



PROGRAMA
EDUCACIONAL
EM **SAÚDE
DIGITAL**
DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DE GOIÁS

EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Organizadores

Rejane Faria Ribeiro-Rotta
Ana Laura de Sene Amâncio Zara
Fábio Nogueira de Lucena
Renata Dutra Braga
Rita Goreti Amaral
Sheila Mara Pedrosa
Silvana de Lima Vieira dos Santos
Taciana Novo Kudo

Cegraf UFG





Universidade Federal de Goiás

Reitor

Edward Madureira Brasil

Vice-Reitora

Sandramara Matias Chaves

Diretora do Cegraf UFG

Maria Lucia Kons

Conselho Editorial da Coleção Programa Educacional em Saúde Digital

Ana Laura de Sene Amâncio Zara (IPTSP / Universidade Federal de Goiás)

Fábio Nogueira de Lucena (INF / Universidade Federal de Goiás)

Gabriella Nunes Neves (CGISD / DATASUS / Secretaria Executiva / Ministério da Saúde)

Merched Cheheb de Oliveira (DATASUS / Secretaria Executiva / Ministério da Saúde)

Juliana Pereira de Souza Zinader (CGISD / DATASUS / Secretaria Executiva / Ministério da Saúde)

Maria Cristina Ferreira de Abreu (CGISD / DATASUS / Secretaria Executiva / Ministério da Saúde)

Rejane Faria Ribeiro-Rotta (FO / Universidade Federal de Goiás)

Renata Dutra Braga (INF / Universidade Federal de Goiás)

Rita Goreti Amaral (FF / Universidade Federal de Goiás)

Sheila Mara Pedrosa (UniEVANGÉLICA)

Silvana de Lima Vieira dos Santos (FEN / Universidade Federal de Goiás)

Taciana Novo Kudo (INF / Universidade Federal de Goiás)

Thais Lucena de Oliveira (CGISD / DATASUS / Secretaria Executiva / Ministério da Saúde)

Equipe de Produção

Amanda Souza Vitor - graduanda (UFG)

Ester Adaianne Oliveira Ferreira - graduanda (UFG)

Gabriela Martins de Souza - graduanda (UFG)

Iêza Dara Costa Portela - graduada (UFG)

Iuri Vaz Miranda - graduando (UFG)

Jéssica Borges de Carvalho - técnica-administrativa (UFG)

Joyce Beatriz Ferreira da Costa Silva - graduanda (UFG)

Luciana Dantas Soares Alves - analista de TI

Luma Wanderley de Oliveira - doutoranda (UFG)

Patrícia Galúcio Coqueiro Galvão - técnica-administrativa (UFG)

Virgínia de Fernandes Souza - graduanda (UFG)

Sumaya Jorge Rabelo - graduanda (UFG)

Suse Barbosa Castilho - mestranda (UFG)

Warllson Jesus dos Santos - graduando (UNICEPLAC)

Comissão de Governança da Informação em Saúde (CGIS)

Silvana de Lima Vieira dos Santos

Centro de Inovação em Gestão da Educação e do Trabalho em Saúde (CIGETS) e

Laboratório de Pesquisa em Empreendedorismo e Inovação (LAPEI)

Cândido Vieira Borges Júnior

Laboratório de Inovação e Estratégia em Governo (LineGov)

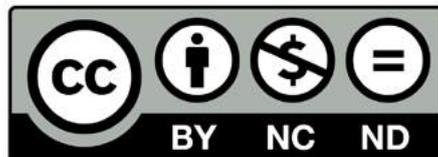
Antônio Isidro da Silva Filho

Ministério da Saúde / Secretaria Executiva / Departamento de Informática do

Sistema Único de Saúde (DATASUS)

Merched Cheheb de Oliveira

Esta obra é disponibilizada nos termos da Licença Creative Commons –
Atribuição – Não Comercial – Compartilhamento pela mesma licença
4.0 Internacional. É permitida a reprodução parcial ou total desta obra,
desde que citada a fonte



Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Rejane Faria Ribeiro-Rotta

Ana Laura de Sene Amâncio Zara

Fábio Nogueira de Lucena

Renata Dutra Braga

Rita Goreti Amaral

Sheila Mara Pedrosa

Silvana de Lima Vieira dos Santos

Taciana Novo Kudo

(Organizadores)

Cegraf UFG

2021

© Cegraf UFG, 2021

© Rejane Faria Ribeiro-Rotta; Ana Laura de Sene Amâncio Zara;

Fábio Nogueira de Lucena; Renata Dutra Braga; Rita Goreti Amaral;

Sheila Mara Pedrosa; Silvana de Lima Vieira dos Santos; Taciana Novo Kudo, 2021

© Universidade Federal de Goiás, 2021

© Ministério da Saúde, 2021

Revisão editorial

Ana Laura Sene Amâncio Zara

Revisão técnica

Ana Cláudia Sayeg Freire Murahovschi (Ministério da Saúde)

Ana Paula de Andrade Pannuti (Ministério da Saúde)

Andréia Cristina de Souza Santos (Ministério da Saúde)

Gabriella Nunes Neves (Ministério da Saúde)

Josélio Emar de Araújo Queiroz (Ministério da Saúde)

Juliana Pereira de Souza Zinader (Ministério da Saúde)

Mara Lucia dos Santos Costa (Ministério da Saúde)

Marcia Elizabeth Marinho da Silva (Ministério da Saúde)

Maria Cristina Ferreira de Abreu (Ministério da Saúde)

Patrícia dos Santos Irigaray Rodrigues (Ministério da Saúde)

Rebeca Monteiro de Farias (Ministério da Saúde)

Robson Willian de Melo Matos (Ministério da Saúde)

Thais Lucena de Oliveira (Ministério da Saúde)

Capa

Iuri Vaz Miranda - graduando (UFG)

Editoração Eletrônica

Luma Wanderley de Oliveira - doutoranda (UFG)

Vírginia de Fernandes Souza - graduanda (UFG)

<https://doi.org/10.5216/IMA.ebook.978-85-495-0425-8/2021>

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)
GPT/BC/UFG

I31 Imagens digitais com finalidade de diagnóstico [E-book] / organizadores,
Rejane Faria Ribeiro-Rotta ... [et al.]. - Goiânia: Cegraf UFG,
2021.
71 p. : il.

ISBN (E-book): 978-85-495-0425-8

1. Saúde. 2. Diagnóstico por imagem. 3. Processamento de imagens
digitais. 4. Imagens digitais. 5. Mapeamento digital. I. Ribeiro-Rotta,
Rejane Faria.

