultante da diferença directa. A aplicação deste mapeamento resulta que todas as diferenças negativas se transformem em números inteiros positivos ímpares e as positivas em números inteiros positivos pares. Este esquema pode, no entanto, parecer inadequado pela necessidade da *Differential Image* resultante necessitar, nalguns casos, de 2 Bytes por *pixel* (se $2|\epsilon| - \mu(\epsilon)$ for superior a 255) mas isto nunca ocorreu em todos os procedimentos testados pois os valores das diferenças são relativamente pequenos. No entanto, se se revelar necessário, a *Differential Image* em causa é gravada com 16 *bits* por *pixel*, não afectando a integridade do algoritmo. Depois do mapeamento, as *Differential Images* são codificadas com os diversos algoritmos de compressão (de imagem e genéricos) descritos anteriormente.

É importante realçar que as *Differential Images* incluem tanto redundância bidimensional como tridimensional pois as imagens xt (xz para CT) usadas na diferença directa possuem informação temporal intrínseca (terceira dimensão espacial no caso CT) pois cada imagem xt ou xz contem a informação do comportamento de uma linha de *pixels* ao longo de todo o procedimento.

As modalidades XA e CT são, em termos de estrutura dos ficheiros DICOM, consideravelmente diferentes pelo que as abordagens de leitura, análise e compressão são também elas distintas. Iremos de seguida abordar, separadamente, a estratégia alternativa específica de cada modalidade.

Angiografia coronária

Cada exame XA (objecto *multi-frame*) é armazenado em disco sob a forma de um único ficheiro DICOM no qual, no entanto, cada *frame* do procedimento possui a sua própria informação relativa. Isto resulta num único ficheiro DICOM XA *multi-frame* de N *frames*. Portanto, para o caso específico da modalidade XA, a situação geral da Figura 5.4 transforma-se no diagrama de blocos da Figura 5.14.

O algoritmo inicia-se com uma procura recursiva dos ficheiros DICOM existentes na pasta seleccionada. Ao encontrar um ficheiro DICOM XA, é efectuada uma análise ao seu cabeçalho de modo a identificar os vários parâmetros que serão usados na manipulação do mesmo como por exemplo, a Transfer Syntax (para verificar se o ficheiro já sofreu compressão etc.) e o número de *frames*. As *frames* que constituem o ficheiro XA são extraídas individualmente e armazenadas em formato RAW ou Portable Gray Map (PGM) que não é mais do que uma imagem RAW com um pequeno cabeçalho de três linhas em que estão indicados, além de uma palavra reservada de identificação do formato (palavra “P5”), o número de linhas, número de colunas e o valor máximo possível que um *pixel* da imagem pode possuir.

Os ficheiros são posteriormente analisados por um programa escrito em Matlab (conversão para “C” em curso), no qual os ficheiros são anexados uns aos outros de modo a construir o volume. Desse volume são extraídas as *frames* xt (Figura 5.12) e são calculadas as *Differential Images* que serão posteriormente sujeitas à compressão. Este ciclo é então repetido até que nenhum ficheiro DICOM XA seja encontrado no directório em análise. Na primeira iteração é criado um *log file* onde são guardados resultados como o nome do ficheiro DICOM, taxa de compressão obtida etc. Este *log file* é actualizado a cada nova iteração. Os módulos de *software* aplicados em cada passo, para a modalidade XA, estão também descritos na Figura 5.14.

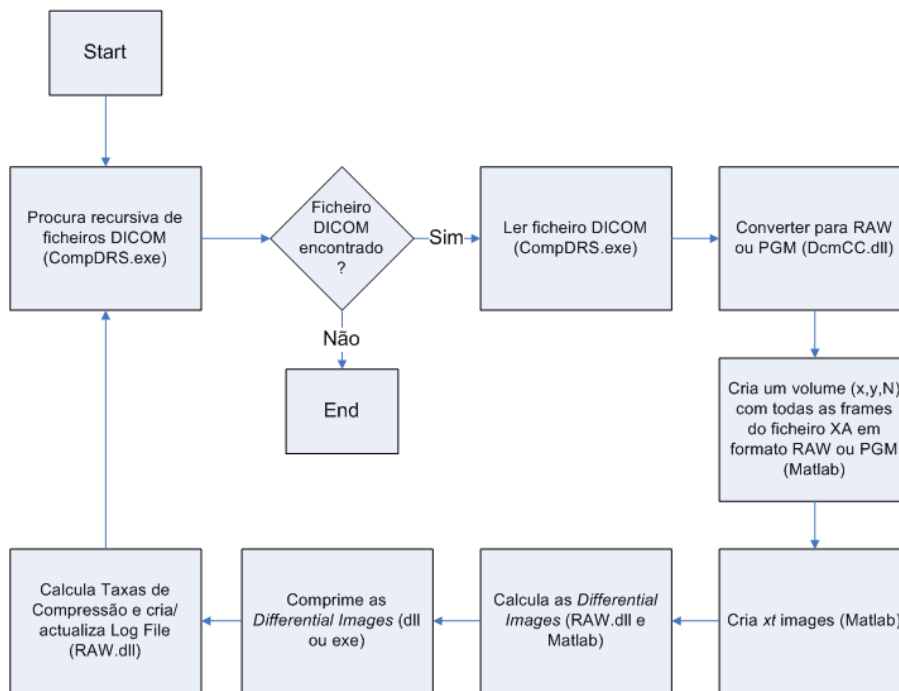


Figura 5.14: Diagrama de fluxo detalhado para XA.

Encontram-se, na Tabela 5.1, as especificações da amostra de exames XA usada nesta experiência de compressão e sujeita ao algoritmo descrito anteriormente pela Figura 5.14.

Tabela 5.1: Caracterização da amostra de exames XA usada.

Número total de procedimentos	278
Número total de <i>frames</i>	23152
Número mínimo de <i>frames</i> por exame	16
Número máximo de <i>frames</i> por exame	277
Velocidade de aquisição	15 <i>frames-per-second</i>
Espaço de armazenamento total	6.077.106.590 Bytes (6 GB)

Os passos efectuados na comparação entre a utilização dos codificadores *state-of-the-art* nas imagens originais e a utilização dos codificadores genéricos no método *Differential Images* foram:

1. Aplicar os codificadores *lossless state-of-the-art* nas imagens XA originais previamente exportadas para o formato PGM (formato de entrada para a maioria dos codificadores) pela biblioteca DcmCC.dll.
2. Aplicar o codificador genérico referência (PPMd) nas imagens XA originais para verificar o seu comportamento nestas imagens.
3. Após a realização dos dois testes anteriores, aplicar o codificador *state-of-the-art* que melhores resultados obteve nas imagens originais, nas imagens do método *Differential Images*.
4. Comprimir as imagens do método *Differential Images* com os vários codificadores genéricos apresentados anteriormente.

Os resultados obtidos com os diferentes codificadores encontram-se nas Tabelas 5.2 e 5.3. As taxas de compressão apresentadas são calculadas dividindo o espaço de armazenamento ocupado pela imagem original pelo espaço de armazenamento ocupado pela imagem codificada

Tabela 5.2: Resultados de compressão em imagens originais.

Codificador	Taxa de compressão média
Lossless JPEG sv 1	2,67:1
PPMd	2,96:1
JPEG2000	3,37:1
JPEG-LS	3,52:1
PAQ8i	3,78:1
BMF 2.0	3,80:1

O codificador BMF 2.0 foi incluído na Tabela 5.3 por ter sido o que melhor resultados teve na Tabela 5.2 servindo desta forma para comprovar o fraco desempenho dos codificadores de imagem *state-of-the-art* nas imagens do método *Differential Images*.

Tabela 5.3: Resultados de compressão em *Differential Images*.

Codificador	Taxa de compressão média
BMF 2.0	2,74:1
Zlib	2,89:1
BZ2	2,99:1
PPMd	3,38:1
PAQ8f	3,43:1

Das Tabelas 5.2 e 5.3 é possível tirar as seguintes conclusões:

- O JPEG-LS é o melhor codificador *lossless* de entre os três codificadores de imagem adoptados pela norma DICOM para estudos angiográficos.
- Dois dos codificadores *lossless* de imagem (BMF 2.0 e PAQ8i) são superiores aos adoptados pelo standard DICOM. No entanto, os seus desempenhos diminuem consideravelmente nas *Differential Images* (ver BMF 2.0 na Tabela 5.3).
- O método alternativo com codificador PPMd consegue, em média, uma compressão 27% mais elevada do que o Lossless JPEG sv1. Tem também uma taxa de compressão ligeiramente melhor do que o JPEG2000 e perde somente 4% em relação ao JPEG-LS. É preciso realçar o facto de que os codificadores da família JPEG foram desenvolvidos especialmente para a compressão de imagens.
- Os codificadores gerais da família PAQ8 estão entre os melhores em ambas as estratégias. No entanto, devem ser excluídos como solução prática pois têm um consumo elevado tanto em termos de recursos computacionais como em tempo de processamento. Foram usados nestas experiências para servir de comparação com os outros codificadores.

De seguida está apresentada a estratégia de arquivo para a modalidade de imagiologia CT e respectivos resultados.

Tomografia Computorizada

Os ficheiros DICOM da modalidade CT são originalmente armazenados de forma diferente aos de XA pelo que foi necessário aplicar uma abordagem diferente ao método *Differential Images*. Cada corte CT é armazenado num ficheiro separado dos restantes, o que resulta em N ficheiros DICOM em que cada um corresponde à imagem de um único corte. Portanto,

para o caso específico da modalidade CT, a situação geral da Figura 5.4 transforma-se no diagrama de fluxo da Figura 5.15.

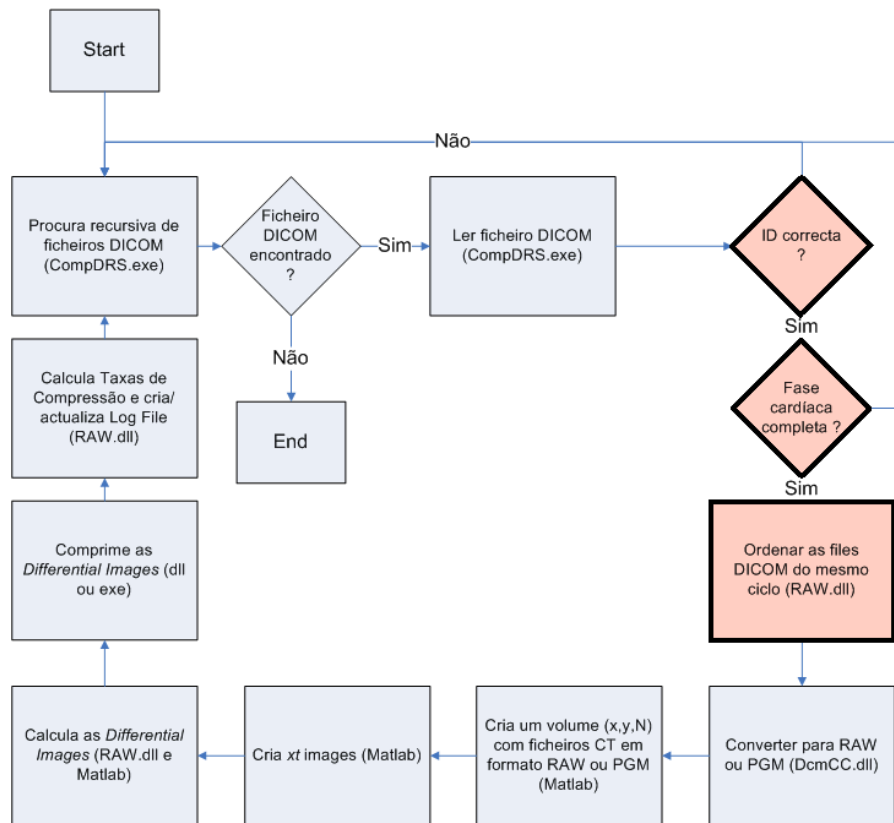


Figura 5.15: Diagrama de fluxo detalhado para CT.

O algoritmo desenvolvido para a modalidade CT é praticamente idêntico à abordagem usada em XA mas difere em pontos importantes (com contornos espessos na Figura 5.15). Devido à forma como os ficheiros CT são armazenados, é imperativo identificar e agrupar os ficheiros que pertencem ao mesmo procedimento. O bloco interrogatório “*ID Correcto ?*” é então necessário para se identificar a classificação do ficheiro DICOM analisado em termos de Patient Name, Study ID, Series Number, etc., de acordo com a hierarquia de pesquisa DICOM apresentada no Capítulo 3.

Alguns procedimentos CT gerados no CHVNG e por nós usados nas experiências têm origem num equipamento CT multidetector (MDCT) de 64 cortes e são geralmente destinados para diagnóstico de calcificação das artérias coronárias (CTA). Nestes procedimentos, é co-

mum dividir-se o ciclo cardíaco (intervalo R-R), de forma percentual, em janelas temporais (normalmente 10) denominadas fases nas quais são adquiridas as imagens. O bloco “Fase cardíaca completa?” da Figura 5.15 está relacionado com a identificação da fase cardíaca a que o ficheiro DICOM em causa pertence.

Esta técnica, em que existe um sincronismo entre a aquisição das imagens CT e o electrocardiograma (ECG) do paciente é chamada de CT com *ECG triggering* [13, 14]. Na Figura 5.16 encontra-se um exemplo de *ECG triggering* para um equipamento CT de corte único.

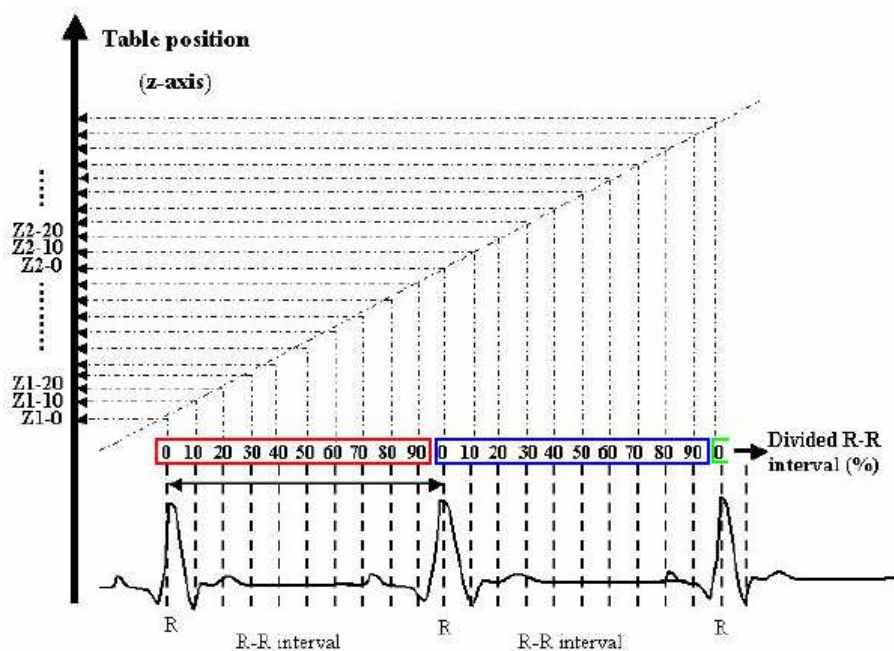


Figura 5.16: CT com ECG triggering [13].

Apesar de reduzirem bastante o tempo de aquisição do exame, os 64 cortes simultâneos não permitem, em condições normais, adquirir em simultâneo um volume imagiológico que abranja todo o coração pelo que são necessárias várias passagens em diferentes posições relativas. Estas novas aquisições são efectuadas nos próximos ciclos cardíacos com sincronização retrospectiva das reconstruções tomográficas. Como resultado da aplicação da técnica de *ECG triggering*, o procedimento completo é composto pelo número normal de cortes CT multiplicado pelo número de fases em que o ciclo cardíaco foi dividido. Por exemplo, se necessitarmos de 300 cortes para obter imagens de todo o coração e o ciclo for dividido em 10 fases, o procedimento será, na sua totalidade, constituído por 3000 ficheiros DICOM.

Os volumes de imagens criados neste trabalho e usados para se extraírem as imagens xz , apenas podem ser construídos com ficheiros DICOM CT do mesmo procedimento e principalmente da mesma fase do ciclo cardíaco. Mas, como todos os ficheiros de uma mesma fase não são adquiridos de forma sequencial, é necessário ordená-los antes de os converter para o formato RAW ou PGM. Essa ordenação é efectuada com o algoritmo *Shell sort* e usando como parâmetro de ordenação a etiqueta *Instance Number* (0020,0013) dos ficheiros DICOM CT que identifica o número da imagem dentro da série. Este algoritmo de ordenação deriva do *Insertion sort* e foi inventado por Donald Shell em 1959. É um dos mais rápidos algoritmos para classificar pequenos conjuntos com menos de 1000 elementos (como é o caso de ficheiros CT da mesma fase cardíaca). Uma outra vantagem deste algoritmo é que requer quantidades relativamente pequenas de memória [15, 16].