CDU: 614.39:004

Bibliotecária responsável: Adriana Pereira de Aguiar / CRB1: 3172

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Instituição responsável

Universidade Federal de Goiás (UFG)

Comissão de Governança da Informação em Saúde da UFG (CGIS-UFG)

Centro de Inovação em Gestão da Educação e do Trabalho em Saúde (CIGETS)

Laboratório de Pesquisa em Empreendedorismo e Inovação da Universidade Federal de Goiás (LAPEI-UFG)

Instituição financiadora

Ministério da Saúde (MS)

Secretaria Executiva (SE)

Departamento de Informática do Sistema Único de Saúde (DATASUS)

Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde (SGTES)

Apoio

Ministério da Saúde (MS):

Secretaria de Atenção Primária à Saúde (SAPS)

Demais parceiros

Laboratório de Inovação e Estratégia em Governo (LineGov)

DISQUE
SAÚDE
136



MINISTÉRIO DA
SAÚDE



Abreviaturas e Siglas

ACR	<i>American College of Radiology</i> - Colégio Americano de Radiologia
ADC	<i>Analog-to-Digital Converter</i> - Conversor Analógico-Digital
ALARA	<i>As Low As Reasonably Achievable</i> - “Tão baixa quanto razoavelmente alcançável”
ANSI	<i>American National Standards Institute</i> - Instituto Nacional Americano de Padrões
CGIS	Comissão de Governança da Informação em Saúde
CIGETS	Centro de Inovação em Gestão da Educação e do Trabalho em Saúde
CR	Radiologia Computadorizada
CTI	Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer
DICOM	<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> - Comunicação de Imagens Digitais em Medicina
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
DR	Radiologia Digital
EUA	Estados Unidos da América
FOV	<i>Field of View</i> - Campo de Visão
HIS	<i>Hospital Information Systems</i> - Sistemas de Informação Hospitalar
HL7	<i>Health Level 7</i>
IA	Inteligência Artificial
ISO	<i>International Organization for Standardization</i> - Organização Internacional de Normalização
LAN	<i>Local Area Network</i> - Rede de Área Local
LAPEI	Laboratório de Pesquisa em Empreendedorismo e Inovação
LineGov	Laboratório de Inovação e Estratégia em Governo
LUT	“ <i>Look Up Table</i> ”
MIP	<i>Maximum Intensity Projection</i> - Projeção de Intensidade Máxima
MPR	<i>Multiplanar Reconstruction</i> - Reconstrução Multiplanar
NASA	<i>National Aeronautics and Space Administration</i> - Administração Nacional da Aeronáutica e Espaço
NEMA	<i>National Electrical Manufacturers Association</i> - Associação Nacional dos Fabricantes de Equipamentos Elétricos
PACS	<i>Picture Archiving and Communication System</i> - Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens



PET	<i>Positron Emission Tomography</i> - Tomografia por Emissão de Póstrons
RNDS	Rede Nacional de Dados em Saúde
SAPS	Secretaria de Atenção Primária à Saúde
SGBD	Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados
SGTES	Secretaria de Gestão do Trabalho e da Educação na Saúde
SPECT	Tomografia por Emissão de Fóton Único
Tele-AVC	Telemedicina no Tratamento do Acidente Vascular Cerebral
UFG	Universidade Federal de Goiás
UNA-SUS	Universidade Aberta do Sistema Único de Saúde
UnB	Universidade de Brasília
V	Volts
VR	<i>Volume Rendering</i> - Renderização de Volume
WAN	<i>Wide Area Network</i> - Rede de Longa Distância



Lista de Figuras e Videoaulas

Figura 1 - Mapeamento de uma atividade física específica	16
Figura 2 - Espectro das ondas eletromagnéticas	16
Figura 3 - Mapeamento da resposta dos tecidos biológicos	17
Figura 4 - Estrutura dos filmes radiográficos	19
Figura 5 - Processo de incidência dos feixes de raios-X	20
Figura 6 - Placa detectora de radiação	21
Figura 7 - Intensidade do potencial elétrico	21
Figura 8 - Exemplos de alterações morfológicas em tecido ósseo (mandíbulas)	23
Figura 9 - Exemplo de exame de cintilografia óssea	24
Figura 10 - Exemplo de imagens de tomografia por emissão de pósitrons	25
Figura 11 - Imagens seccionais de tomografia por emissão de pósitrons	25
Figura 12 - Diferenças entre figuras planas (A) e volumétricas (B)	26
Figura 13 - Exemplo de linguagem binária	33
Figura 14 - Representação do processo de quantização	33
Figura 15 - Diagrama da determinação de diferentes campos de visão (FOV) usando como exemplo um exame de tomografia computadorizada (volumétrico)	34
Figura 16 - Representação da Amostragem Digital	35
Figura 17 - Comparativo entre diferentes matrizes e a resolução espacial da imagem resultante	36
Figura 18 - Representação da função (matriz) de uma imagem digital para diagnóstico (corte axial de uma tomografia computadorizada de face) em escala de cinza	37
Figura 19 - Representação esquemática da relação entre o tamanho das estruturas a serem reproduzidas e o tamanho da matriz	38
Figura 20 - Imagem de uma estrutura óssea fina, de um corpo de prova, em um exame de tomografia computadorizada	39
Figura 21 - Exemplo de tomografia computadorizada de tórax	40
Figura 22 - Exemplo de como o aumento da resolução pode aumentar o ruído de uma imagem	43
Figura 23 - Sobreposição de estruturas na imagem 2D	45
Figura 24 - Exemplo de imagem 3D	45
Figura 25 - Representação <i>pixel-voxel</i>	46
Figura 26 - Representação de diferentes eixos de orientação	47
Figura 27 - Visualização multiplanar (nos planos axial, sagital e coronal) de um exame volumétrico de face (tomografia computadorizada)	47
Figura 28 - Representação da relação entre imagem digital, <i>pixel</i> , <i>voxel</i> , corte tomográfico e a intensidade do <i>pixel</i>	48
Figura 29 - Representação do fluxo de trabalho para aquisição de imagens na década de oitenta	52
Figura 30 - Modelo esquemático de um sistema de arquivamento e comunicação de imagens médicas (PACS)	53



Figura 31 - Um protótipo biomédico construído a partir de imagens em formato DICOM de um exame de tomografia computadorizada	55
Figura 32 - Ilustração de um planejamento cirúrgico em computador	56
Figura 33 - Pós-processamento com variação nos tons de cinza (janelamento)	59
Figura 34 - Exemplo de mensuração quantitativa do tamanho de uma lesão	60
Figura 35 - Pós-processamento de imagens tridimensionais de face utilizando a ferramenta LUT (Look Up Table)	60
Figura 36 - Exemplo de visualização de múltiplos cortes axiais planos de um exame de tomografia computadorizada, examinadas como imagens 2D	61
Figura 37 - Exemplo de visualização multiplanar (MPR) do mesmo exame da Figura 36, possibilitando a correlação tridimensional das estruturas analisadas	62
Figura 38 - Exemplos de visualizações tridimensionais com diferentes técnicas de renderização (neste caso, VR - <i>volume rendering</i> e MIP - <i>maximum intensity projection</i>) de uma fratura mandibular, que determinou também a fratura de um dente	62
Vídeoaula 1 - Aplicações dos exames que utilizam radiações ionizantes (radiografia plana)	27
Vídeoaula 2 - Exames com radiação ionizantes (Tomografia: linear e ortopantomografia e computadorizada)	27
Vídeoaula 3 - Exames com radiação ionizantes - cintilografia, SPECT e PET/TC	28
Vídeoaula 4 - Aplicações de exames de imagem sem o uso de radiação ionizante	29
Vídeoaula 5 - Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)	57



Sumário

Apresentação	12
Unidade 1: Diagnóstico por Imagem - Conceitos e Aplicações	13
1.1 Contextualizando Exames por Imagem no Diagnóstico de Doenças	14
1.2 Ondas Eletromagnéticas e Mecânicas e sua Interação com os Tecidos na Obtenção das Imagens para Diagnóstico	15
1.3 Imagens Analógicas e Imagens Digitais	18
1.4 Imagens Anatômicas e Imagens Metabólicas	23
1.5 Imagens Planas e Imagens Volumétricas	26
1.6 Principais Exames para o Diagnóstico por Imagem e suas Aplicações Básicas	28
1.7 Quiz	30
Unidade 2: Princípios de Formação da Imagem Digital	31
2.1 Fundamentos da Imagem Digital	32
2.2 <i>Pixels</i> , Matrizes e Campo de Visão	34
2.3 Modelo da Imagem Digital e Qualidade Diagnóstica	36
2.4 <i>Pixel</i> , <i>Voxel</i> e Espessura de Corte	44
2.5 Quiz	49
Unidade 3: Arquivamento e Comunicação de Imagens	50
3.1 <i>Picture Archiving and Communication System</i> (PACS): o Sistema para Arquivamento e Distribuição de Imagens Digitais para Diagnóstico	51
3.2 <i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i> (DICOM): o Padrão para Geração, Armazenamento, Comunicação e Visualização de Imagens Digitais para Diagnóstico	53
3.3 Quiz	57
Unidade 4: Processamento e Visualização das Imagens de Diagnóstico	58
4.1 Visualização da Imagem Diagnóstica	59
4.2 Visualização Plana e Volumétrica	61
4.3 Imagens Digitais Diagnósticas Além da Radiologia	63
4.4 Vantagens e Requisitos do Ambiente com Imagens Digitais	63
Unidade 5: Encerramento do Microcurso	66
Referências	68
Glossário	70



Apresentação

Prezado(a) Participante,

Seja bem-vindo(a) ao Microcurso **Imagens Digitais com Finalidade de Diagnóstico!**

Em 1985, o físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen produziu e detectou radiação eletromagnética nos comprimentos de onda correspondentes aos atualmente chamados raios-X, revolucionando a Ciência e a Medicina ao permitir visualizar de forma não invasiva o corpo humano. Com a evolução científica e tecnológica, outros métodos de obtenção de imagens foram desenvolvidos, nos formatos analógico e digital. Mais recentemente, imagens para diagnóstico vêm migrando para o formato digital, sendo incorporadas ao conjunto de dados de um registro eletrônico em saúde.

Diferentes modalidades de exames por imagem permitem evidenciar diferentes características das doenças. Por vezes, mais de uma modalidade será necessária para ofertar o cuidado de forma qualificada ao paciente e estará disponível para acesso das equipes de atenção à saúde e de gestão. Compreender como essas imagens são obtidas e reconhecer os cuidados necessários para a visualização, armazenamento e compartilhamento desses arquivos também são conhecimentos essenciais ao bom uso dos registros eletrônicos em saúde.

Assim, este Microcurso tem como propósito apresentar os conceitos básicos de aquisição, processamento, visualização, armazenamento e compartilhamento de imagens com finalidade de diagnóstico, de forma a sensibilizar e capacitar os participantes para o seu uso adequado no contexto da Rede Nacional de Dados em Saúde (RNDS).





EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Unidade 1 Diagnóstico por Imagem - Conceitos e Aplicações

Maria Inês Meurer

Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques



Unidade 1: Diagnóstico por Imagem - Conceitos e Aplicações

1.1 Contextualizando Exames por Imagem no Diagnóstico de Doenças

O diagnóstico de doenças envolve, basicamente, a identificação de alterações da normalidade de órgãos e tecidos. A identificação de alterações só é possível quando conhecemos a forma e a função normais dos tecidos e órgãos que compõem o corpo humano. Ou seja, precisamos conhecer os padrões normais e reconhecer mudanças nesses padrões, conferindo um significado a essas mudanças observadas.

Os fatores que causam as doenças atuam, em última instância, na estrutura das células e/ou nos seus processos bioquímicos. Células doentes demonstram as alterações da sua normalidade por meio de modificações no seu aspecto morfológico e/ou comportamento metabólico. Quando várias células estão alteradas, isso modifica a característica e funcionamento dos tecidos e órgãos, provocando sinais e sintomas que a pessoa doente vai apresentar ou relatar. **Sinais** são características que conseguimos identificar visualmente ou medir por diferentes instrumentos, como o edema (inchaço), o vômito e a febre. **Sintomas** são características que são expressas pelos doentes e que apenas eles podem sentir, como a dor, o enjôo e o cansaço.

Os órgãos dos sentidos nos permitem coletar muitas informações: eu **vejo** o inchaço, eu **ouço** o chiado no peito, eu **palpo** uma íngua (linfonodo aumentado de volume), eu **percebo** o odor característico na respiração de um diabético. No entanto, uma infinidade de outras alterações não é passível de identificação pelos órgãos dos sentidos, sendo os exames complementares necessários para a sua identificação. Quem nunca precisou de um exame de sangue para auxiliar na identificação ou caracterização de uma doença?

Diferentes procedimentos, técnicas e equipamentos auxiliam os profissionais da saúde na avaliação dos sinais das doenças, na busca pela compreensão das alterações estruturais, funcionais e bioquímicas que ocorrem nas células. Apenas identificando as causas e características das alterações é possível propor um tratamento adequado. Importante frisar aqui a característica de **complementaridade** desses exames, pois nada substitui a avaliação de sinais e sintomas clínicos pelo profissional de saúde, que deverá conversar com a pessoa doente (anamnese) e examiná-la (exame físico), coletando e registrando todos esses dados. Apenas a partir das informações geradas por esse conjunto de dados, será possível definir se exames complementares serão necessários, e quais serão. Exames complementares podem confirmar uma suspeita clínica ou simplesmente excluir alguma hipótese de diagnóstico. Por outro lado, exames solicitados de forma inadequada podem resultar em erros de diagnóstico, além de ansiedade e gastos desnecessários em termos financeiros e de tempo. No caso de doenças graves, erros como esse podem contribuir para o atraso no diagnóstico e tratamento da doença, complicando o seu desfecho.

É no contexto dos exames complementares que os chamados **exames de diagnóstico por imagem** estão inseridos. Quando perguntamos desses exames, as pessoas, geralmente, citam as radiografias (usadas, por exemplo, para avaliar uma possível fratura óssea ou verificar a presença de cárie em um dente) ou as ultrassonografias (utilizadas, por exemplo, para acompanhar uma gestação). Há diversos outros exames que se utilizam de imagens para



o diagnóstico, como ecocardiograma, mamografia, endoscopia, tomografia convencional, tomografia computadorizada, ressonância magnética nuclear, cintilografia, angiografia, tomografia por emissão de pósitrons (PET), entre outros.