Depois de ordenados, os ficheiros são convertidos, tal como para XA, para o formato RAW ou PGM. O volume é então criado e são extraídas as imagens xz CT. As *Differential Images* são obtidas mas com uma pequena diferença em relação a XA. Cada *pixel* de uma imagem CT ocupa 2 Bytes, dos quais só os 12 *bits* menos significativos (least significant bits - lsb) têm informação, i.e., os 4 *bits* mais significativos (most significant bits - msb) estão a zero ou possuem informação irrelevante. É então importante aplicar uma máscara de modo a não incluir o conteúdo dos 4 msb no cálculo da diferença entre imagens xz consecutivas.

Além disso, existe ainda a possibilidade dos dados estarem representados numa de duas formas possíveis: Windows Intel “Little Endian” (Figura 5.17) ou Motorola “Big Endian” (Figura 5.18). Esta representação interna especifica de que forma está ordenada a informação em palavras de 2 ou mais Bytes. No caso das máquinas Intel e para uma palavra de 16 *bits* (2 Bytes), o Byte menos significativo vem primeiro, no espaço de endereçamento em memória, do que o Byte mais significativo [17, 18].

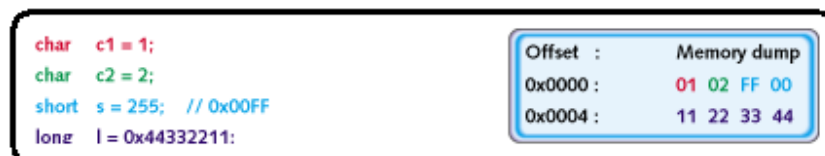


Figura 5.17: Armazenamento “Little Endian” em memória [18].

Para esta situação específica, a Transfer Syntax suportada, por defeito, pelo standard DICOM é “Implicit VR Little Endian Transfer Syntax”. O trabalho foi efectuada em máquinas de arquitectura Intel pelo que foi necessário especial cuidado na aplicação da máscara.



Figura 5.18: Armazenamento “Big Endian” em memória [18].

As *Differential Images* são finalmente comprimidas com um dos codificadores mencionados no capítulo anterior e o *log file* é actualizado. Os passos efectuados na comparação entre a utilização dos codificadores *state-of-the-art* nas imagens originais e a utilização dos codificadores genéricos no método *Differential Images* foram os mesmos do que para a modalidade XA.

Encontram-se, na Tabela 5.4, as especificações da amostra de procedimentos CT usada nesta experiência e sujeita ao algoritmo descrito anteriormente pela Figura 5.15.

Tabela 5.4: Caracterização da amostra de exames CT usada.

Número total de procedimentos	5
Número total de <i>frames</i>	8334
Máximo número de <i>files</i> por fase cardíaca	369
Mínimo número de <i>files</i> por fase cardíaca	273
Volume de dados	4.396.540.912 Bytes (4 GB)

Os resultados obtidos com este método e com os diferentes codificadores encontram-se nas Tabelas 5.5 e 5.6. É de notar a ausência do codificador BMF 2.0 que obteve os melhores resultados nas imagens XA. Esta ausência deve-se à incapacidade deste codificador lidar com imagens *grayscale* com resolução superior a 8 *bits* por *pixel* (bpp) como é o caso das imagens CT (12 bpp).

A norma de compressão JPEG2000 encontra-se na Tabela 5.6 pela mesma razão que o codificador BMF2.0 se encontrava na Tabela 5.3 para a modalidade XA, i.e., comparar o desempenho do melhor codificador em imagens CT originais com o desempenho dos codificadores ditos genéricos quando aplicado em *Differential Images*.

Tabela 5.5: Resultados de compressão em imagens originais.

Codificador	Taxa de compressão média
PPMd	2,033:1
Lossless JPEG sv 1	2,148:1
PAQ8i	2,234:1
JPEG-LS	2,639:1
JPEG2000	2,675:1

Tabela 5.6: Resultados de compressão em *Differential Images*.

Codificador	Taxa de compressão média
Zlib	1,799:1
JPEG2000	2,276:1
PPMd - Ordem 2	2,414:1
BZ2	2,422:1
PPMd - Ordem 5	2,444:1
PAQ8f	2,545:1

Na Tabela 5.6 estão afixados dois resultados com o codificador PPMd que se referem ao mesmo codificador mas com ordens diferentes. O codificador PPMd de ordem 2 é óptimo para a modalidade XA enquanto que para CT, o codificador é óptimo se o preditor usar as 5 amostras anteriores (ordem 5). Apesar da diferença nas taxas de compressão entre as duas configurações ser mínima, ilustra claramente que a configuração deste codificador afecta os resultados obtidos.

Das Tabelas 5.5 e 5.6 é possível tirar as seguintes conclusões:

- Ao contrário da modalidade XA em que o codificador JPEG-LS foi o melhor, em CT, o JPEG2000 é o melhor codificador *lossless* de entre os três codificadores de imagem adoptados pela norma DICOM para estudos CT, ultrapassando mesmo o exigente PAQ8i.
- O método *Differential Images* com codificador PPMd consegue, em média, uma compressão 14% mais elevada do que o Lossless JPEG sv1 perdendo, no entanto, cerca de 8% para o JPEG-LS e 9% para o JPEG2000.

- Tal como nos resultados obtidos para a modalidade XA, os codificadores genéricos da família PAQ8 estão entre os melhores em ambas as estratégias. No entanto, foram mais uma vez excluídos como solução prática devido ao elevado consumo de recursos computacionais e de tempo de processamento. Foram usados nestas experiências para servir de comparação com os outros codificadores.

O ponto essencial que tem de ser referido é que, mediante os resultados apresentados nas tabelas anteriores, o método *Differential Images* iguala, de certa forma, os desempenhos dos mais recentes codificadores de imagem mas não os ultrapassa. Isto torna-o pouco atractivo para a compressão puramente *lossless* pois não introduz melhorias significativas nas taxas de compressão. No entanto, como veremos mais a frente nesta dissertação, um dos pontos fortes desta estratégia consiste na sua flexibilidade e na possibilidade de integração de diferentes técnicas de remoção de informação visual não relevante, de modo a se obter um método de compressão *visually lossless* aliciante. Outro ponto importante reside na facilidade de integração de novos codificadores *lossless* no esquema geral do algoritmo.

5.1.3 Variantes ao algoritmo *Differential Images*

O método *Differential Images* anteriormente apresentado é o resultado de um leque de experiências e testes que foram aperfeiçoando o algoritmo e as respectivas taxas de compressão. Vários refinamentos, principalmente ao nível da manipulação das tramas em memória, foram aplicados por forma a aumentar as taxas de compressão.

Antes de mais, é preciso realçar um aspecto já referido na secção anterior que, embora parcialmente alheio à nossa implementação, tem importância nos resultados obtidos. A escolha do codificador PPM é fundamentada pelo simples facto de ser o melhor codificador genérico segundo o compromisso de tempo de processamento, recursos computacionais usados e taxas de compressão obtidas. No entanto, este codificador, que é preditivo, pode sofrer alguns ajustes (nomeadamente na ordem do preditor) por forma a melhorar o seu desempenho. Portanto, os resultados obtidos com o codificador PPM e apresentados nas Tabelas anteriores referem-se a codificadores de diferentes ordens e adaptados à modalidade em causa. Para a modalidade XA, o preditor do codificador PPM é óptimo para uma ordem 2, i.e., a melhor predição é obtida ao usarem-se apenas duas amostras passadas. Para a modalidade de CT, o codificador PPM óptimo é de ordem 5, i.e., 5 amostras passadas são usadas para a predição. A ordem do preditor tem algum impacto nos resultados. Por exemplo, se usássemos para CT o codificador PPM com a mesma ordem do que para XA (ordem 2), a taxa de compressão cairia ligeiramente de cerca de 2.44 para 2.41.

Uma das primeiras alterações efectuadas no método *Differential Images* foi aplicada apenas em imagens da modalidade de CT e consistia em separar, na matriz diferença, o Byte mais significativo (Most Significant Byte - MSB) do menos significativo (Least Significant Byte - LSB). Esta alteração baseava-se no facto do MSB de um *pixel* da *Differential Image* apenas ser diferente de zero se o valor da diferença directa fosse superior a 255, que é o máximo valor representado pelos 8 *bits* do LSB. Assim, a primeira metade de cada *Differential Image* é constituída quase exclusivamente por zeros (MSB) sendo que a segunda metade possuiria as diferenças inferiores a 255 (LSB). Verificou-se que esta alteração não introduzia melhorias nas taxas de compressão, apesar de metade da imagem ser constituída por zeros e ser altamente compressível (obtendo-se assim uma compressão mínima de aproximadamente 2:1). Isto deve-se, talvez, à grande heterogeneidade da imagem, à falta de coerência entre os valores que constituem a parte dos LSB e ao facto de alguns codificadores já explorarem esta característica nos seus algoritmos de compressão.

Uma outra hipótese testada foi aplicar, às modalidades XA e CT, o algoritmo das *Differential Images* nas próprias *Differential Images*, i.e., efectuar uma diferença directa de segunda ordem (Figura 5.19). Esta estratégia não revelou quaisquer benefícios nas taxas de compressão e resultou num aumento de tempo de processamento desnecessário. O uso de uma estratégia do tipo *Differential Images*² em imagens CT focou ainda as diferenças directas entre *Differential Images* de uma fase cardíaca com as *Differential Images* da fase seguinte como está demonstrado na Figura 5.20, mas esta estratégia revelou-se igualmente infrutífera.

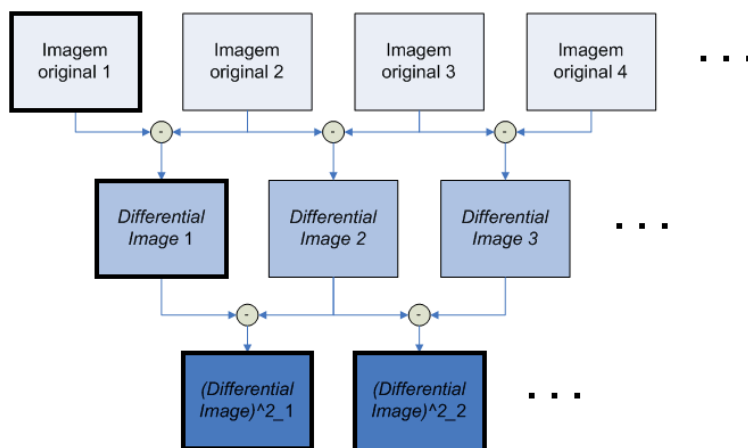


Figura 5.19: Esquema do método quadrático usado em XA e CT.

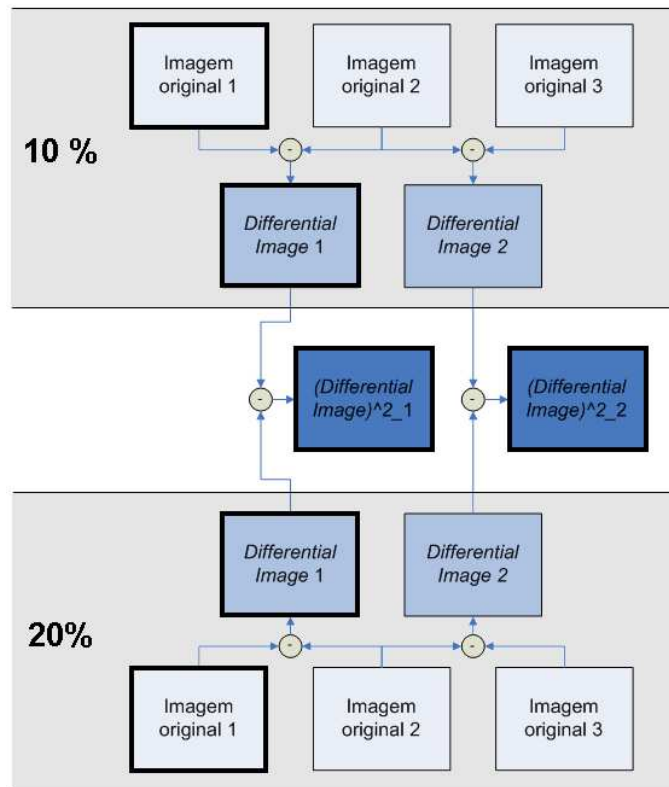


Figura 5.20: Esquema do segundo método quadrático usado na modalidade CT.

Outra situação alvo de ponderação foi a forma como as diferenças directas deveriam ser guardadas nos ficheiros *Differential Images*. Este ponto é bastante importante pois o modo como os valores dos *pixels* são guardados afecta directamente a taxa de compressão. O problema é agravado em XA pelo facto das diferenças poderem ser negativas ou positivas (como em CT) e os 8 *bits* de resolução não permitirem guardar toda a gama de valores possíveis $[-255,255]$. Desenvolveram-se e testaram-se três tipos de abordagens para guardar os valores das diferenças:

- A utilização de dois ficheiros *Differential Images*, um para as diferenças negativas (guardadas em módulo) e outro para as diferenças positivas.
- A utilização de dois ficheiros *Differential Images*, um para armazenar o módulo do valor da diferença e o outro apenas para o sinal.
- A utilização de apenas um ficheiro *Differential Image* com adopção do método de mapeamento do JPEG-LS descrito pela Equação 4.2.

O método escolhido foi o terceiro pois foi o que, segundo o critério da máxima compressão, permitiu obter os melhores resultados. Este método tem, no entanto, uma pequena nuance que é a possibilidade de alguns dos *pixels* da *Differential Image XA* possuírem diferenças superiores a 128 (a Equação 4.2 multiplica esse valor por 2 o que impossibilita a sua escrita num único Byte). Essa situação também está contemplada na implementação prática obrigando, nestes casos, à conversão da *Differential Image* numa imagem de formato de dados de 16 *bits*. No entanto, esta situação nunca se verificou em toda a amostra de exames XA testada.

Outra possível optimização explorada neste trabalho baseou-se no uso de curvas fractais (curva de Hilbert) para fornecer ao codificador tramas de valores de *pixels* espacialmente correlacionados. Uma curva fractal (também conhecida como “space filling curve”) é uma forma que pode ser subdividida em partes, sendo cada uma delas (pelo menos aproximadamente) uma cópia reduzida do todo. A curva de Hilbert, tal como outras curvas fractais como a de Peano, percorre toda a imagem sem se cruzar e passando apenas uma única vez em cada *pixel* [19, 20, 21]. Para o trabalho em concreto, a trama de *pixels* enviada para o codificador não é o resultado de um varrimento linear da imagem (*raster scan* - Figura 5.21), mas sim, o resultado da utilização de curvas de preenchimento fractais, mais concretamente curvas de Hilbert, por forma a agrupar valores de *pixels* localmente próximos, i.e., agrupando *pixels* espacialmente mais correlacionados (Figura 5.22).

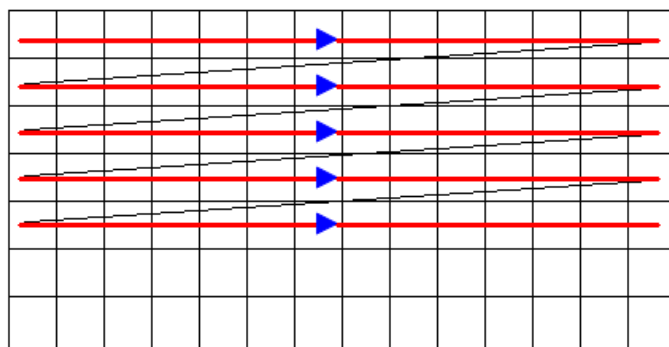


Figura 5.21: *Raster scan* linear.

A trama em memória da imagem é então obtida por meio da curva de Hilbert que preenche completamente um plano e distancia-se da forma direccional dos métodos convencionais de mapeamento.

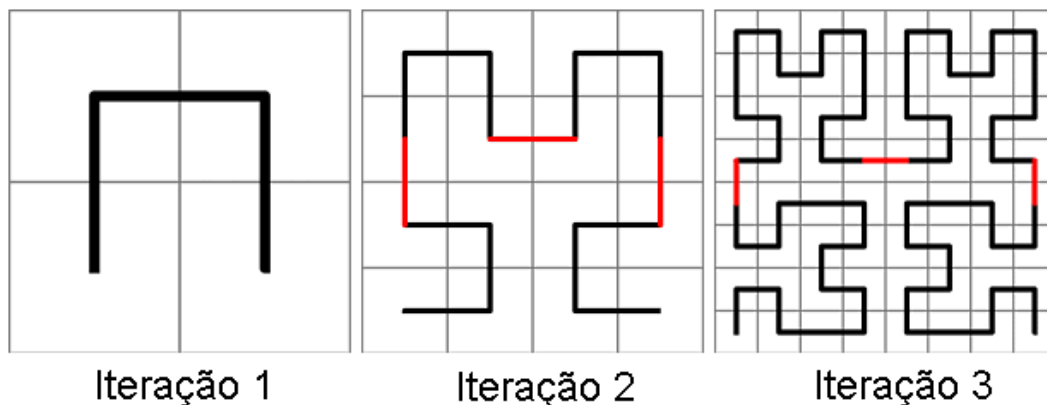


Figura 5.22: Curva de Hilbert para as três primeiras iterações.