Mas, por que não podemos usar radiografias para acompanhar o desenvolvimento de um bebê na barriga da gestante ou a ultrassonografia para verificar se um dente está cariado? Você encontrará respostas a questões como essas ao longo desta primeira Unidade. Também entenderá que há exames que buscam identificar alterações morfológicas de órgãos e tecidos e outros que buscam identificar mudanças no funcionamento das células. Há, ainda, exames que fazem como que uma “fotografia” do órgão e outros que permitem a sua análise a partir de diferentes ângulos (imagem tridimensional).

Finalmente, não se pode deixar de comentar sobre imagens “comuns” que podem ser usadas para diagnóstico no contexto da telemedicina e da telessaúde, como é o caso de fotografias e vídeos. Este Microcurso não tem como objetivo abordar esse tema, pois há um Microcurso específico para abordar a telessaúde. Mas, como essas imagens “comuns” precisam estar também adequadas ao contexto dos registros eletrônicos em saúde, muitos dos conceitos que estudaremos aqui serão aplicáveis àquela realidade.

Há uma expressão popular que diz que “uma imagem vale mais que mil palavras”. Para os profissionais da saúde - e, em especial, para aqueles que contribuem para o diagnóstico de doenças a partir da identificação de suas características peculiares em exames por imagem - essa expressão encerra um grande significado!

Vamos conhecer um pouco mais sobre este maravilhoso mundo do diagnóstico por imagens?

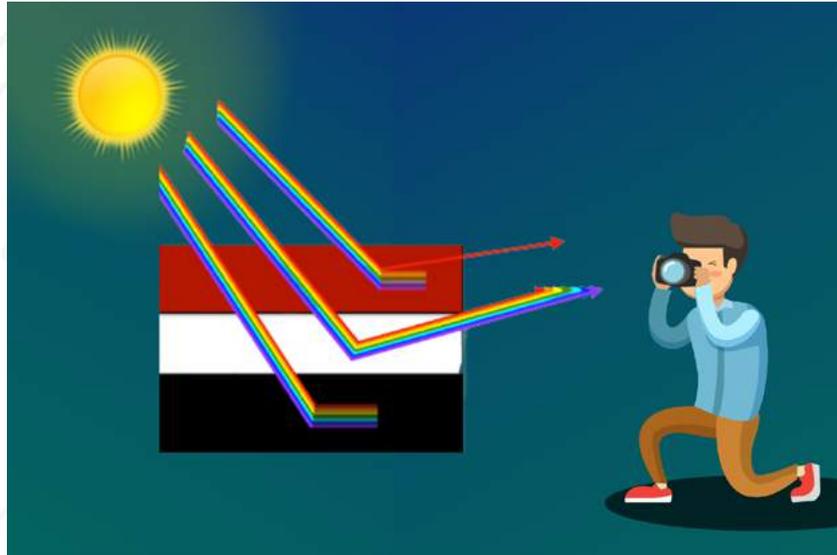
1.2 Ondas Eletromagnéticas e Mecânicas e sua Interação com os Tecidos na Obtenção das Imagens para Diagnóstico

Imagens são representações visuais de objetos. Do ponto de vista da Física, formar a imagem de um objeto significa obter um mapa de uma propriedade física específica desse objeto em função da sua posição no espaço. Por exemplo, quando tiramos uma fotografia de um objeto estamos mapeando a sua capacidade de reflexão da luz. A luz branca possui um conjunto de componentes associados às diferentes cores que conseguimos visualizar, formando o chamado espectro de componentes da luz visível (um arco-íris é o resultado da separação - dispersão ou refração - dessas componentes de cores devido à passagem da luz através das gotículas de água suspensas na atmosfera). Quando um feixe de luz branca incide sobre a superfície de um objeto, todas as componentes de cores do espectro luminoso são absorvidas pelo objeto, menos a componente que nós enxergamos, que é refletida. Quando todas as componentes são refletidas, vemos a cor branca; quando todas as componentes são absorvidas, vemos a cor preta.

Então, sob o ponto de vista da Física, quando fazemos a fotografia de um objeto, estamos fazendo o mapeamento espacial da propriedade física de reflexão da luz visível desse objeto (Figura 1). Exemplos de mapeamento dessa propriedade física são imagens dermatológicas para diagnosticar uma lesão pigmentada, imagens de fundo de olho para diagnosticar lesões na retina, nervo óptico e vasos, exames de endoscopia e outros tipos de exames que utilizem fotografias ou vídeos, chamadas de imagens ópticas.



Figura 1 - Mapeamento de uma atividade física específica

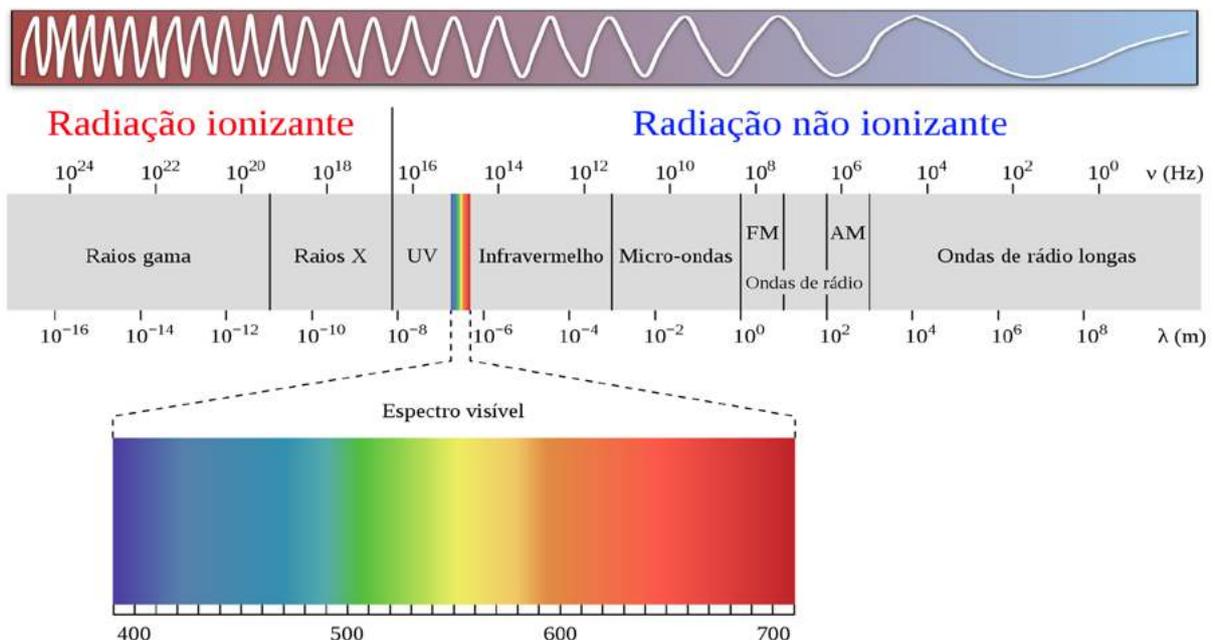


Fonte: autoria própria.

A reflexão da luz visível e de seus componentes é uma propriedade física que nosso sistema visual consegue identificar (detectar). No entanto, outras propriedades físicas de um feixe luminoso podem não ser identificadas pelo sistema visual, como a sensação de calor que sentimos quando expostos ao sol ou sob a iluminação de um holofote, que está associada a um componente do feixe luminoso, chamado infravermelho. Finalmente, há estímulos (que representam variação de propriedades físicas) que não somos capazes de perceber com nossos cinco sentidos, como as oscilações em campos magnéticos, a absorção da radiação X e a reflexão de ondas de ultrassom.

Na Figura 2, é mostrado o espectro das ondas eletromagnéticas, com suas frequências associadas, destacando o espectro de luz visível com suas componentes de cor e a região de radiação ionizante com frequência superior a da ultravioleta.

Figura 2 - Espectro das ondas eletromagnéticas



Fonte: Adaptada de [Wikipedia](#)!

Diferentes estímulos físicos que não conseguimos reconhecer somente com nossos cinco sentidos são utilizados para a obtenção de imagens para diagnóstico. Cada modalidade de obtenção de imagem mapeia uma propriedade física específica dos tecidos biológicos quando submetidos a um determinado estímulo. No geral, os princípios físicos envolvidos no processo de obtenção dessas imagens são:

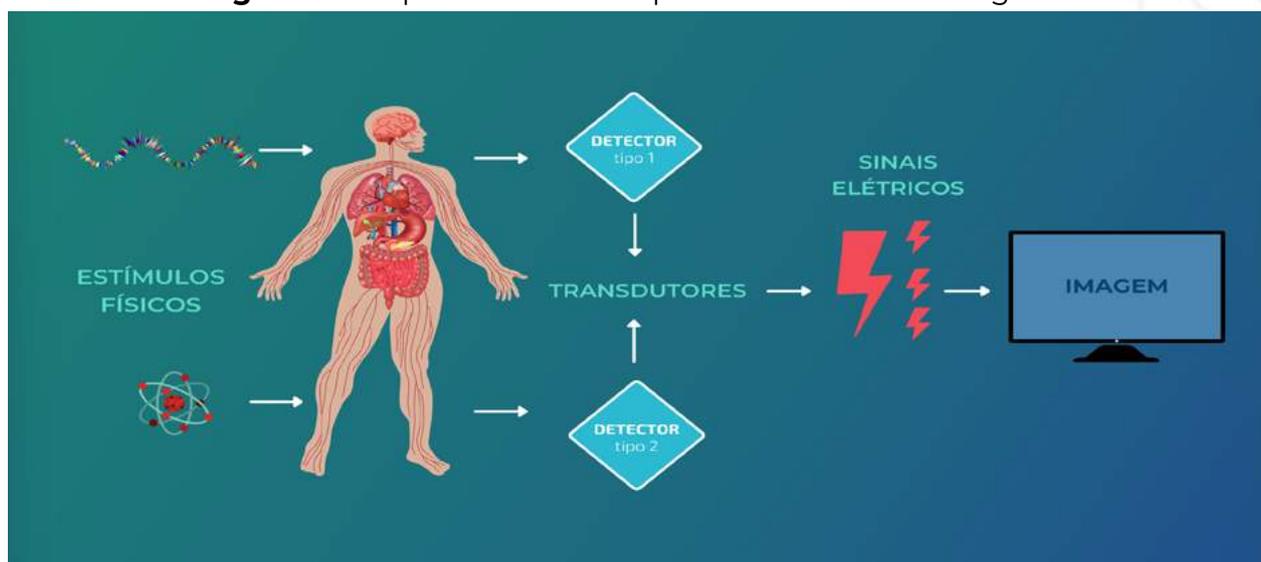
- reflexão: imagens ópticas e por ultrassom;
- absorção/transmissão: radiografias, tomografias computadorizadas, cintilografia plana, tomografia por emissão de fóton único (SPECT) e tomografia por emissão de pósitrons (PET); e
- ressonância magnética.

Dependendo da natureza do estímulo utilizado e do princípio físico envolvido no processo de obtenção das imagens, o efeito sobre o tecido biológico é diferente. Porém, todas as modalidades de obtenção de imagem envolvem o depósito de alguma quantidade de energia no tecido observado. Os estímulos utilizados podem ser de natureza:

- ondulatória mecânica, como no caso do ultrassom;
- ondulatória eletromagnética, como no caso das imagens ópticas, por ressonância magnética, radiação X e radiação gama;
- particulada, como no caso de imagens de PET.

Para mapear espacialmente a resposta dos tecidos biológicos a cada um desses diferentes estímulos, são necessários detectores específicos. Esses detectores são acoplados com dispositivos chamados **transdutores**, que, no geral, transformam a intensidade da propriedade física mapeada pelo detector em sinal elétrico (Figura 3). Finalmente, para visualizarmos o resultado desse mapeamento, um outro dispositivo (um monitor) exibe o conjunto de informações gerado por esse sinal elétrico no formato de uma imagem. Existe também a possibilidade de mapeamento de algumas propriedades físicas utilizando filmes (semelhantes aos filmes fotográficos) que, nesse caso, funcionam ao mesmo tempo como detector, transdutor e sistema de exibição.

Figura 3 - Mapeamento da resposta dos tecidos biológicos



Fonte: autoria própria.



Usando como exemplo um equipamento de ressonância magnética, de forma bem simplificada, os detectores são bobinas que “percebem” a variação da resposta dos diferentes tecidos do corpo quando imerso em um campo magnético muito alto e estimulado por ondas eletromagnéticas, o que gera correntes elétricas que, por sua vez, são captadas por um sistema receptor que processa esse sinal e associa a cada parte do corpo uma intensidade de sinal que é representado em tons de cinza. Regiões do corpo que produziram sinais mais altos nos detectores (nas bobinas) são representadas como pontos mais claros na imagem e regiões que produziram sinais mais baixos nos detectores são representadas como pontos mais escuros. Dessa forma, é possível traduzir (mapear espacialmente) para uma imagem em tons de cinza a variação da resposta dos tecidos de diferentes partes do corpo a um estímulo produzido por um campo magnético externo, resultando em uma imagem de ressonância magnética nuclear. O termo nuclear é utilizado porque são os núcleos dos átomos (geralmente de hidrogênio) que formam os tecidos que respondem aos estímulos da variação do campo magnético e induzem o sinal nas bobinas detectoras.

Outros estímulos interagem de forma diferente com os tecidos. Nas imagens ópticas, como já comentado, parte da luz é refletida e parte é absorvida, e a intensidade da luz refletida é detectada e utilizada para a formação da imagem. Já nas imagens por ultrassom, a **onda sonora** é transmitida partícula a partícula por meio de vibração (sendo parcialmente absorvida pelo tecido nesse processo) e refletida quando encontra uma interface entre dois tecidos diferentes; a intensidade da onda refletida é, então, utilizada para a formação da imagem. Nas imagens por radiação X e radiação gama, parte da radiação é absorvida pelo tecido e parte o atravessa, sendo captada no detector para a formação da imagem. E na ressonância magnética, conforme explicado anteriormente, é a radiação eletromagnética (que foi absorvida e depois devolvida pelos prótons dos núcleos dos átomos de hidrogênio) que é “lida” pelas bobinas detectoras para produzir as imagens.