É possível observar-se, na Figura 5.23, a alteração efectuada (bloco de contornos mais espessos) na estratégia da modalidade XA sendo que para CT a alteração é idêntica. Um dos pontos importantes desta optimização está no facto da curva de Hilbert ser limitada a imagens quadradas. Este problema foi resolvido simulando uma *Differential Image* quadrada de lado N em que N corresponde à sua maior aresta que é normalmente 512 (pois as *Differential Image xt* raramente são quadradas, isto significaria um número de *frames* exactamente igual a 512). Este artifício apenas é efectuado para se poder utilizar a curva de Hilbert pelo que apenas os *pixels* pertencentes à *Differential Image* são efectivamente codificados.

A utilização das curvas de Hilbert no trabalho revelou-se no entanto infrutífera, não se atinando qualquer melhoria nas taxas de compressão de qualquer modalidade. Isto deve-se talvez ao facto dos valores das diferenças serem geralmente pequenos e fortemente afectados pela presença de ruído, pelo que a ordenação dos valores que constitui a trama a codificar por intermédio da curva de Hilbert pouco ou nada influencia os níveis de compressão da mesma.

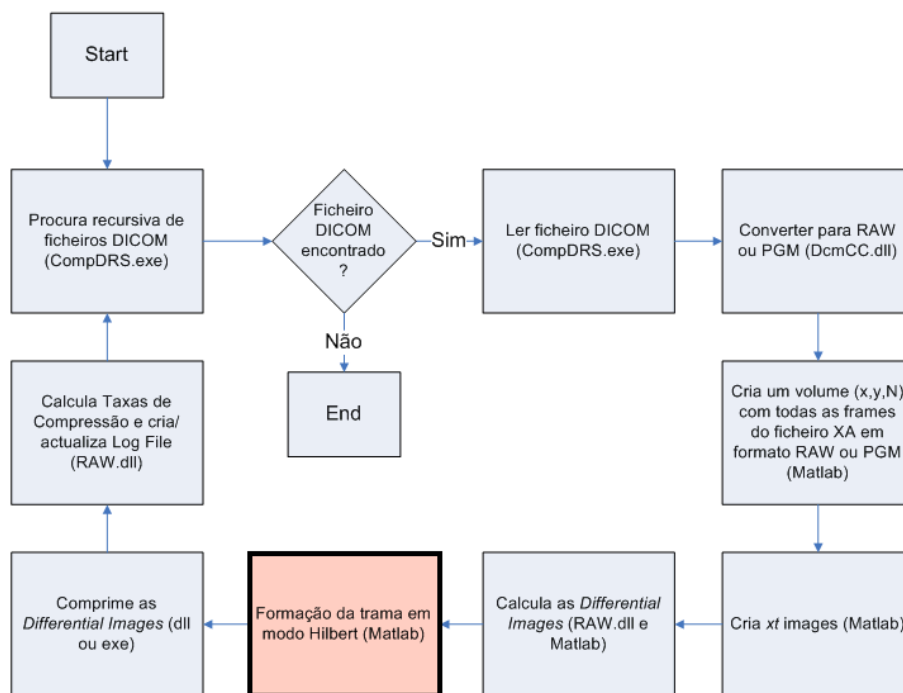


Figura 5.23: Inserção do bloco da curva de Hilbert no diagrama de XA.

5.1.4 Alternativa de compressão *lossy* / “*near-lossless*”

Durante as experiências e mediante os resultados intermédios obtidos, foi possível concluir que a presença de ruído nas imagens era a principal limitação do método apresentado e que a remoção do mesmo era crucial para a obtenção de melhores taxas de compressão e assim aproximarmos-nos do limite teórico imposto pelo Teorema de Shannon. No entanto, enveredando por esse caminho, a compressão deixaria de ser *lossless* passando, na melhor das situações, a ser “visually lossless”.

Como já foi referido no capítulo dedicado à imagiologia cardíaca, existe ruído associado à formação e detecção da radiação X e outros tipos de ruído inerentes à aquisição das imagens das modalidades em causa. Além destes, existem artefactos causados pela velocidade de contracção e extensão das paredes do miocárdio que é, em média, de aproximadamente 3.5 cm/segundo. O fecho e a abertura das válvulas cardíacas, que podem possuir picos de velocidade de 40 cm/segundo, também afectam as imagens cardíacas [22, 23, 24].

Tendo em consideração a importância da presença de ruído nas imagens, foi desenvolvida uma estratégia de remoção do mesmo. Existem várias formas de eliminação de ruído e consis-

tem, normalmente, no uso generalizado de vários tipos de filtros que alteram muitas vezes o conteúdo visual da imagem. O nosso objectivo consistia na eliminação do ruído, minimizando o impacto da remoção do mesmo na qualidade visual da imagem. Para isso, foi aplicada uma técnica conhecida como *bit discarding* cujo objectivo é identificar *bits* de ruído em cada *pixel* para posterior remoção [25, 26]. Esta técnica é baseada na separação de uma imagem digital com precisão de K *bits* nos seus $K - 1$ planos independentes chamados planos de *bits* ou *bit planes* (Figura 5.24) [27, 28].

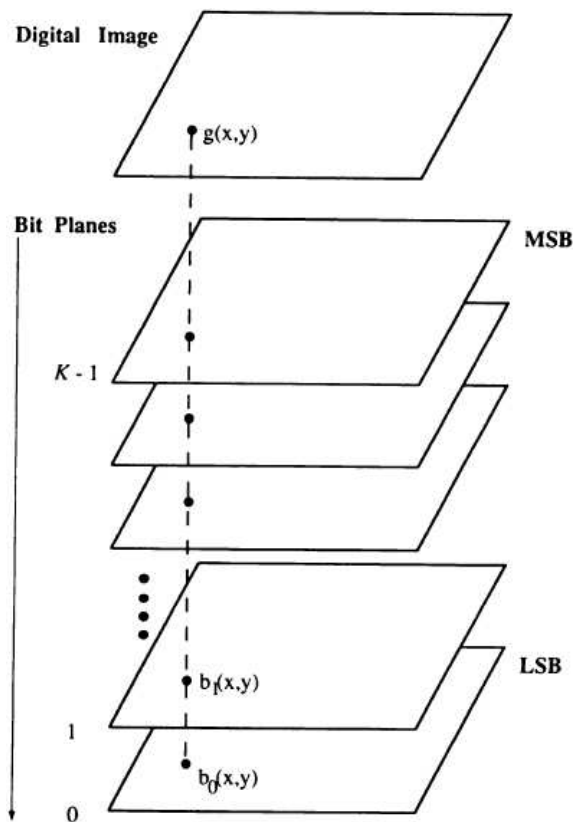


Figura 5.24: Planos de *bits* de uma imagem digital [25].

Esta técnica é particularmente interessante para a modalidade de CT (12 *bits* de resolução) pois, como se pode observar em estudos anteriores [25, 26], entre 2 a 4 dos *bits* menos significativos de cada *pixel* de uma imagem CT são ruído. É possível confirmar esta afirmação observando-se a Figura 5.25 na qual está ilustrado o conteúdo dos *bit planes* 0 a 7 de uma imagem MDCT cardíaca adquirida no CHVNG, sendo possível observar a imagem original na última divisão.

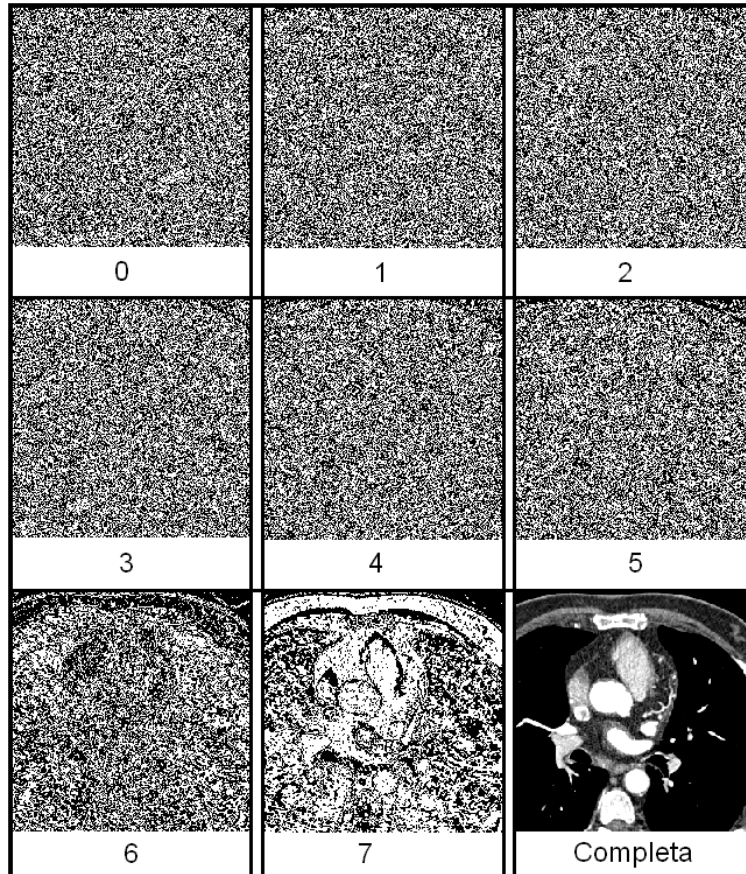


Figura 5.25: Planos de *bits* de uma imagem CT.

A presença de *bit planes* constituídos quase exclusivamente por ruído advém do facto das imagens necessitarem de um elevado número de *bits* para acomodarem as gamas dinâmicas que permitem visualizar as diferentes estruturas anatómicas do corpo. No entanto, a estratégia de utilizar um grande número de *bits* não é eficiente se tivermos em conta que uma parte dos dados é simplesmente ruído, o que prejudica grandemente a compressão das imagens e aumenta, desta forma, o volume de dados a armazenar.

A estratégia alternativa “visually lossless” com *bit discarding* está representada no diagrama de blocos da Figura 5.26.

O teste estatístico de Moran (Equação 5.2), usado para implementar a estratégia “visually lossless”, é baseado na relação entre a covariância e a variância dos *pixels*. Um valor mais

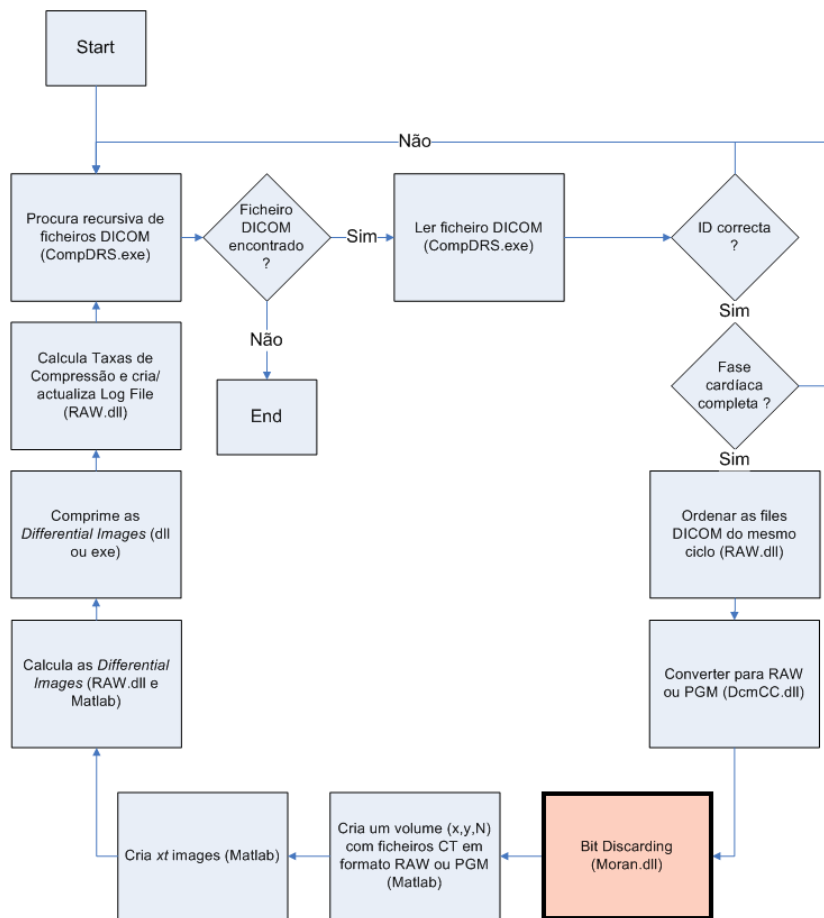


Figura 5.26: Inserção do bloco de *bit discarding* no diagrama da estratégia CT.

baixo significa menos correlação entre os *pixels* indicando que os dados estão distribuídos de forma mais aleatória. O teste foi usado para calcular os *bits* de ruído em cada *pixel*. A correlação local dos *pixels* é calculada no interior de uma janela. Se a janela for demasiado grande, há uma perda de variação local. Se for demasiado pequena, não existem *pixels* suficientes para se ter significado estatístico. Um tamanho da janela de 11×11 foi escolhido, de acordo com [25, 26], como compromisso entre a significância estatística e as variações locais.

$$I = \frac{N \sum_{j=1}^{r \times c} \sum_{i=1}^{r \times c} \delta_{ij} (x_i - \bar{x})(x_j - \bar{x})}{S_0 \sum_{i=1}^{r \times c} (x_i - \bar{x})^2}. \quad (5.2)$$

onde x_i é o valor (nível cinzento) do *pixel* i , \bar{x} é o valor médio dentro da janela, $S0 = 2(2rc - r - c)$, r e c são os números de linhas e colunas da janela respectivamente, N é o número total de *pixels* na janela, e $\delta_{ij} = 1$ se j e i forem adjacentes e 0 em caso contrário.

A análise aos resultados devolvidos pelo teste de Moran é simples: se a informação contida na imagem (nos *bit planes* em causa) estiver estruturada, os *pixels* vizinhos estarão altamente correlacionados e o índice de Moran é positivo, caso contrário, i.e. ruído, a correlação será muito baixa, até mesmo nula o que resulta num índice de Moran negativo.

Tal como no estudo [25], foi definida uma imagem residual que corresponde ao valor absoluto da diferença entre a imagem original e uma cópia filtrada de si mesma, que foi obtida aplicando um filtro de média com uma janela 3×3 . A subtração remove eficazmente a componente de baixa frequência da imagem, e como resultado, a imagem residual contém o ruído e a componente de altas frequências da imagem original. A componente ruidosa permanecerá nos *bits* menos significativos dos *bit planes* da imagem residual.

O número de *bits* de ruído de cada *pixel* dentro da imagem foi determinada da seguinte forma (Figura 5.27). Primeiramente, a imagem residual é formada subtraindo-se da imagem original a sua imagem filtrada. De seguida, o teste de Moran é então aplicado ao primeiro *bit plane*, usando a janela 11×11 centrada no primeiro *pixel* da imagem residual. Partindo do plano menos significativo, o processo é incluir continuamente planos sucessivamente mais significativos até o índice de Moran deixar de indicar presença de ruído, determinando-se assim o número de *bits* de ruído desse *pixel*. O procedimento é então repetido para todos os *pixels* da imagem residual. Para os casos específicos dos *pixels* situados nas 5 primeiras e últimas linhas e colunas, a janela não possui as dimensões 11×11 pois ela depende do número de linhas e colunas que se encontram na vizinhança do *pixel* e que pertencem à imagem.

Os passos efectuados na comparação do desempenho dos codificadores foi a mesma que se utilizara anteriormente com a ligeira diferença de apenas usarmos, nas imagens originais, os melhores codificadores dos testes anteriores.

Os resultados de compressão obtidos aplicando a técnica de *bit discarding* às imagens CT encontram-se nas Tabelas 5.7 e 5.8.

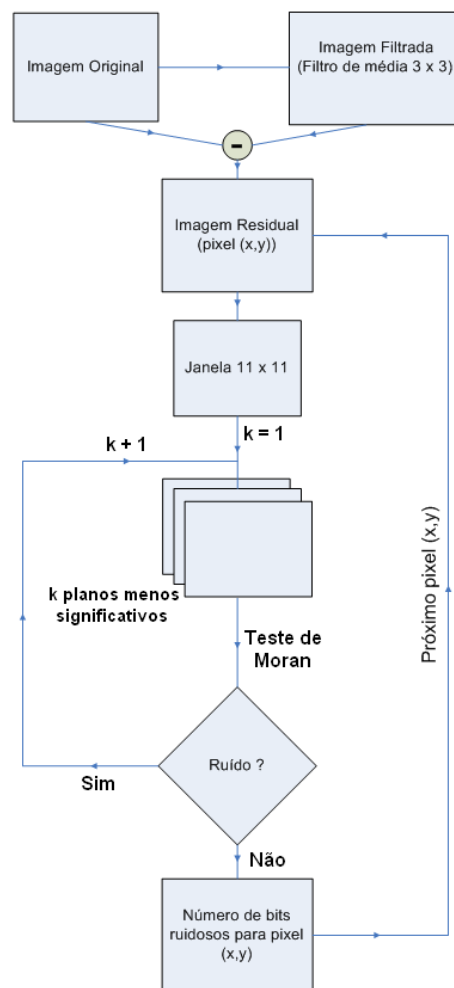


Figura 5.27: Diagrama de fluxo do teste de Moran.