Além do estímulo físico utilizado para gerar as imagens, outras classificações possíveis para os métodos de obtenção de imagens para diagnóstico se referem à tecnologia empregada (analógica ou digital), ao tipo de avaliação pretendida (anatômica/morfológica ou funcional/metabólica), à geometria (que pode ser plana ou volumétrica) e ao procedimento para obtenção (que pode ser estático ou dinâmico).

1.3 Imagens Analógicas e Imagens Digitais

As ondas físicas produzidas pelos equipamentos de diagnóstico por imagem, após a interação com os tecidos, precisam ser captadas e registradas pelos chamados **receptores** para que seja possível a formação da imagem. Os receptores de imagem podem ser analógicos ou digitais.

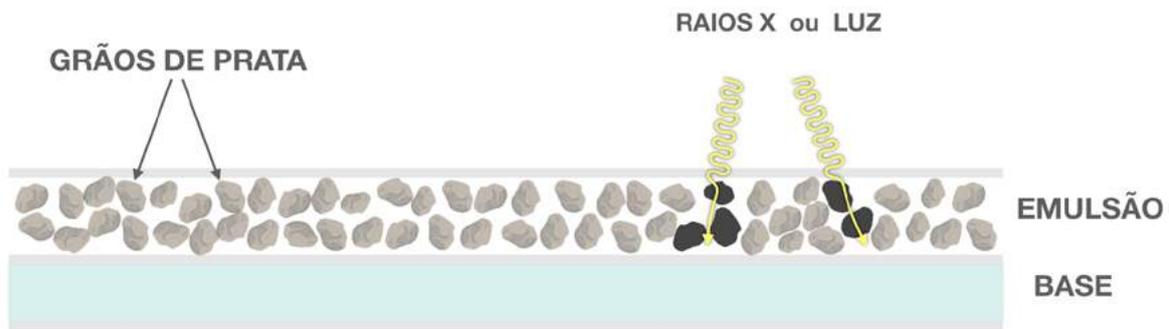
Receptores analógicos são aqueles que registram diretamente as imagens. Os exemplos mais comuns na área da saúde são os filmes radiográficos. Filmes radiográficos se assemelham muito aos antigos filmes fotográficos, e também precisam de processamento em quarto escuro, com soluções específicas (revelador e fixador), para que as imagens possam ser “gravadas” no filme e posteriormente visualizadas.

Já os **receptores digitais** são aqueles que recebem os dados analógicos (gerados pelos diferentes meios físicos após a interação com os tecidos) e os transformam em impulsos elétricos que, por sua vez, serão «traduzidos» e arquivados na memória de um computador.



Os filmes radiográficos, largamente utilizados para registrar imagens no passado, têm em sua estrutura de pequenos grãos de haleto de prata (compostos por prata e bromo) que, quando expostos à luz e à radiação, são sensibilizados e transformados em prata metálica, ficando escuros (Figura 4).

Figura 4 - Estrutura dos filmes radiográficos



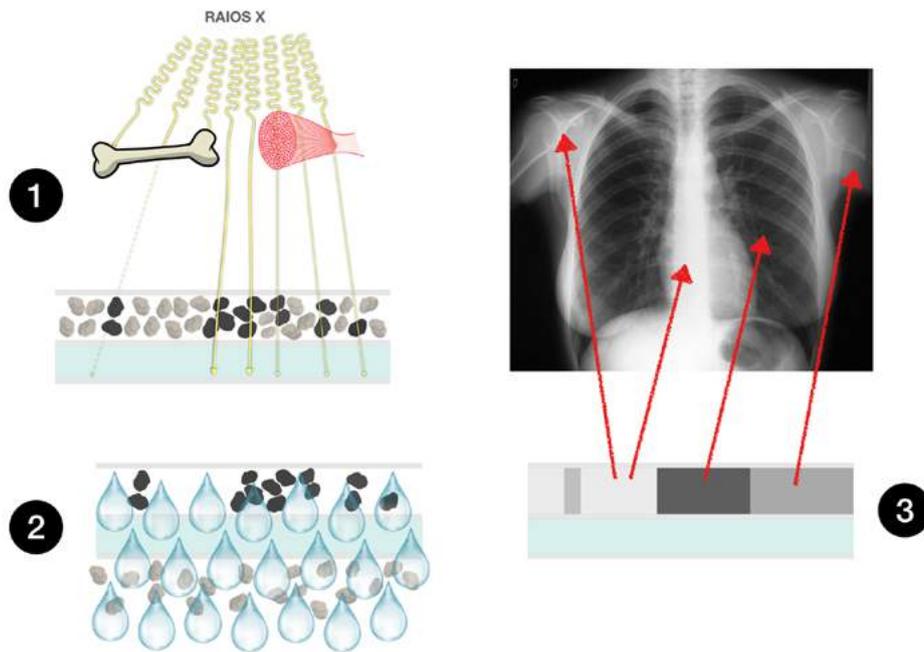
Fonte: autoria própria.

Quando utilizamos um filme para a produção de imagem radiográfica, o feixe de raios-X que atravessa o paciente é parcialmente absorvido de forma diferenciada nas diferentes estruturas presentes na porção do corpo da qual está sendo obtida a imagem. Estruturas menos espessas ou compostas por tecidos menos densos absorvem menos raios-X e, conseqüentemente, a região no filme que correspondente a essas estruturas irá receber uma dose mais elevada de radiação (em alguns sistemas, junto ao filme, há telas intensificadoras à base de fósforo que reagem aos raios-X emitindo luz visível e o filme também é sensibilizado pela luz). Por outro lado, a região do filme correspondente à imagem de estruturas mais espessas ou compostas por tecidos mais densos receberá uma dose mais baixa de radiação.

Observe a Figura 5. Na etapa 1, o feixe de raios-X atravessa diferentes tecidos: osso e músculo. Em algumas áreas, os raios-X não encontram nenhuma resistência, atingindo diretamente o filme. Observe que o osso, por ser mais denso, absorve maior quantidade de raios X, especialmente nas suas áreas mais espessas. O resultado disso é que as diferentes áreas do filme recebem diferentes quantidades de radiação e os grãos são sensibilizados de forma variada na extensão do filme. Os grãos sensibilizados sofrerão um processo de redução quando expostos ao líquido revelador, se transformando em prata metálica, fazendo com que o grão do filme fique escurecido após a revelação. Os grãos não sensibilizados são então removidos durante o processamento (etapa 2). O resultado disso é que o filme apresenta diferentes tons de cinza, dependendo da maior ou menor quantidade de prata metálica depositada ao final do processo (etapa 3) (Figura 5).



Figura 5 - Processo de incidência dos feixes de raios-X



Fonte: autoria própria.

Em uma radiografia pósterio-anterior de tórax, por exemplo, estruturas menos densas da região torácica (como os pulmões, cheios de ar) aparecerão mais escuras (radiolúcidas), enquanto que estruturas mais densas (como os ossos e o coração) aparecerão mais claras (radiopacas). Estruturas intermediárias em densidade ou espessura, como os músculos, serão representadas por tons intermediários de cinza (Figura 5).