Das Tabelas 5.7 e 5.8 é possível tirar as seguintes conclusões:

- O melhor codificador em imagens CT, o JPEG2000, não melhorou os seus resultados ao usar-se a remoção de ruído pela técnica de *bit discarding*. É necessário referir que o JPEG2000 possui um método próprio de codificação com perdas cujo objectivo é semelhante ao *bit discarding* e que consiste em descartar os coeficientes das *wavelets* muito pequenos.
- Todos os codificadores genéricos melhoraram consideravelmente as suas taxas de compressão com a remoção do ruído, tanto nas imagens originais como nas *Differential Images*. O próprio zlib, que foi o codificador com piores resultados nos testes anteriores, ultrapassou claramente os melhores resultados obtidos pelo JPEG2000.

Tabela 5.7: Resultados de compressão em imagens originais após remoção de planos de ruído.

Codificador	Taxa de compressão média	Taxa de compressão média com <i>bit discarding</i>
JPEG2000	2,675:1	2,498:1
PPMd	2,033:1	3,417:1
PAQ8i	2,234:1	3,611:1

Tabela 5.8: Resultados de compressão em *Differential Images* após remoção de planos de ruído.

Codificador	Taxa de compressão média	Taxa de compressão média com <i>bit discarding</i>
JPEG2000	2,276:1	2,132:1
Zlib	1,799:1	2,739:1
BZ2	2,422:1	3,477:1
PPMd	2,444:1	3,815:1
PAQ8f	2,545:1	3,915:1

- Especial ênfase para os codificadores PPMd e PAQ8 que obtiveram ganhos na ordem dos 60% em relação aos resultados sem remoção de ruído.

Em relação à temática de compressão “visually lossless” e devido aos elevados ganhos em compressão observados anteriormente, foi conduzida uma outra experiência que teve como objectivo comparar a compressão “near lossless” do JPEG-LS com o método *bit discarding*, tanto ao nível da taxa de compressão como ao nível da qualidade das imagens codificadas (Tabela 5.9).

A comparação foi efectuada configurando as duas estratégias da seguinte forma:

- O codificador JPEG-LS foi aplicado nas imagens originais e configurado para modo “near lossless” ($\sigma = 1$) em que cada amostra da imagem codificada difere da respectiva original por um valor não superior a $\delta = 1$, i.e., $\text{Erro} \leq 1$.
- A estratégia *Differential Images* foi implementada com o algoritmo da Figura 5.26 e foi usado o codificador genérico PPMd (ordem 5).

Tabela 5.9: Resultados de compressão “visually lossless”.

Método	Taxa de compressão média	PSNR
JPEG-LS	3,558:1	31,54 dB
PPMd - Moran	3,815:1	20,22 dB

A qualidade da imagem codificada foi posteriormente analisada usando a relação sinal ruído de pico (Peak Signal-to-Noise Ratio - PSNR) que é uma medida objectiva de distorção da imagem (Equação 5.4). É geralmente usada para medir a relação entre a potência de um sinal e a potência do ruído que o corrompe. Quanto mais elevada for a PSNR melhor será a qualidade da imagem codificada. Valores típicos de PSNR situam-se entre os 20 e os 40 dB [29].

$$\text{MSE} = \frac{1}{mn} \sum_{i=0}^{m-1} \sum_{j=0}^{n-1} \|I(i, j) - K(i, j)\|^2 \quad (5.3)$$

$$\text{PSNR} = 20 \log_{10} \left(\frac{\text{MAX}_I}{\sqrt{\text{MSE}}} \right) \quad (5.4)$$

em que MSE (Equação 5.3) é o erro quadrático médio ou Mean Squared Error, MAX_I é o máximo valor que os *pixels* podem atingir (para o caso de CT de 12 *bits* é 4095) e m e n são as dimensões da imagem.

Pela Tabela 5.9 é possível retirarem-se duas conclusões: obtêm-se melhores taxas de compressão usando o método *Differential Images* com *bit discarding* e codificador PPMd (ordem 5) do que utilizando o codificador JPEG-LS em modo “near lossless” ($\sigma = 1$) nas imagens originais. Esse ganho em compressão tem, no entanto, a desvantagem de resultar numa PSNR inferior.

No entanto, e sem desvalorizar os resultados de PSNR obtidos, é sabido que as medidas objectivas tradicionais como a PSNR não igualam a subjectiva percepção visual humana [29]. Como se pode observar na Figura 5.28, na qual se encontram a imagem original, a imagem codificada com JPEG-LS “near lossless” e a imagem sujeita a *bit discarding*, a distinção visual entre estas duas últimas é muito escassa. Aliás, mesmo para um observador atento, será difícil identificar alguma diferença visual entre as 3 imagens.

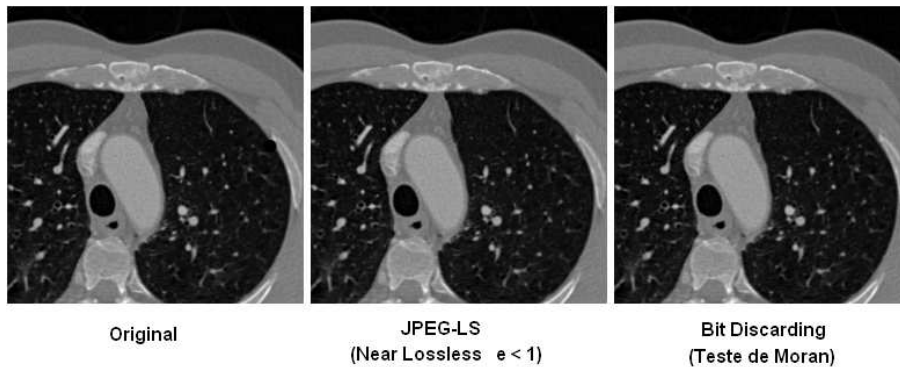


Figura 5.28: Imagem original e imagens “near lossless”.

A Figura 5.29 pretende responder à questão levantada anteriormente acerca da PSNR. Não obstante as duas imagens terem escalas de intensidades diferentes para uma melhor visualização, o valor máximo da diferença entre a imagem original e a imagem codificada com JPEG-LS “near lossless” é 1 (como seria de esperar pois o erro máximo permitido é 1) e o valor máximo da diferença para a imagem *bit discarding* é, neste exemplo, 240. A discrepância entre estes máximos pode portanto indicar, pela PSNR, uma situação mais ruidosa por parte da estratégia *bit discarding* que não é reflectida no sistema visual humano. Baseando-nos neste facto, devemos considerar os valores de PSNR obtidos apenas como indicadores e não valores absolutos de qualidade de imagem.

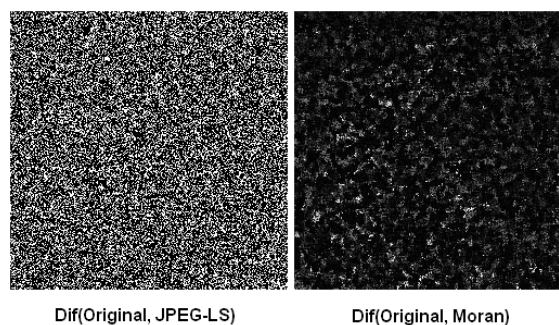


Figura 5.29: Comparação do erro introduzido pelos dois métodos “near lossless”.

5.2 Alternativas de compressão vídeo

Porque os algoritmos baseados em JPEG exploram somente a redundância *intra-frame* (espaço) da imagem, decidiu-se, paralelamente à implementação da estratégia alternativa de compressão de imagens anteriormente descrita, estudar a utilização de um codificador vídeo que contemplasse a redundância *inter-frame* (tempo).

A norma JPEG foi desenvolvida especialmente para imagens individuais. Contudo, frequentemente ouvem-se referências ao *Motion JPEG* ou MJPEG para compressão vídeo. Além disso, vários fabricantes e vendedores de equipamentos médicos têm aplicado o codificador JPEG aos *frames* de sequências vídeo chamando o resultado de MJPEG.

Para compressão vídeo, a norma de codificação mais utilizada é a Motion Picture Experts Group (MPEG), a qual, além de explorar a redundância *inter-frames* (devido ao facto da cena não variar muito entre *frames* sucessivas), utiliza muitas das técnicas do JPEG para a compressão *intra-frame*. O MPEG permite, teoricamente, taxas de compressão três vezes superiores ao MJPEG para uma qualidade de imagem semelhante pois este último processa cada *frame* independentemente.

No entanto, existem aplicações, onde é necessário/possível processar vídeo mas em que a capacidade de processamento é limitada. Nestes casos é comum utilizar-se a norma JPEG (MJPEG).

Iremos de seguida referenciar muito resumidamente o tema dos codificadores vídeo devido à vantagem que apresentam ao aproveitarem redundância *inter-frame*. No trabalho realizado, os codificadores vídeo apenas foram testados para a modalidade XA devido à forma dinâmica como as imagens são adquiridas e pelo facto de possuírem 8 *bits* de resolução. Além das imagens da modalidade CT possuírem 2 Bytes por *pixel* para acomodar os 12 *bits* de resolução (o que impede o uso generalizado de codificadores vídeo), a sua aquisição não é dinâmica como em XA.

5.2.1 Codificadores de vídeo *lossy*

Os codificadores/descodificadores (*codecs*) com perdas não foram testados neste trabalho pois o nosso objectivo não era introduzir perdas visuais no processo de compressão dos procedimentos. Apesar disso e como a norma DICOM já contempla o uso de codificadores vídeo iremos apenas relacioná-los com a norma visto já terem sido descritos no capítulo relativo à compressão (capítulo 4).

O standard DICOM apenas contempla, neste momento, um codificador vídeo, que permite somente codificação com perdas - o MPEG2 (ISO/IEC 13818-2 (MPEG2 Part 2)). Essa codificação possui uma DICOM Transfer Syntax cuja UID é 1.2.840.10008.1.2.4.100 [30].

Em trabalhos anteriores realizados com a modalidade de US, foi aplicado outro *codec* com melhores desempenhos, o MPEG4 (v1 Dez. 1998; v2 Dez. 1999), que não é adoptado pelo standard DICOM [2, 3]. Entre o MPEG2 e o MPEG4, o segundo possui, claramente, o melhor compromisso entre a qualidade da imagem codificada/taxa de compressão (como é possível verificar em *websites* dedicados ao tema como por exemplo <http://www.videohelp.com/comparison.htm>). Apesar do MPEG4 ainda não ser abrangido pelo standard DICOM, é possível utilizá-lo através de uma DICOM “Private Syntax” como iremos ver no capítulo seguinte dedicado ao *workflow* e estratégias de arquivo.

5.2.2 Codificadores de vídeo *lossless*

Este trabalho focou-se essencialmente na compressão sem perdas pelo que os codificadores de vídeo testados eram forçosamente desta categoria. Os *codecs lossless* a seguir mencionados não foram incluídos no capítulo 4 devido a não serem adoptados pela norma DICOM e não serem comerciais.

Quatro codificadores *lossless*, não comerciais, foram testados e aplicados em procedimentos XA de modo a se verificar a taxa de compressão por eles obtida. Os *codecs* em causa estão descritos de seguida:

- **Alparyssoft Lossless Video Codec** [31, 32] - Codificador de vídeo *lossless* de origem Russa que vai neste momento na sua segunda versão. A taxa de compressão do *codec* é elevada excedendo o bem conhecido codificador HuffYUV (usado por exemplo no MPlayer). Suporta inúmeros formatos (espaços de cor) de entrada: YUYV, YVYU, UYVY, RGB8, RGB24, RGB32, YUY2, YV12 e I420. A taxa de compressão sem perdas varia entre 1.5:1 - 5:1.

O codificador tem a hipótese de conversão da trama de entrada para formato YV12 (com perda de informação associada). Este *codec* tem ainda a possibilidade de compressão “visually lossless” em que o erro máximo é controlado pelo utilizador.

- **MSU Lossless Video Codec** [33]- Codificador de vídeo *lossless* com origem na Moscow State University. A versão utilizada no trabalho é a 0.6.0 e corresponde à última versão deste codificador. Este codificador possui várias opções que permitem otimizar factores de codificação como a eficiência de compressão, a velocidade (compressão e descompressão) e possibilidade de compressão com perdas.

É um dos codificadores com melhor desempenho mas, em modo “lossless maximum compression”, tem um tempo de processamento muito grande impossibilitando este codificador (neste modo de operação) de ser aplicado em sistemas de imagiologia médica. Se permitirmos uma redução do tempo de processamento, a taxa de compressão decresce ligeiramente mas permite a sua implementação em ambientes reais. Os formatos de entrada aceites pelo codificador são o RGB24, RGB32, YUY2, YUYV e YV12 sendo que o formato de saída é igual ao formato de entrada.

- **Lagarith Lossless Video Codec** [34] - O Lagarith é um codificador de vídeo *lossless* desenvolvido por Ben Greenwood do Rochester Institute of Technology. Existem codificadores *lossless* que possuem melhores desempenhos de compressão do que Lagarith, tal como MSU. No entanto, o Lagarith tende a ser mais rápido do que estes *codecs*.

O Lagarith tem ainda a característica de que se a *frame* precedente for matematicamente idêntico ao actual, a *frame* actual é rejeitado e o decodificador usará simplesmente a *frame* precedente outra vez.

Pode operar com os seguintes formatos - RGB24, RGB32, RGBA, YUY2, e YV12. O Lagarith permite a conversão de espaços de cor, nomeadamente RGB→YUV, mas essa conversão introduz perdas por arredondamento, tornando a compressão *lossy*.

- **YUVsoft’s Lossless Video Codec** [35] - Codificador de vídeo de origem Russa que é considerado actualmente como o melhor codificador *lossless*. Desenvolvido pela YUVsoft que deriva de uma equipa de investigação da Moscow State University.

Não possui muitas opções sendo apenas possível escolher entre duas hipóteses de compressão *Fast* e *Max* (sendo que esta última opção resulta num tempo de compressão relativamente longo). Suporta os formatos RGB24, YV12 e YUY2.

É possível encontrar uma comparação de codificadores *lossless* efectuada em 2007 na página http://compression.ru/video/codec_comparison/lossless_codecs_2007_en.html em que também se incluem os *codecs* usados neste trabalho.

Apesar de se designarem como codificadores *lossless* foi utilizada uma ferramenta designada por *MSU Video Quality Measurement Tool* (http://www.compression.ru/video/quality_measure/video_measurement_tool_en.html) para verificar a ausência de perdas no processo de compressão.

Os resultados obtidos com os codificadores de vídeo para a modalidade XA encontram-se na Tabela 5.10. Como se pode observar na tabela, o codificador YUVSoft é sem dúvida o que melhores taxas de compressão obtém neste tipo de imagem ainda que visivelmente mais lento que o Alparyssoft e Lagarith.

Tabela 5.10: Resultados de compressão usando *codecs* de vídeo *lossless*.

Codificador	Taxa de compressão média
Alparyssoft	2,98:1
Lagarith	3,34:1
MSU	3,35:1
YUVSoft	3,57:1

O codificador *lossless* MSU tem uma taxa de compressão média superior ao Alparyssoft e ao Lagarith mas o tempo da compressão é muitíssimo elevado, incapacitando o uso deste *codec* (com configuração máxima da compressão) em ambientes reais. Este codificador pode, no entanto, ser ajustado de modo a que o tempo seja similar (mas ainda lento) aos outros codificadores, mas a sua taxa de compressão diminuirá ligeiramente.

Em termos de velocidade de compressão, o codificador Lagarith é visivelmente mais rápido do que os outros três.

Apesar do YUVSoft ser o melhor codificador de vídeo, apenas igualou os resultados obtidos com codificadores de imagem. Além disso, como veremos no capítulo seguinte, o codificador *lossy* MPEG4 não conseguiu igualar, para XA, os excelentes resultados obtidos com a mo-

dalidade de US em [2, 3, 4]. Tendo estes dois pontos em consideração, foi decidido testar o modo “visually lossless” dos codificadores da Tabela 5.10.

Ao nível da compressão “visually lossless” o Alparsoft Lossless Video Codec revelou-se, como se pode observar na Tabela 5.11, bastante aliciante. Este codificador possui a opção, à semelhança do JPEG-LS, de se limitar o erro introduzido na compressão neste caso até um máximo de $\delta = 3$, i.e., Erro ≤ 3 . Foi escolhido mostrar-se um exemplo com $\sigma = 3$ (e não $\sigma = 1$ como em JPEG-LS) pois, mesmo com este erro, obteve-se uma PSNR de aproximadamente 47 dB.

Tabela 5.11: Resultados de compressão “visually lossless” do Alparsoft Lossless Video Codec com $\delta = 3$

Taxa de compressão média	PSNR
18,40:1	47,54 dB

Este resultado permite amplificar a importância de se considerar a compressão “visually lossless” como uma opção viável em imagiologia médica.

Referências

- [1] D.R. Santos, C. M. A. Costa, A. Silva, J. L. Oliveira, and A. J. R. Neves. *Alternative lossless compression algorithms in X-ray cardiac images*. VIPImage 2007 - Porto, 2007.
- [2] Carlos M. A. Costa, Augusto Silva, José L. Oliveira, Vasco G. Ribeiro, and José Ribeiro. Himage PACS: A new approach to storage, integration and distribution of cardiologic images. *PACS and Imaging Informatics - Proceedings of the SPIE*, 5371:277–287, 2004.
- [3] Carlos M. A. Costa, Augusto Silva, José L. Oliveira, Vasco G. Ribeiro, and José Ribeiro. A demanding web-based PACS supported by web services technology. *Medical Imaging 2006: Visualization, Image-Guided Procedures, and Display*. Edited by Cleary, Kevin R.; Galloway, Robert L., Jr. *Proceedings of the SPIE*, 6145:84–92, 2006.
- [4] Carlos Manuel Azevedo Costa. *Concepção, desenvolvimento e avaliação de um modelo integrado de acesso a registos clínicos electrónicos*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2004.
- [5] Jean-loup Gailly, Mark Adler, and Greg Roelofs. *zlib-Technical Details*, 2002. <http://www.zlib.org>.

- [6] Julian Seward. *bzip2 and libbzip2, version 1.0.3 - A program and library for data compression*. <http://www.bzip.org>, pages 1–35, 2005.
- [7] Andreas Muegge. *Using PPMD for compression*, 2001. <http://www.codeproject.com/cpp/ppmd.asp>.
- [8] Dmitry Shkarin. *Compression project*, 2007. <http://www.compression.ru/ds/>.
- [9] Institute OFFIS Oldenburg University. *The OFFIS DICOM Toolkit DCMTK*, 1993. http://support.dcmtdk.org/docs/file_history.html.
- [10] Michael D. Adams. *The JasPer Project Home Page*. <http://www.ece.uvic.ca/~mdadams/jasper/>, 2001. Department of Electrical and Computer Engineering - University of Victoria.
- [11] Alex Jakulin, Gadiel Seroussi, Guillermo Sapiro, David Cheng-Hsiu Chu, and Ismail R. Ismail. *Signal Processing and Multimedia Group JPEG-LS implementation*, 1999. Signal Processing and Multimedia Group - University of British Columbia.
- [12] Matt Mahoney. *Adaptive Weighing of Context Models for Lossless Data Compression*. Technical report, Florida Institute Technology Technical Report TR-CS-2005-16, 2005. <http://www.cs.fit.edu/~mmahoney/compression/>.
- [13] S. Yamamoto, S. Hamada, M. Miyamoto, Komizu M. Masumoto, J. and, G. Inuma, and N. Moriyama¹. A new approach for volumetric assessment of left ventricular function with MDCT. *Biomedical Imaging and Intervention Journal*, 2(3), 2006. <http://www.biiij.org/2006/3/e50/>.
- [14] A. F. Kopp, K. Klingenberg-Regn, M. Heuschmid, A. Küttner, B. Ohnesorge, T. Flohr, S. Schalle, and C. D. Claussen¹. Multislice computed tomography: Basic principles and clinical applications. *Electromedica*, 68(2), 2000.
- [15] Hans Werner Lang. *Sorting algorithms - Shellsort*. <http://www.inf.fh-flensburg.de/lang/algorithmen/sortieren/shell/shellenfra.htm>, 2005. FH Flensburg.
- [16] Robert Sedgewick. Analysis of shellsort and related algorithms. In *ESA '96: Proceedings of the Fourth Annual European Symposium on Algorithms*, pages 1–11, London, UK, 1996. Springer-Verlag.
- [17] Herman Oosterwijk and Paul T. Gihring. *DICOM Basics*. OTech Inc., third edition, 2005. <http://www.otechimg.com>.
- [18] Christopher Brown and Michael Barr. *Embedded Systems Programming*. CMP Media, LLC, January 2002. Introduction to Endianness.

- [19] Luís Fernando de Oliveira, Antônio A. F. Oliveira, Paulo Roma Cavalcanti, and Cláudio Esperança. Compressão de imagens usando transformada wavelet e curva de peano-hilbert. *VIRTUAL Revista Eletrônica de Visualização, Sistemas Interativos e Reconhecimento de Padrões Special Issue - Actas do 8º Encontro Português de Computação Gráfica*, February 1998.
- [20] Zhexuan Song and Nick Roussopoulos. Using hilbert curve in image storing and retrieving. *Information Systems*, 27(8):523–536, 2002.
- [21] Nicholas J. Rose. *Hilbert-Type Space-Filling Curves*. <http://www4.ncsu.edu/~njrose/index.html>, 2007. North Carolina State University - College of Physical and Mathematical Sciences.
- [22] P. W. Serruys, W Wijns, M. van den Brand, S. Meij, C. Slager, PG Schuurbijs, J. C. and Hugenholtz, and R. W. Brower. Left ventricular performance, regional blood flow, wall motion, and lactate metabolism during transluminal angioplasty. *Journal of the American Heart Association*, 70(1):25–36, July 1984.
- [23] R. E. Kerber and F. M. Abboud. Effects of alterations of arterial blood pressure and heart rate on segmental dyskinesia during acute myocardial ischemia and following coronary reperfusion. *Journal of the American Heart Association*, 36:145–155, January 1975.
- [24] M. T. Upton, D. G. Gibson, and D. J. Brown. Instantaneous mitral valve leaflet velocity and its relation to left ventricular wall movement in normal subjects. *British Heart Journal*, 38:51–58, 1976.
- [25] KS Chuang, BJ Liu, HK Huang, H. Yonekawa, and A. Sankaran. Noise content analysis in clinical digital images. *Radiographics*, 14(2):397–403, 1994.
- [26] T.J. Chen, K.S. Chuang, J.H. Chang, Y.H. Shiao, and C.C. Chuang. A Blurring Index for Medical Images. *Journal of Digital Imaging*, 19(2):118–125, 2006.
- [27] Rafael C. Gonzalez and Richard E. Woods. *Digital Image Processing*, chapter Image Enhancement in the Spatial Domain. Tom Robbins, second edition, 2002.
- [28] Tinku Acharya and Ajoy K. Ray. *Image Processing Principles and Applications*, chapter Image Enhancement and Restoration. John Wiley & Sons, Inc, first edition, 2005.
- [29] Larry Rowe. *Multimedia Systems and Applications - Image Quality Computation*. Regents of the University of California - <http://bmrc.berkeley.edu/courseware/cs294/fall197/assignment/psnr.html>, 1997.

- [30] National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine - Part 5: Data Structures and Encoding*, January 2007. <http://medical.nema.org/dicom/2007/>.
- [31] Alparyssoft Innovative Multimédia Solutions. *Alparyssoft Lossless Video Codec - Version 2.0 alpha build 957.040607*. <http://www.alparyssoft.com/>, 2007.
- [32] A. Sidelnikov, O. Stoukatch, R. Hudeev, and R.D. Alparyssoft. Intelligent noise reduction algorithm and software. *Control and Communications, 2003. SIBCON 2003. The IEEE-Siberian Conference on*, pages 87–88, 2003.
- [33] Dmitriy Vatolin, Dmitry Popov, and Sergey Putilin. *MSU Lossless Video Codec giving the highest compression ratio in the lossless video compression field - version 0.6.0*. <http://www.compression.ru/video/>, 2005. Moscow State University Graphics & Media Lab Video Group.
- [34] Ben Greenwood. *Lagarith Lossless Video Codec v1.3.13*. Rochester Institute of Technology <http://lags.leetcode.net/codec.html>, 2007.
- [35] YUVsoft Corp. *YUVsoft's Lossless Video Codec*. Moscow State University Video Group - <http://www.yuvsoft.com/>, 2007.

Capítulo 6

Workflow e estratégias de arquivo

Um sistema PACS deve ser capaz de acomodar imagens que não tenham origem no departamento de radiologia, como por exemplo, imagens adquiridas nos departamentos de cardiologia, endoscopia, etc. Tem existido, ao longo dos anos, uma clara tendência para alargar o conceito de PACS, originalmente exclusivo ao departamento de radiologia, para um sistema PACS que esteja integrado e interligado com todos os serviços de informação do hospital. Essa integração é na maioria dos casos bastante complexa [1, 2].

A utilização de um algoritmo de compressão não proposto pela norma necessita, obrigatoriamente, de desenvolvimento e de integração de ferramentas que suportem este novo formato nos mais variados pontos da arquitectura PACS, desde os módulos de aquisição e armazenamento até aos módulos de acesso e visualização de imagens.

Este capítulo irá incidir sobre a forma como a estratégia de compressão proposta poderia ser implementada no ambiente clínico real do Centro Hospitalar de Vila Nova de Gaia - Serviço de Cardiologia.

Partindo de uma ideia mais generalista, é preciso realçar que o uso de dados em ambientes clínicos, com volumes de informação cada vez maiores, enfrenta três desafios principais [3, 4]:

1. Necessidade de um armazenamento eficiente em termos de custo. Embora o custo por Megabyte continue a diminuir, é ainda frequentemente proibitivo armazenar grandes quantidades de dados de forma economicamente sustentável. Este último aspecto adquire especial ênfase em unidades de cuidados de saúde de pequena e média dimensão.
2. Exigências à rede que facilitem a distribuição em tempo real de imagens e dados associados incluindo, não raras vezes, exames prévios. Apesar dos contínuos desenvolvimentos na área das redes de telecomunicações reduzir rapidamente o seu custo, muitas unidades

de cuidados de saúde não conseguem obter esta economia de custo. Este problema resulta dos elevados custos associados à adoção contínua das novas tecnologias e também pelo congestionamento da rede por aplicações que a usam cada vez mais intensivamente.

3. Planeamento de estratégias adequadas de *workflow* que permitam fornecer, em tempo útil e com qualidade de serviço, todos os dados de cuidados de saúde aos profissionais que os requisitem.

A distribuição de imagens exige larguras de banda elevadas de modo a permitir a comunicação dessas imagens em tempo útil. Um dos problemas que se levantam na transferência de dados no sistema PACS é a integração dos dados imagiológicos com os dados clínicos e demográficos do paciente provenientes do sistema HIS. Um sistema PACS não pode, portanto, ser implementado de forma *stand-alone* e a forma como é integrado com os restantes sistemas de informação no hospital determina o sucesso da sua implementação. São normalmente criadas duas interfaces para se obter uma integração com sucesso - a interface PACS-HIS (DICOM ou HL7) e a interface PACS-Modalidade (DICOM) [2].

O HL7 é uma das normas mais aplicadas nas TIC hospitalares e é, de uma forma muito simplista, um formato de interfaces de mensagens. É denominado Health Level Seven porque os seus formatos de mensagem se apoiam nos 7 níveis da pilha protocolar Open Systems Interconnection (OSI) da ISO [5].

6.1 Integração de sistemas

Uma integração bem sucedida de um sistema PACS é importante pois [1]:

- Os profissionais de saúde do hospital dependem da qualidade desse sistema e dessa integração.
- O volume de informação gerada num hospital é muito grande.
- Os profissionais de saúde trabalham frequentemente sobre os mesmos dados.

A integração de sistemas é crucial para se obter um *workflow* digital eficiente. Essa integração é realizada, como já foi mencionado, em pelo menos duas frentes (Figura 6.1) [6]:

- Interligação DICOM - DICOM - Para permitir a comunicação entre os equipamentos de aquisição e computadores, impressoras, arquivos, browsers, etc. provenientes de diferentes fabricantes.
- Interface DICOM com HIS e RIS - A interface com os sistemas de informação hospitalares e de radiologia é mais problemática devido à grande diferença entre eles. Normalmente estes sistemas têm implementado o protocolo de comunicação HL7 que difere em muitos aspectos do DICOM. A interface HIS-RIS/DICOM baseia-se no papel de componentes intermediários designados por *Brokers*.

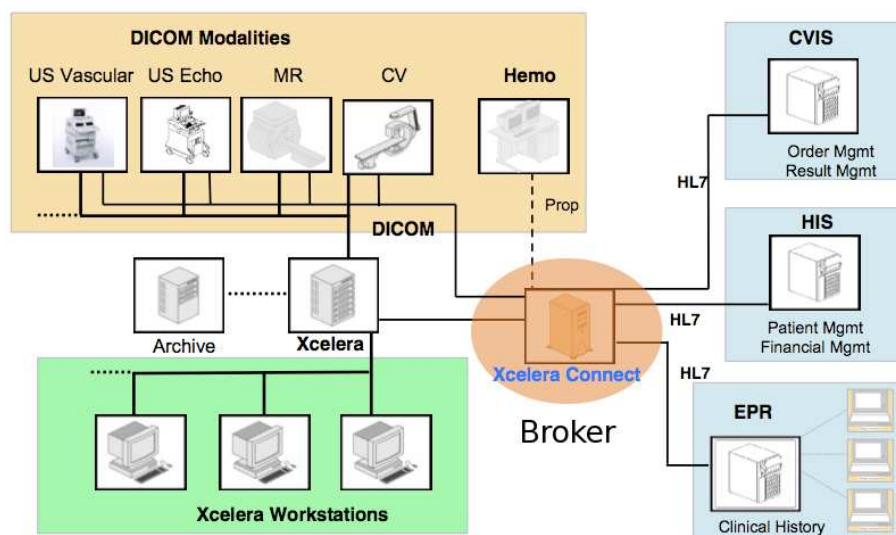


Figura 6.1: Exemplo de integração de sistemas e *broker* (Philips Xcelera) [7].

Ao integrarmos sistemas com diferentes normas, como por exemplo DICOM e HL7, podem existir sobreposições e falhas na integração pelo que a adoção de um modelo de informação é imperativo. A Integrating the Healthcare Enterprise (IHE) é a principal responsável pela elaboração desses modelos de informação [5, 6].

No entanto, algumas sobreposições entre as normas DICOM e HL7 (Figura 6.2) podem ser aproveitadas na medida que novos conceitos de integração necessitam de níveis de abstracção superiores, como por exemplo, o Electronic Health Record (EHR). O conceito EHR comporta o registo electrónico da prestação de cuidados de saúde a um paciente ao longo de toda a sua vida [3].

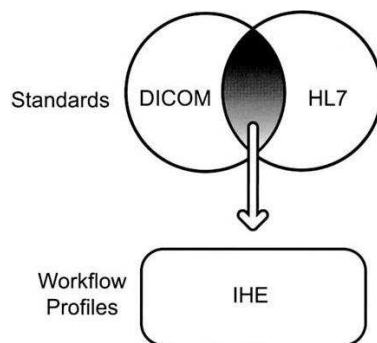


Figura 6.2: Integração DICOM - HL7 [5].

Como foi mencionado em capítulos anteriores, o volume de informação gerado nos laboratórios de imagem não causa problemas apenas ao nível do arquivo das imagens mas também ao nível da distribuição das mesmas, devido aos recursos que são necessários para garantir a sua distribuição em tempo útil. As soluções para estes problemas devem seguir os seguintes contornos [3]:

- Imagens que, usando mecanismos de compressão, permitam o armazenamento em rede de uma forma permanente do histórico imagiológico e a sua distribuição em tempo útil.
- Garantir a qualidade de diagnóstico das imagens (codificadas) armazenadas.
- Manter o máximo de compatibilidade com o standard DICOM.
- Permitir, preferencialmente, a sua integração em ambientes Web.

Uma das grandes vantagens associada à imagiologia médica digital consiste no aparecimento de inúmeras ferramentas de processamento de imagem que permitem extrair e analisar uma maior quantidade de dados. Exemplos dessas ferramentas são, por exemplo, a possibilidade de estudos multi modalidades, o Computer Aided Diagnosis (CAD) e os Image Assisted Surgery Systems (IASS) [8].

O conceito tradicional de um sistema digital de imagens define-o como estando associado e restrito aos departamentos de radiologia e ser caracterizado por uma grande heterogeneidade de equipamentos. Essa heterogeneidade conduz à necessidade de se estabelecer um protocolo de comunicação comum que favoreça a interoperabilidade e evite o desenvolvimento de interfaces proprietárias. Esse protocolo de comunicação é, como já vimos, definido pela norma DICOM [8].