Há outros parâmetros que interferem no grau de escurecimento do filme (como o tempo de exposição ou variações na quantidade ou na frequência do feixe de raios-X gerado), mas que não fazem parte dos objetivos deste Microcurso.

Agora, suponha que, em vez de um filme com grãos de haleto de prata, o receptor seja uma placa detectora de radiação formada por pequenos sensores quadrados montados em formato de matriz (linhas e colunas) (Figura 6) e que cada um desses sensores, ao receber uma quantidade de radiação X, produza uma carga elétrica proporcional à quantidade de radiação recebida. Ou seja, os sensores que recebem maior dose de radiação produzem maior potencial elétrico induzido. Considere, também, que existe um limite mínimo e máximo para os potenciais induzidos, ou seja, o sensor que não receber radiação (porque os raios-X foram completamente absorvidos pela estrutura que ele está representando) terá valor de carga igual a zero e aquele que receber toda a radiação vinda da fonte (por exemplo, uma região sem estruturas para absorver o raios-X) terá valor igual a 10 volts (V). Situações intermediárias de absorção parcial seriam representadas por valores intermediários entre 0 e 10V.

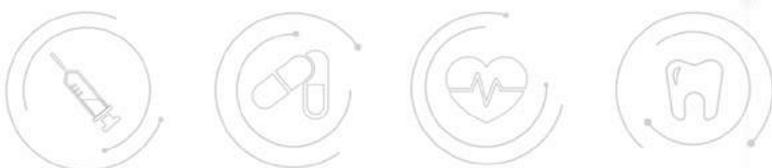
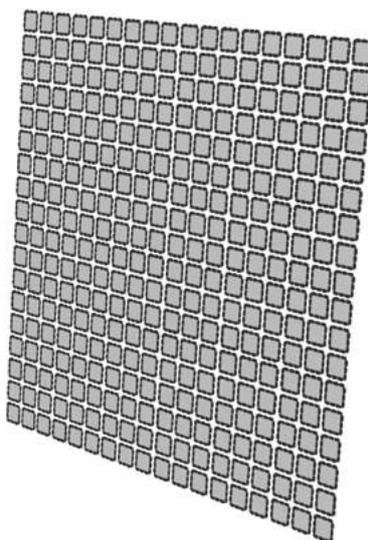


Figura 6 - Placa detectora de radiação

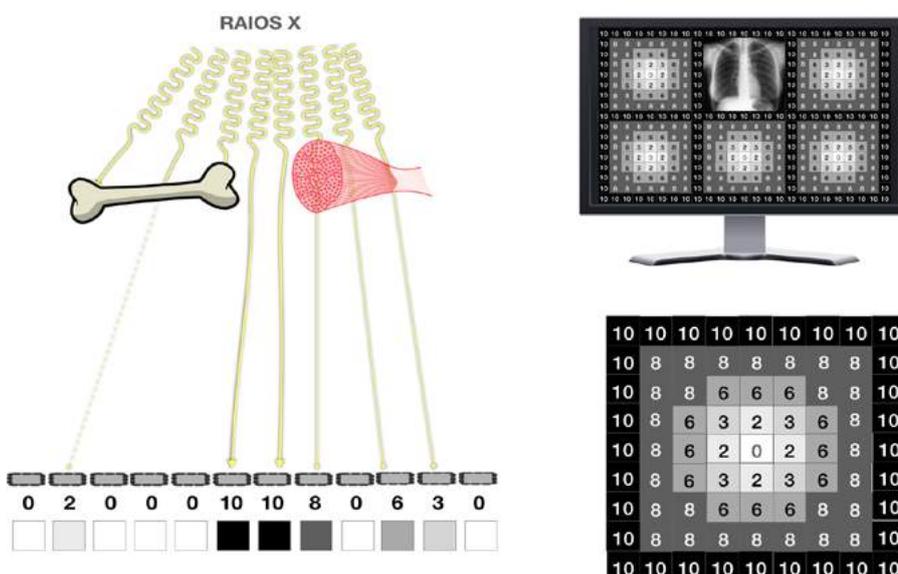


Fonte: autoria própria.

Se agora pudermos transmitir o sinal dos sensores para algum dispositivo de exibição (monitor) e associar o valor zero a pontos pretos na imagem, o valor 10V a pontos brancos e outros valores intermediários a diferentes tons de cinza, variando do mais escuro para o mais claro, conforme aumenta o sinal detectado pelo sensor, poderemos formar uma imagem em tons de cinza, representando as quantidades de raios-X transmitidas através de cada região do tórax.

Veja que, agora, cada ponto na imagem (Figura 7) possui um tom de cinza associado, representando a intensidade do potencial elétrico induzido no sensor que ele representa na matriz do detector. O potencial induzido, por sua vez, foi produzido pela radiação X que o sensor recebeu. Diferentemente da situação descrita anteriormente para imagens em filmes, no caso da imagem eletrônica (repare que não foi utilizado o termo “digital”), cada ponto no monitor possui um tom de cinza específico associado.

Figura 7 - Intensidade do potencial elétrico



Fonte: autoria própria.

O **sinal na saída** dos sensores que formam a matriz do detector (e que em nosso exemplo varia entre zero e 10V) é um **sinal analógico**, cuja característica principal é ter uma variação contínua entre os diferentes níveis possíveis. Evidentemente, existe um limiar de sensibilidade dos sensores em relação à captação da radiação X, abaixo do qual o valor do sinal na sua saída não muda. Mas, considerando esse limiar muito baixo, tendendo a zero, podemos adotar que o **sinal na saída dos sensores varia de forma direta e contínua com a variação da dose de radiação X recebida por eles.**

Embora seja viável a construção de um sistema no qual o sinal analógico na saída dos sensores seja transmitido diretamente a um monitor e no qual cada ponto na matriz da imagem corresponda a um sensor do detector, existe uma limitação que seria o fato da imagem permanecer visível apenas enquanto a fonte de raios-X estivesse ligada e os sensores recebendo radiação, ou seja, seria uma imagem visualizada em tempo real, sem possibilidade de armazenamento. Essa é, aproximadamente, a configuração dos sistemas de raios-X fluoroscópicos analógicos mais antigos, utilizados para exames dinâmicos de angiografia, por exemplo. Na verdade, nesse tipo de sistema, existe um outro componente que grava a sequência das imagens em algum tipo de mídia, formando um filme que pode ser visto posteriormente.

Atualmente, no dia a dia da radiologia no Brasil, ainda são utilizados dois modelos de aquisição de imagens digitais: a **radiologia computadorizada (CR)** e a **radiologia digital (DR)**. Na radiologia computadorizada (também chamada de indireta), o filme radiográfico é substituído por uma placa de fósforo que, posteriormente, passa pela digitalização em um *scanner* específico. Na radiologia digital (ou direta), a radiação é diretamente aplicada sobre os detectores.