Surge também o conceito de laboratórios de imagiologia orientados para o estudo de um único órgão, como por exemplo o Serviço de Cardiologia do CHVNG que possui pelo menos duas modalidades de imagem dedicados ao estudo do coração e estruturas anexas (US e XA) e uma modalidade não exclusiva (MDCT). Pela razão apresentada anteriormente, um serviço de cardiologia é um candidato com grande potencial para a implementação de um sistema PACS dedicado (garantindo obviamente a interligação com os outros sistemas de informação hospitalar).

A evolução dos sistemas de informação em medicina tende agora para uma globalização dos serviços, através do uso das tecnologias de rede de comunicações, mas também na adopção de um novo modelo de cuidados de saúde centrado no paciente (Figura 6.3) [2].

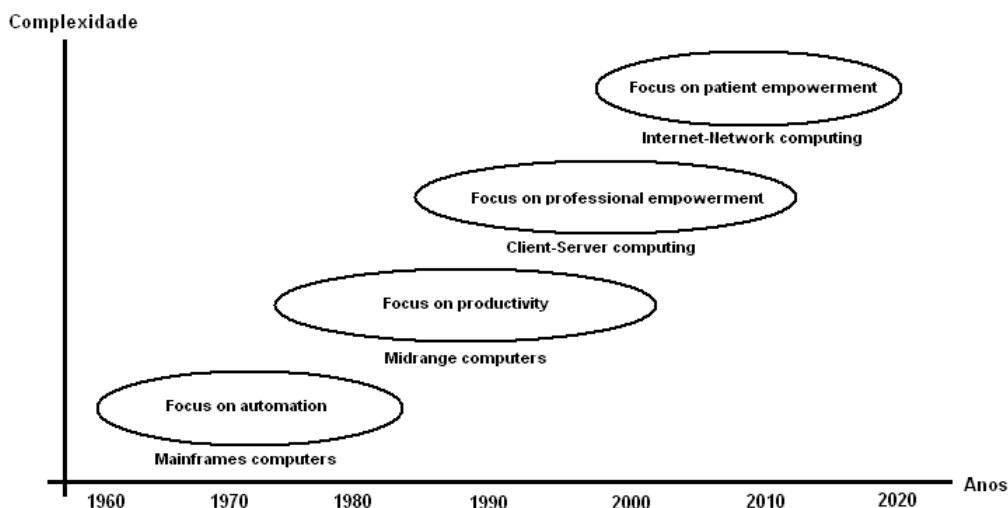


Figura 6.3: Evolução no conceito dos sistemas de informação em medicina (manipulada de [2]).

Recorrendo às tecnologias actuais de informação e de armazenamento actuais, dificilmente se conseguem guardar e disponibilizar em servidor *online* mais do que alguns meses de procedimentos. A compressão torna-se assim a única ferramenta que permite, ao mesmo tempo, aumentar o tempo de armazenamento e diminuir o tempo de transmissão, sem ser necessário alterar a configuração física dos equipamentos do sistema PACS e dos meios de transmissão.

Um tema que preocupa grande parte dos utentes é a questão da segurança, acessibilidade e confidencialidade dos seus dados. A informação digital que circula nos sistemas PACS é altamente confidencial, pelo que medidas extras de segurança têm de ser tomadas quando

essa informação é transmitida por meios de comunicação tradicionais públicos como é o caso da Internet. Algumas aplicações WEB de imagiologia médica disponibilizam mecanismos de segurança mínimos, como por exemplo o uso de simples *logins* e *passwords*, desenvolvidos para ambientes de Intranet [9].

A norma DICOM possui, numa das suas 18 secções em que está dividido, uma parte dedicada ao tema da segurança na transmissão de imagens médicas - Part 15 (Security and System Management Profiles) [10]. Muito resumidamente, a norma encapsula os dados através de um protocolo chamado Transport Layer Security (TLS). Também contempla uma alternativa ao TLS que se chama Integrated Secure Communication Layer (ISCL). Ambos os protocolos garantem a autenticação, integridade e confidencialidade dos dados transmitidos [8].

Ao nível das aplicações WEB , para além da segurança necessária para a transmissão dos dados em redes públicas, a NEMA aprovou, em 2004, a última parte da norma DICOM - Part 18 - Web Access to DICOM Persistent Objects (WADO) [11]. Foi concebida para permitir o acesso via WEB, através de um comando HTTP-GET a um URL, a objectos DICOM que podem incluir vários formatos de imagem. Mais uma vez, se tivermos em conta que nem todas as ligações WEB são de banda larga, a compressão de imagens ganha novamente consistência como solução válida para o problema do tempo de transmissão.

O primeiro passo para o desenvolvimento de um modelo aplicacional que permita o acesso via WEB a toda a informação clínica de um paciente compreende a integração e interoperabilidade dos sistemas HIS e PACS numa única interface. Essa integração permitiria aos profissionais de saúde autenticados, o acesso WEB a toda a informação clínica de um paciente, consumindo-se assim menos tempo na pesquisa dos dados e mais tempo na execução de serviços de cuidados de saúde de qualidade [8].

6.2 Case Study e estratégia alternativa

As modalidades de imagiologia dinâmica, tal como a US e XA, impõem grandes dificuldades na acessibilidade *online* em tempo real dos procedimentos devido ao elevado volume de dados que geram. Iremos de seguida apresentar e descrever um *Case Study* referente ao Serviço de Cardiologia do CHVNG, nomeadamente, a solução implementada neste serviço para responder às necessidades impostas pela nova geração de sistemas PACS de acesso remoto inter-instituição.

A solução PACS desenvolvida é suportada por um conjunto de módulos de *software*, à qual se deu o nome de Himage (Healthcare Image) - Figura 6.4 [3, 12, 13]

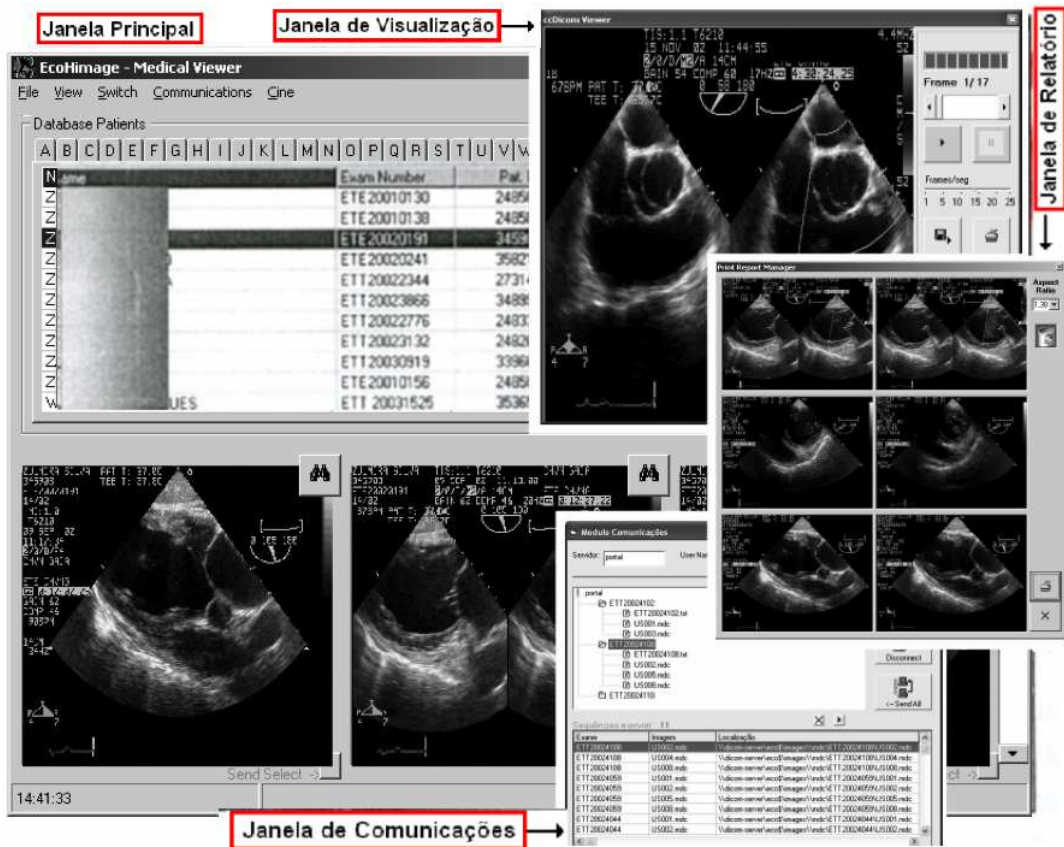


Figura 6.4: Aplicação Himage [3].

O Serviço de Cardiologia do CHVNG possui 3 laboratórios de imagem [3, 8]:

- Laboratório de Hemodinâmica ou de Cateterização Cardíaca (XA) - Constituído por dois equipamentos de aquisição Siemens AXIOM-Artis. Produz cerca de 3500 procedimentos anuais, com produção de imagens fixas e dinâmicas que, em termos de volume de informação, podem variar entre 0.2 e 1 GByte por procedimento.
- Laboratório de Ecocardiografia (US) - Composto por 7 equipamentos de aquisição provenientes de diferentes fabricantes (HP Sonos7500 e Philips iE33 Envisor). Neste laboratório são produzidas aproximadamente 7000 procedimentos por ano, podendo o volume de dados gerados em cada um variar entre as dezenas e as 5 centenas de MBytes. Estes valores apresentam uma grande variância que depende das características técnicas dos equipamentos, do tipo de procedimento e do factor humano.

- Laboratório de Angio-CT - Constituído por um equipamento MDCT de 64 cortes Siemens Sensation 64. Produz cerca de 6 centenas de procedimentos por ano para o Serviço de Cardiologia. O volume de informação gerado varia grandemente dependendo do tipo de procedimento, podendo variar entre as 2 centenas de MBytes até às dezenas de GBytes para um estudo completo (multi-ciclo cardíaco) das artérias coronárias e carótidas.

O sistema PACS deste departamento (Figura 6.5) é, de uma forma simplificada, composto pelos laboratórios de imagem acima descritos com saída digital DICOM, por servidores de processamento e armazenamento e por *workstations* terminais.

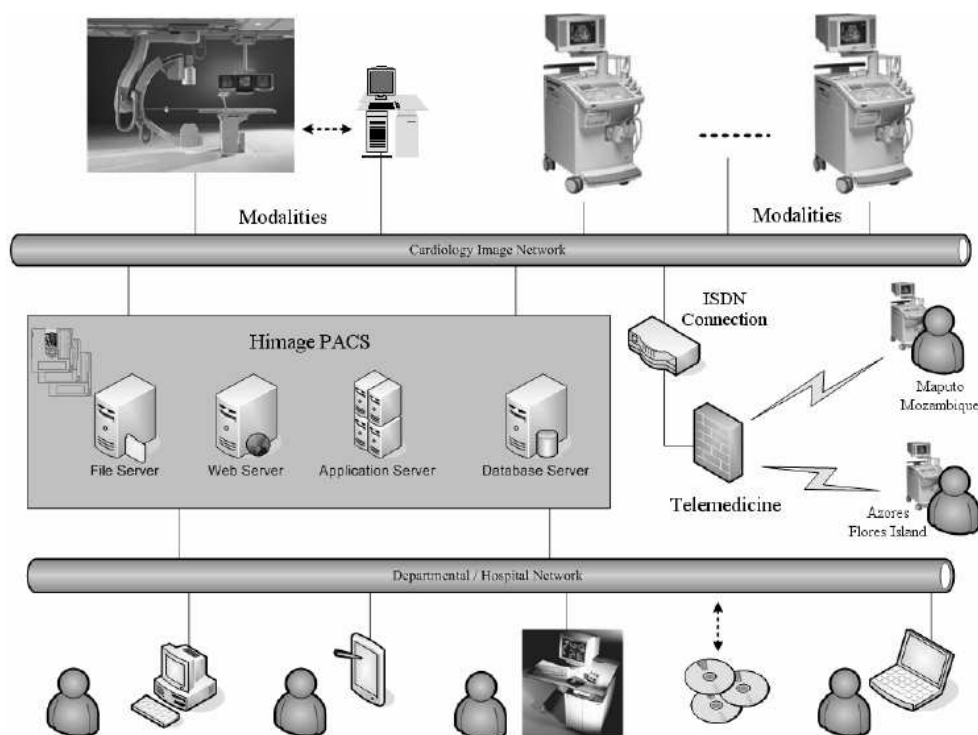


Figura 6.5: Infraestrutura implementada no Serviço de Cardiologia do CHVNG [12].

O primeiro PACS departamental foi implementado em 1997, permitindo um período de 12 a 14 meses de armazenamento para XA com JPEG *lossy* factor de compressão 95 e 14 a 16 meses para exames US codificados com JPEG *lossy* factor de compressão 85. Estes factores de compressão são os recomendados pela comunidade internacional e é globalmente aceite que não têm impacto significativo na qualidade do diagnóstico resultante destas imagens [3, 8].

Em 2001, foi iniciado o projecto de arquivo e transmissão transcontinental de imagens da modalidade de US com o Departamento de Cardiologia do Hospital de Maputo em Moçambique através da solução Himage [14, 15]. O Himage está portanto dotado com um módulo de comunicações que permite ao clínico enviar procedimentos clínicos para uma instituição remota dotada com um sistema Himage semelhante [16].

Para o caso particular da US, verificou-se que as taxas de compressão obtidas com o algoritmo JPEG *lossy factor* 85 (20:1), não permitiam o armazenamento *online* prolongado dos procedimentos. O tamanho dos ficheiros codificados também comprometia uma transmissão em tempo real que permitisse situações de telemedicina. Como os procedimentos US são adquiridos dinamicamente, não fazia sentido continuar a apostar em codificadores que apenas consideram a redundância espacial. Adoptou-se, portanto, um método de compressão que tivesse em conta tanto a redundância espacial (*intra-frame*) como a redundância temporal (*inter-frame*) que caracteriza a modalidade US. O codificador MPEG4 (com perdas) foi o escolhido por permitir, para a mesma taxa de compressão, melhor qualidade de imagem do que o *codec* MPEG2 (com perdas) adoptado pela norma DICOM em 2004 [8, 12].

Aplicando o *codec* MPEG4 em cerca de 26000 procedimentos US (espaço de cor RGB) e aproximadamente 16000 procedimentos XA (espaço de cor 8 *bits grayscale*) obtiveram-se diferentes resultados. Para US, a taxa de compressão média situou-se à volta de 32:1. No entanto, e como se pode observar na Figura 6.6 para os cine-loops (aquisições dinâmicas de US), diferentes tipos de procedimentos foram testados, sendo que cada tipo possui taxas de compressão próprias. Para XA, a taxa de compressão raramente foi inferior a 80:1 mas os procedimentos possuíam bastantes perdas visuais [8, 12].

Como referido anteriormente, o standard DICOM adoptou, em 2004, o *codec* MPEG2 como codificador de vídeo, argumentando como pontos principais a sua estabilidade, interoperabilidade e compatibilidade com o suporte físico DVD [17, 18].

A área de desenvolvimento de codificadores de vídeo é de crescimento e inovação rápida pelo que será difícil à norma acompanhar o ritmo das inovações nesse sector. Embora desenvolvido com um propósito multimédia mais vincado do que o MPEG2, o MPEG4 proporcionou um aumento considerável na taxa de compressão (especialmente para US). Mas como este último não é adoptado pela norma DICOM, a sua aplicação em ambientes clínicos reais obrigou à definição de uma nova estratégia.

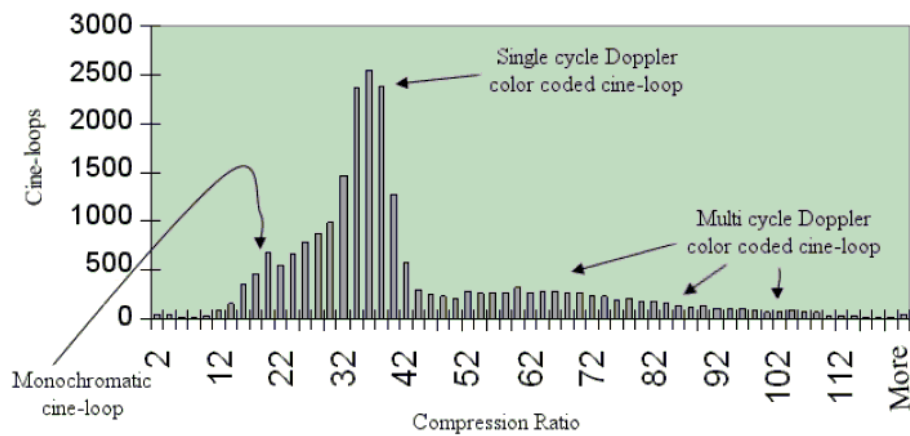


Figura 6.6: Taxas de compressão em cine-loops US quando codificados com MPEG4 [12].

De modo a assegurar a máxima flexibilidade e interoperabilidade do novo esquema de compressão, optou-se por não inseri-lo directamente na estrutura TLV dos ficheiros DICOM, mas sim criar um envelope ou recipiente multimédia que suporte vários tipos de codificadores (Figura 6.7). A identificação do *codec* usado naquele ficheiro DICOM está inserida no cabeçalho do recipiente.

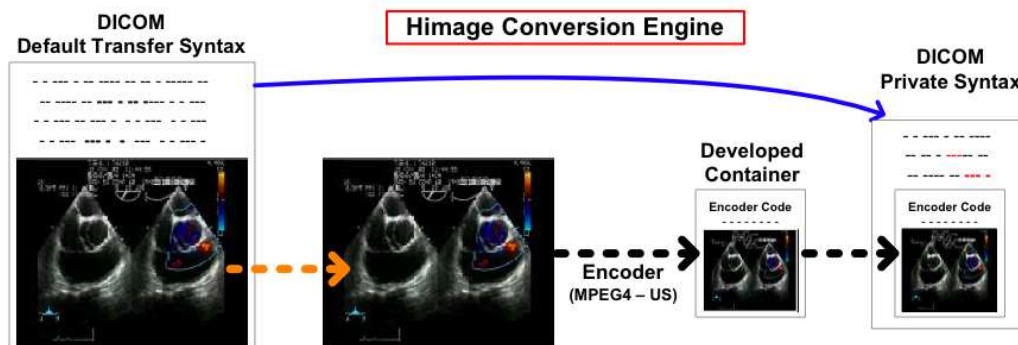


Figura 6.7: Conversão “Default Syntax” para “Private Transfer Syntax” da modalidade US [13].

Desta forma, a descodificação é efectuada como numa qualquer aplicação multimédia, i.e., a aplicação (neste caso o Himage) solicita ao sistema operativo o respectivo serviço de descodificação. Esta solução possibilita que, se no futuro existir um codificador mais adequado ao

tipo de procedimentos e com melhores desempenhos, apenas o campo do recipiente referente à identificação do codificador necessita de alteração [8].

Foi então elaborada uma “Private Transfer Syntax” que contemplasse o *codec* MPEG4 sob a forma do recipiente multimédia descrito anteriormente. Neste contexto, foi criado um novo identificador UID (UID: 1.2.826.0.1.3680043.2.682.1.4), não utilizado pela norma DICOM, por forma a identificar a sintaxe privada dos novos ficheiros DICOM. Este novo UID foi criado a partir do UID raiz (1.2.826.0.1.3680043.2.682) atribuído ao nosso grupo, a partir do qual são construídos todos os outros identificadores UID utilizados para se reconhecer os diversos itens privados das soluções desenvolvidas.

Estes UID são baseados nas normas ISO8824 e ISO9834-3 que permitem a identificação de entidades, produtos e equipamentos de forma única à escala global. Desta forma, está garantida a unicidade da solução ao longo de países, vendedores e equipamentos [3].

Com a adopção da estratégia de elaboração de uma “Private Transfer Syntax” para a modalidade US, são facilmente identificados dois modelos de implementação prática de uma estratégia de compressão específica (como o método *Differential Images*) para as modalidades de XA e CT.

A primeira abordagem seria usar a mesma estratégia e a mesma “Private Transfer Syntax” do que para a modalidade US mas identificando, no recipiente multimédia o novo codificador usado. Isto é possível pois a “Private Transfer Syntax” não identifica a modalidade mas sim a presença do recipiente multimédia que a caracteriza. Sendo assim, independentemente da modalidade e do codificador usado, é possível usar a mesma “Private Transfer Syntax”.

A outra forma de integração (mais elegante) desse codificador específico seguiria, naturalmente, a mesma metodologia do que a usada para US, i.e., seria criada um “Private Transfer Syntax” UID a partir do UID geral do nosso grupo e que seria associada e específica das modalidades em causa. Esta abordagem seria, no entanto, logicamente mais complexa do que a primeira, pois seria necessário a requisição e criação de uma “Private Transfer Syntax” totalmente nova.

Referências

- [1] R. Haux, A. Winter, E. Ammenwerth, and B. Brigl. *Strategic Information Management in Hospitals: An Introduction to Hospital Information Systems*. Health Informatics Series. Springer, 2004.
- [2] R. van de Velde and P. Degoulet. *Clinical Information Systems: A Component-based Approach*. Health Informatics Series. Springer, 2003.
- [3] Carlos M. A. Costa. *Concepção, desenvolvimento e avaliação de um modelo integrado de acesso a registos clínicos electrónicos*. PhD thesis, Universidade de Aveiro, 2004.
- [4] C. Meenan, B. Daly, C. Toland, and P. Nagy. Use of a thin-section archive and enterprise 3D software for long-term storage of thin-slice CT data sets. *Journal of Digital Imaging*, 19:84–88, 2006.
- [5] Mike Henderson and Herman Oosterwijk. *HL7 Messaging*. OTech Inc., first edition, 2003. <http://www.otechimg.com>.
- [6] Herman Oosterwijk and Paul T. Gihring. *DICOM Basics*. OTech Inc., third edition, 2005. <http://www.otechimg.com>.
- [7] Aravind Gundurao. Implementing a unified DICOM broker for cardiology - an experience. Philips Healthcare, April 2008.
- [8] S Vaidya, L. C. Jain, and H. Yoshida. *Advanced Computational Intelligence Paradigms in Healthcare-2*, chapter Current Perspectives on PACS and a Cardiology Case Study. Springer, first edition, 2007.
- [9] P. M. A. van Ooijen, A. Broekema, and M. Oudkerk. Use of a thin-section archive and enterprise 3D software for long-term storage of thin-slice CT data sets - a reviewers response. *Journal of Digital Imaging*, 0(0):1–5, 2007.
- [10] National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine - Part 15: Security and System Management Profiles*, January 2007. <http://medical.nema.org/dicom/2007/>.
- [11] National Electrical Manufacturers Association. *Digital Imaging and Communications in Medicine - Part 18: Web Access to DICOM Persistent Objects*, January 2007. <http://medical.nema.org/dicom/2007/>.
- [12] Carlos M. A. Costa, Augusto Silva, José L. Oliveira, Vasco G. Ribeiro, and José Ribeiro. Himage PACS: A new approach to storage, integration and distribution of cardiologic images. *PACS and Imaging Informatics - Proceedings of the SPIE*, 5371:277–287, 2004.

- [13] Carlos M. A. Costa, Augusto Silva, José L. Oliveira, Vasco G. Ribeiro, and José Ribeiro. A demanding web-based PACS supported by web services technology. *PACS and Imaging Informatics - Proceedings of the SPIE*, 6145:84–92, 2006.
- [14] Carlos M. A. Costa, A. Silva, J. L. Oliveira, A. S. Pereira, V. G. Ribeiro, and A. Damasceno. Scientific papers: A transcontinental telemedicine platform for cardiovascular ultrasound. *Technology and Health Care*, 10(6):460–462, 2002.
- [15] Carlos M. A. Costa, A. Silva, J. L. Oliveira, J. Ribeiro, and V. G. Ribeiro. A telemedicine platform for cardiovascular ultrasound. *MIE2005 - The XIX International Congress of the European Federation for Medical Informatics*, pages 1213–1218, Agosto 2005.
- [16] Carlos M. A. Costa. *Manual do Software Aplicacional Himage*, Abril 2005. Versão 1.0.
- [17] Juergen Thiem, Jan Rorive, and Emmanuel Cordonnier. *Visible Light Video Sequences*. <http://medical.nema.org/dicom/workshop-03/pres/sony-etiam.ppt>, 2003. National Electrical Manufacturers Association - DICOM 20th Anniversary ConferenceVideo.
- [18] Emmanuel Cordonnier and Juergen Thiem. *Working Group 13 (Visible Light)*. http://medical.nema.org/Dicom/minutes/WG-13/2007/2007-05-21/WG13_general-updated.ppt, Setembro 2006. National Electrical Manufacturers Association - DICOM WG13 (Visible Light) Berlin, 2006.

Capítulo 7

Conclusões e discussão

Este trabalho consistiu no desenvolvimento de uma estratégia de compressão sem perdas de imagens médicas (XA e CT) provenientes de uma unidade clínica dotada com as mais recentes inovações tecnológicas no campo da imagiologia cardíaca. A estratégia alternativa, denominada *Differential Images*, incidiu principalmente na manipulação das tramas em memória que eram sujeitas à codificação. Os resultados alcançados foram comparados com os valores que seriam obtidos se, os mesmos procedimentos fossem comprimidos usando codificadores de imagem *state-of-the-art*. Para isso, foram necessárias várias experiências, aplicando diversos codificadores às imagens originais e às imagens que resultam do método alternativo aqui proposto (*Differential Images*).

Mediante os resultados apresentados no capítulo 5, é possível concluir que os codificadores *lossless* de imagem *state-of-the-art* adoptados pela norma DICOM estão, actualmente, entre os melhores disponíveis. No entanto, melhores taxas de compressão podem ser obtidas escolhendo outros codificadores, como por exemplo o BMF2.0.

Se tivermos em consideração que estamos a falar de compressão *lossless*, taxas de compressão na ordem de quase 4 para a modalidade de XA e quase 3 para a modalidade CT, são óptimos valores em termos de redução de espaço de armazenamento. Mesmo assim, seria ideal terem-se alcançadas taxas de compressão mais elevadas para evitar-se recorrer à compressão com perdas em ambientes reais com espaço de armazenamento limitado. Por esta razão, a contínua investigação em métodos alternativos de compressão sem perdas e quase sem perdas é deveras importante.

O JPEG2000 é, como vimos em capítulos anteriores, uma norma bastante eficiente em termos de compressão. Mas mais do que isso, oferece um numeroso leque de funcionalidades que podem ser aplicadas no processo de compressão incluindo, entre outras, a possibilidade

de compressão *lossless* ou *lossy* e de permitir definir regiões de interesse. Actualmente, o JPEG2000 usa um tipo de transformada *wavelet* para a compressão *lossy* e outra transformada *wavelet* para a compressão *lossless*, mas no futuro outras *wavelets* podem ser usadas dependendo das necessidades e aplicações para as quais o JPEG2000 é usado. Das muitas aplicações onde o JPEG2000 pode ser usado, a imagiologia clínica aparece como uma das mais promissoras e é, no cômputo geral, um dos métodos de compressão com melhores desempenhos possuindo uma margem de progressão elevada.

O JPEG-LS demonstrou excelentes desempenhos em ambas as modalidades testadas, podendo ser considerado, para as imagens XA, como o melhor codificador usado pelo standard DICOM. A capacidade de escolha que este codificador permite, entre compressão “visually lossless” (com erro controlado) e *lossless* real, é um factor importante para os mais variados requisitos de compromisso entre qualidade de imagem e taxa de compressão.

É de salientar que a inclusão de ambos os codificadores na norma DICOM permite grandes ganhos de compressão ao nível da compressão *lossless* em imagiologia médica e mais concretamente em imagiologia cardíaca, em relação ao Lossless JPEG (o codificador mais difundido).

O método alternativo proposto e apresentado nesta dissertação permitiu obter taxas de compressão significativas, ao nível dos melhores codificadores disponíveis, hoje em dia, para compressão de imagem. O uso de codificadores genéricos permite a obtenção de resultados bastante aceitáveis dependendo da forma como os dados são manipulados (pois estes codificadores não são específicos de dados bidimensionais como imagens).

Este estudo demonstrou que melhores taxas de compressão podem ser obtidas usando outros codificadores *lossless* de imagem (família PAQ8 e BMF2.0) além dos permitidos pelo standard DICOM (família JPEG).

Apesar dos valores encorajadores obtidos neste trabalho, os resultados sugerem que a compressão *lossless* deste tipo de imagens alcançou um limite, com ligeiras melhorias nas taxas de compressão em relação aos codificadores antecessores (taxas de compressão mantêm-se entre 3 e 4). Esta aproximação ao limite teórico definido pela entropia das imagens dos estudos XA e CT força o uso de codificação “visually lossless” se se pretenderem taxas de compressão superiores a esse limite mantendo uma qualidade de imagem excelente.

Este estudo sugere também que a remoção do ruído existente nas imagens é crucial para se obterem taxas mais elevadas, mas esta remoção deve ser realizada sem comprometer a

informação de diagnóstico contida na imagem. Foram visíveis, nos resultados apresentados, os ganhos em compressão atingidos aquando da remoção controlada do ruído presente nas imagens originais. Consequentemente, se a remoção dos *bits* de ruído não afectar a qualidade de diagnóstico das imagens, bastante espaço de armazenamento pode ser poupado.

Apesar de terem sido desenvolvidos especialmente para o aproveitamento da redundância temporal *inter-frame*, os codificadores vídeo não ultrapassam, em geral, as taxas de compressão obtidas (para a modalidade XA) com os métodos de compressão de imagem testados neste trabalho. Isso deve-se principalmente ao facto dos codificadores não considerarem as características específicas das imagens da modalidade XA que possuem uma resolução de 8 *bits* com um único espaço de cor *grayscale*. A aplicação de compressão vídeo com perdas controladas permitiu obterem-se taxas de compressão bastante aliciantes para a sua aplicação em ambiente real.

No contexto geral, as estratégias de arquivo propostas foram analisadas para ambientes intensivos de Imagiologia Cardíaca segundo critérios de:

- Qualidade de diagnóstico - Garantida em compressão *lossless* e PSNR semelhante a JPEG95 em caso “visually lossless”.
- Optimização de workflow - Elaboração de “private syntax” descrita no capítulo 7. No caso “visually lossless” o processamento é intensivo mas só se aplica um vez.
- Racionalidade económica - Codificadores *open source*.

Finalizando este capítulo, apesar dos codificadores adoptados pela norma DICOM terem obtido bons resultados, podemos referir que a compressão puramente *lossless* está limitada (por várias razões já mencionadas) e não existem grandes vantagens, ao nível da taxa de compressão, em incluir os mais recentes codificadores de imagem em cardiologia. Seguindo esta linha de raciocínio, podemos avançar que a evolução, neste domínio em particular, passará pela adopção, inicialmente apenas a nível privado, de soluções “visually lossless”. Apenas estas poderão garantir, simultaneamente, qualidade de diagnóstico e tempos de transmissão e espaços de armazenamento reduzidos.

Capítulo 8

Trabalho futuro

Tal como a grande maioria dos trabalhos de investigação, a estratégia de compressão demonstrada nesta dissertação poderá sofrer várias alterações e até mesmo seguir outras direcções no seu desenvolvimento futuro.

Neste capítulo iremos descrever, brevemente, as possibilidades de evolução formuladas no momento da escrita desta dissertação não estando, obviamente, fechado o leque de opções de aperfeiçoamento do algoritmo apresentado.

8.1 Usos alternativos do Teste de Moran

A forma como o resultado devolvido pelo teste de Moran é usado neste trabalho é apenas uma das formas de utilização da informação relativa aos *bits* de ruído em cada *pixel*. O conhecimento dos níveis de ruído presentes numa imagem é com certeza bastante útil no processamento dessa mesma imagem.

Por exemplo, em [1], a gama de planos da imagem foi dividida a meio (Figura 8.1). A metade superior da gama de *bits* da imagem (*msb*) foi comprimida sem perdas enquanto que a parte inferior (*lsb*) era codificada usando uma simples codificação por blocos *lossy* (DCT). Desta forma é possível reduzir os artefactos criados pela codificação por blocos ao mesmo tempo que se aumenta a taxa de compressão. A informação obtida com o teste estatístico de Moran pode ser utilizada para separar os *bits* de ruído dos que possuem informação de uma forma óptima.

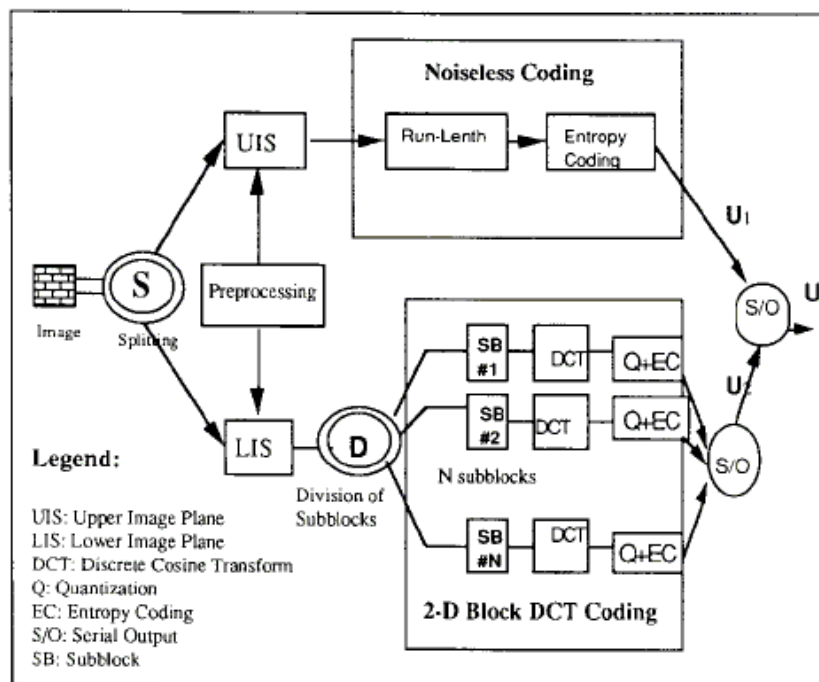


Figura 8.1: Separação dos planos de *bits* usada por [1].

Outra forma, no entanto menos rigorosa, de usar o teste de Moran, seria calcular o número médio de *bits* de ruído em cada imagem e remover esses *bits* em todos os *pixels*. Por exemplo, se o teste de Moran indicasse uma média de 2 *bits* de ruído por *pixel* para toda a imagem CT, seriam retirados 2 *bits* em todos os *pixels*, independentemente do contributo de cada *pixel* para a média.

De qualquer forma, o uso de compressão “visually lossless”, com recurso ou não ao teste de Moran, está sujeita à validação subjectiva por parte de profissionais de saúde.

8.2 JPEG2000 Extension

Como foi referido na secção dedicada aos codificadores, a norma de compressão *state-of-the-art* JPEG2000 permite uma grande flexibilidade, não somente para a compressão das imagens mas também para o acesso aos dados codificados, fornecendo para isso, um grande número de mecanismos para a pesquisa e extracção de dados da trama codificada [2, 3].

Modalidades de imagem médica volumétricas como a CT e a MRI tendem a produzir séries tridimensionais de imagem bastante grandes. Como se pode observar nos resultados do trabalho desenvolvido no âmbito desta dissertação, o JPEG2000 é um algoritmo de compressão que possui grandes capacidades de compressão. Além disso, a sua grande versatilidade e múltiplas funcionalidades, permitem aplicar e ajustar as suas capacidades de compressão para ambientes tridimensionais. A extensão das partes 1 e 2 da norma, constituem passos essenciais para o desenvolvimento das transformadas *wavelet* tridimensionais [4, 5].

Surge então a Parte 10 da norma, também conhecida como JP3D, que é uma extensão da Parte 2 (Extensions) da norma e que é responsável pela compressão de dados volumétricos nos quais a componente de tempo está ausente. Esse mecanismo de compressão volumétrico é baseado numa instanciação tridimensional do codificador EBCOT [4]. No entanto, esta parte da norma ainda não se encontrava disponível durante a execução do trabalho descrito nesta dissertação.

Outra forma de aplicação tridimensional do standard JPEG2000 consiste na aplicação da DWT a cada *pixel* na terceira dimensão como extensão da Parte 2 mas não necessariamente com o uso do JP3D [5]. As imagens resultantes são posteriormente comprimidas de forma normal usando a Parte 1 do standard (Core Coding System). Tal como no caso bidimensional é usada a transformada reversível baseada no filtro 5/3 de Le Gall para compressão *lossless* ou a transformada irreversível baseada no filtro 9/7 de Daubechies para compressão *lossy* [5, 6, 7].

A aplicação do codificador *state-of-the-art* JPEG2000 na terceira dimensão de um volume CT poderá tornar-se numa mais valia em termos de ganhos em compressão. Esse codificador tridimensional seria aplicado directamente no volume CT sendo que testes de aplicação no volume da modalidade XA também seriam efectuados (apesar da terceira dimensão em XA ser temporal).

Outro algoritmo a considerar e que possui uma abordagem por transformadas *wavelet* semelhante ao JPEG2000 é o Set Partitioning in Hierarchical Trees (SPIHT). Este algoritmo possui, tal como o JPEG2000, uma variante tri-dimensional que poderia ser explorada como trabalho futuro.

8.3 Redes neuronais artificiais

Uma rede neuronal artificial (Figura 8.2) é uma coleção paralela de unidades de processamento simples e pequenas, onde as interligações formam a maior parte da inteligência da rede. Geralmente, as redes neuronais referem-se a um paradigma computacional em que um grande número de unidades computacionais simples, interligadas sob a forma de uma rede, executam tarefas computacionais complexas [8, 9].

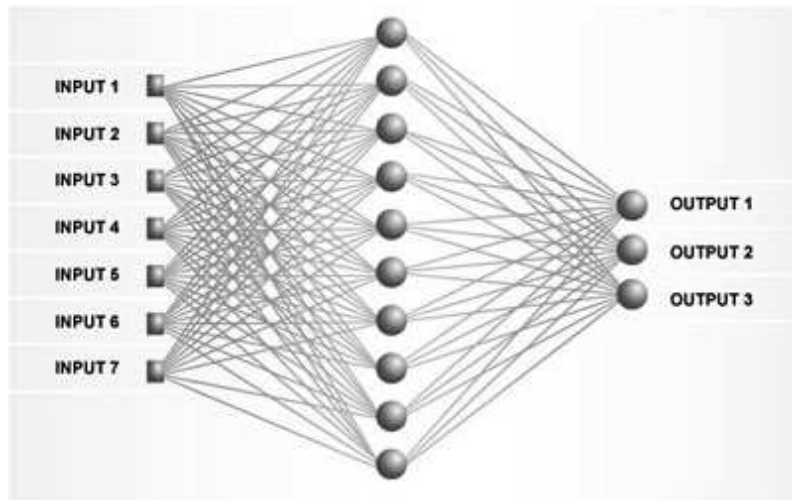


Figura 8.2: Exemplo de uma rede neuronal [9].

É constituída por elementos fundamentais chamados *nós* ou *neurónios* (Figura 8.3) que são interligados através de sinapses para formar a rede. Existem *neurónios* de entrada (*input* da rede) e *neurónios* de saída (*output* da rede). Tipicamente os *neurónios* de uma rede neuronal são colocados inicialmente em valores aleatórios pequenos; isto significa que a rede não “sabe” nada. À medida que o processo de treino prossegue, esses *neurónios* irão convergir para valores que lhes permitem realizar computação útil [10, 11].

A rede passa, portanto por um processo de aprendizagem (com supervisão ou sem supervisão) em que a ideia principal é, ajustar os *neurónios* de modo a que, para um conjunto de casos conhecidos, os *outputs* da rede reproduzam tão fielmente quanto possível os valores esperados. O uso de redes neuronais artificiais no processamento e na compressão de imagens tem-se revelado bastante promissor devido ao seu processamento paralelo, tolerância a dados corrompidos por ruído e adaptabilidade a novos problemas. A sua utilização permite otimizar os processos de codificação das imagens seja ela preditiva, por transformada ou quantização

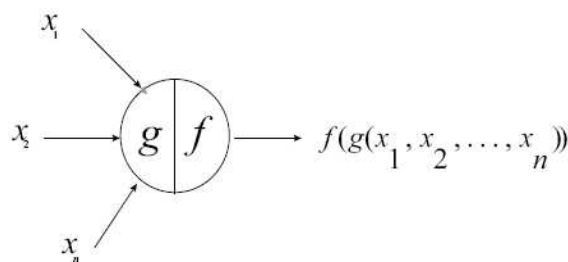


Figura 8.3: Modelo genérico de um *neurónio* artificial [10].

vectorial. São estas características particulares que tornam a integração de redes neuronais no domínio da compressão de imagens e mais concretamente no domínio da imagiologia médica, uma situação bastante atractiva [8, 12, 13, 14].

8.4 Video *grayscale lossless codec*

Como se pôde verificar, os codificadores vídeo *lossless* testados neste trabalho, não produziram melhorias nas taxas de compressão apesar de considerarem a redundância *inter-frame* e de possuírem mecanismos de aproveitamento dessa mesma redundância. Vários estudos sobre diferentes formas de aproveitamento de redundância temporal têm sido realizados de modo a potenciar a aplicação deste tipo de codificadores ao nível de sequências vídeo e de volumes imagiológicos [15, 16, 17, 18].

Uma das ferramentas mais importantes de codificação vídeo é a chamada compensação de movimento. O objectivo desta ferramenta consiste em determinar a quantidade de movimento num bloco da imagem (Figura 8.4 e 8.5) de forma a minimizar a diferença entre *frames* consecutivos [15].

Os codificadores de vídeo *lossless*, actualmente disponíveis, não melhoram a taxa de compressão pois não têm em consideração o facto das imagens XA serem *grayscale* de 8 *bits*, não sendo necessário conservar as três componentes do espaço de cores mas somente uma. Mesmo que duas das três componentes de cor sejam uma réplica da terceira, o *codec* necessita ainda de alguma informação para representá-los. Além disso, estes codificadores são desenvolvidos para a compressão *lossless* de sequências vídeo de cor natural e não exploram características particulares do tipo de imagens *grayscale*.

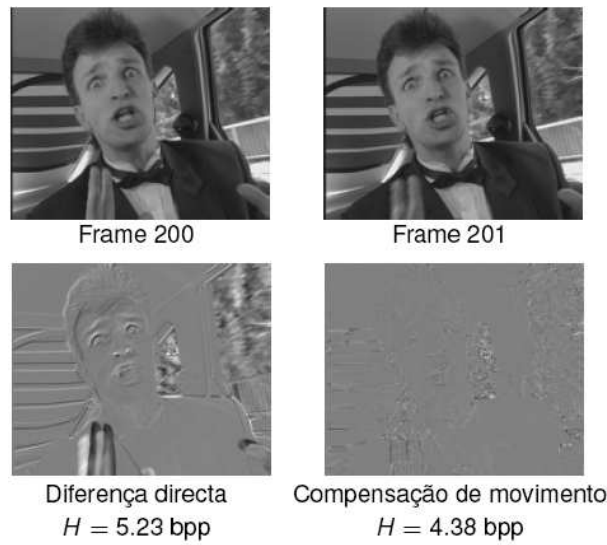


Figura 8.4: Exemplo de compensação de movimento [19].

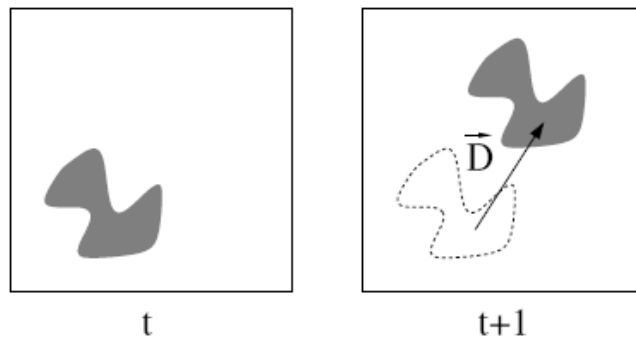


Figura 8.5: Conteúdo em movimento num bloco de imagem [19].

O passo lógico seria portanto o desenvolvimento de um *codec* de vídeo otimizado para as imagens *grayscale* de 8 *bits* que caracterizam a modalidade XA. O futuro codificador poderia ser estendido a praticamente todas as modalidades médicas dinâmicas produzidas através de Raios-X. No entanto, é preciso ter em consideração que algumas modalidades têm resoluções mais elevadas do que a XA, como por exemplo a CT que pode ter 12 ou 16 *bits* de resolução. Melhores taxas de compressão podem ser conseguidas se um codificador vídeo for especialmente desenvolvido para imagiologia de Raios-X.

Apesar da terceira dimensão, em CT, ser espacial e não temporal, mecanismos semelhantes à *motion estimation* usada em codificação vídeo poderiam ser aplicados, resultando eventualmente em ganhos de compressão. A ideia base seria essencialmente a mesma do que em vídeo, i.e., prever o próximo corte a partir do actual e trabalhar com o resultado dessa estimativa.

O sistema de codificação de vídeo teria como objectivo a compressão eficiente de sequências com uma única componente, por exemplo *grayscale*, em vez da tradicional compressão de três planos, RGB ou YUV.

A codificação iria envolver dois tipos de *frames*:

- *frames* do tipo “Intra” - codificadas isoladamente utilizando predição espacial e codificação estatística do erro obtido (com códigos de Golomb ou codificação aritmética);
- *frames* do tipo “Inter” - codificadas utilizando informação das *frames* anteriores (para tentar remover redundância temporal ou redundância “3D” referente à informação de volume) e aplicando diversos algoritmos. Dependendo do tipo de dados a codificar, seriam por exemplo usados mecanismos de predição de movimento, diferenças entre *frames*, ou qualquer outro algoritmo mais elaborado. O erro da predição seria também codificado de forma a remover alguma redundância ainda existente (com códigos de Golomb ou codificação aritmética).

O codificador iria suportar sequências com precisão até 16 *bits* por *pixel* e resoluções elevadas. O principal objectivo seria a compressão sem perdas mas também seria incluído um modo de compressão com perdas onde fosse possível controlar o erro médio ou o erro máximo.

Referências

- [1] Y.Q. Zhang, M. H. Loew, and R. L. Pickholtz. A combined-transform coding (CTC) scheme for medical images. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 11(2):196–202, 1992.
- [2] Charilaos Christopoulos, Athanassios Skodras, and Touradj Ebrahimi. The JPEG2000 still image coding system: An overview. *IEEE Transactions on Consumer Electronics*, 46(4):1103–1127, November 2000.
- [3] M. W. Marcellin, M. J. Gormish, A. Bilgin, and M. P. Boliek. An overview of JPEG-2000. *Data Compression Conference, 2000. Proceedings. DCC 2000*, pages 523–541, 2000.

- [4] P. Schelkens, C. M. Brislawn, J. Barbarien, A. Munteanu, and J. P. Cornelis. JPEG2000 part 10: volumetric imaging. *Proceedings of SPIE*, 5203:296–305, 2003.
- [5] Alexis Tzannes. *Compression of 3-Dimensional Medical Image Data Using Part 2 of JPEG 2000*. Technical report, Aware, Inc., Novembro 2003.
- [6] K.M. Siddiqui, E.L. Siegel, B.I. Reiner, O. Crave, J.P. Johnson, Z. Wu, J.C. Dagher, A. Bilgin, M.W. Marcellin, and M. Nadar. Improved compressibility of multislice CT datasets using 3D JPEG2000 compression. *International Congress Series*, 1268:57–62, 2004.
- [7] J. Wang and K. Huang. Medical image compression by using three-dimensional wavelet Transformation. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 15(4):547–554, 1996.
- [8] R. D. Dony and S. Haykin. Neural network approaches to image compression. *Proceedings of the IEEE*, 83(2):288–303, 1995.
- [9] ChieYu Lin. Neural networks - a new computing paradigm. *Yale Scientific Publications, Inc.*, 78(2), 2004.
- [10] Miguel Ângelo Moreira. *Introdução às Redes Neurais Artificiais*. Escola Superior de Tecnologia do Instituto Politécnico de Setúbal, Outubro 1997. <http://ltodi.est.ips.pt/mmoreira/>.
- [11] Nuno Pessoa Barradas. *Redes Neurais Artificiais*. Síntese apresentada à Universidade de Lisboa em Provas de Agregação em Física, Outubro 2002.
- [12] R. Ashraf and M. Akbar. Absolutely lossless compression of medical images. *Engineering in Medicine and Biology Society, 2005. IEEE-EMBS 2005. 27th Annual International Conference of the*, pages 4006–4009, 2005.
- [13] Renato Corrêa Vieira and Mauro Roisenberg. *Redes Neurais Artificiais: Um Breve Tutorial*. Universidade Federal de Santa Catarina - Laboratório de Conexão e Ciências Cognitivas (L3C), Março 2004. <http://www.inf.ufsc.br/~l3c/index.html>.
- [14] L. Lanzarini and A. De Giusti. Pattern recognition in medical images using neural networks. *Journal of Computer Science and Technology*, May 2001.
- [15] V. Sanchez, P. Nasiopoulos, and R. Abugharbieh. Lossless compression of 4D medical images using H. 264AVC. *Acoustics, Speech and Signal Processing, 2006. ICASSP 2006 Proceedings. 2006 IEEE International Conference on*, 2, 2006.

- [16] E.S.G. Carotti and J.C. De Martin. Motion-compensated lossless video coding in the CALIC framework. *IEEE International Symposium on Signal Processing and Information Technology*, pages 600–605, 2005.
- [17] Y. C. Fang, C. Y. Lee, Y. M. Wang, C. N. Wang, and T. Chiang. Low complexity lossless video compression. *Image Processing, 2004. ICIP'04. 2004 International Conference on*, 4:2519–2522, 2004.
- [18] D. Brunello, G. Calvagno, G. A. Mian, and R. Rinaldo. Lossless compression of video using temporal information. *IEEE Transactions on Image Processing*, 12(2):132–139, 2003.
- [19] Armando J. Pinho. *Codificação e Compressão de Dados*, 2006. <http://www.ieeta.pt/~ap/ccd/>.
- [20] Denis B. Senneville, Pascal Desbarats, Bruno Quesson, and Chrit T. W. Moonen. 3D motion estimation for on-line MR temperature mapping. In IEEE, editor, *ICIP2005*, pages 101–104, 2005.