Comparando sistemas analógicos e digitais de aquisição de imagens, também cabe ressaltar que imagens analógicas não permitem processamento posterior, isto é, a forma como uma imagem foi adquirida é a forma final de visualização, com mínimas possibilidades de correção de erros durante o processamento pelas soluções processadoras. Já as imagens digitais permitem uma série de ajustes após a aquisição, pois ficam armazenadas em um dispositivo de memória (por exemplo, em um computador) em um formato eletrônico, podendo ser ajustadas posteriormente à aquisição, arquivadas em diferentes dispositivos, bem como compartilhadas e, eventualmente, manipuladas. Essas características, no contexto do diagnóstico por imagens, determinam vantagens e desvantagens que serão discutidas nas Unidades 3 e 4 deste Microcurso.

Há, ainda, outras vantagens na radiologia digital, como a rapidez na visualização das imagens, a possibilidade de armazenamento e compartilhamento por redes de computadores, menor risco de perda de exames, a redução da exposição do paciente à radiação (pois a formação da imagem exige menor quantidade de radiação quando comparada à radiologia convencional), além do menor impacto ambiental (redução nos resíduos químicos tóxicos descartados no ambiente, como era no caso dos produtos utilizados para processar os filmes).

Por todos os motivos expostos, as imagens analógicas estão caindo em desuso no diagnóstico por imagens, substituídas pelos sistemas digitais. No entanto, e particularmente nos países com recursos financeiros mais escassos, a radiologia convencional (utilizando filmes) ainda é uma realidade, geralmente, em virtude do alto investimento inicial necessário para a substituição de sistemas analógicos por digitais.

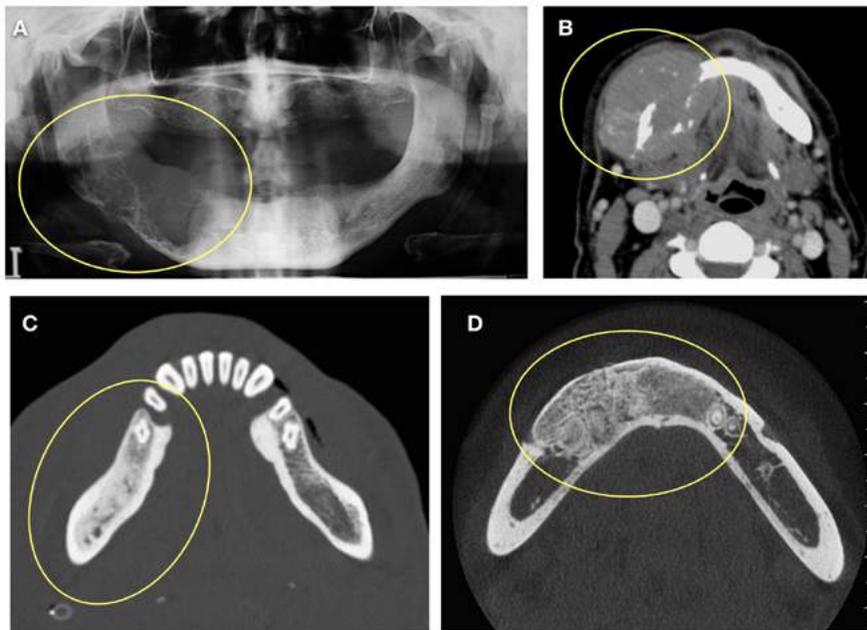


1.4 Imagens Anatômicas e Imagens Metabólicas

Como já comentado, diferentes doenças são caracterizadas por alterações morfológicas específicas nos tecidos, as quais as representam. Entende-se por alteração morfológica aquela que modifica a anatomia normal esperada para o tecido ou órgão.

Usando como exemplo o tecido ósseo, algumas doenças são caracterizadas por destruição do osso (formando cavidades) e outras pela formação aumentada e anômala desse osso (produzindo, por exemplo, áreas de aumento de volume) (Figura 8).

Figura 8 - Exemplos de alterações morfológicas em tecido ósseo (mandíbulas)



Fonte: autoria própria.

Assim, a identificação dessas alterações morfológicas é, muitas vezes, peça-chave para o diagnóstico da doença. São exemplos de exames que produzem imagens anatômicas/morfológicas:

- radiografia (convencional/analógica ou digital);
- ultrassonografia;
- tomografia (convencional ou computadorizada); e
- ressonância magnética nuclear.

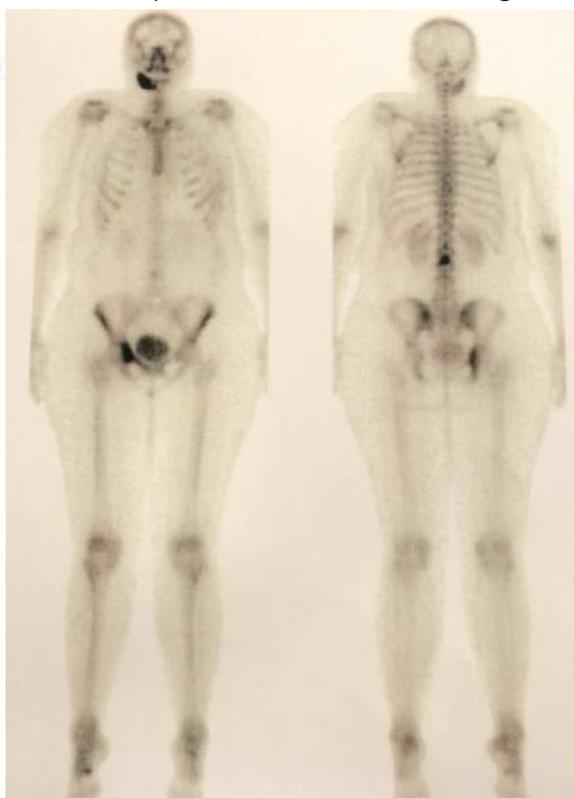
Na Figura 8, as imagens A (panorâmica dentária) e B (tomografia computadorizada) são do mesmo paciente onde é demonstrada a destruição óssea provocada por um tumor, formando cavidades (comparar com o lado oposto normal). Já nas imagens C e D, é ilustrada a formação aumentada do tecido ósseo. Doenças que destroem osso tem comportamento diferente daquelas que formam osso e esses aspectos auxiliam no processo de diagnóstico.

Em outras doenças, no entanto, alterações em processos funcionais/metabólicos podem acontecer sem que haja alteração morfológica. Nesses casos, exames que produzem imagens morfológicas são insuficientes para registrar a alteração produzida pela doença. Outras vezes, o profissional que está atendendo o paciente precisa conhecer, além da alteração morfológica, que tipo de modificações funcionais/metabólicas estão ocorrendo na área alterada.



Exames metabólicos, em geral, envolvem o uso de substâncias que emitem radiação por um curto período de tempo, chamadas **radiofármacos**. Essas substâncias são injetadas na circulação do paciente e se depositam em maior quantidade em pontos específicos, que podem ser determinados pelo maior fluxo sanguíneo (radiofármacos de perfusão) ou pela afinidade que têm com tecidos em particular (radiofármacos específicos). A radiação emitida pelo radiofármaco atravessa o corpo do paciente e pode ser detectada e mensurada por receptores apropriados, formando então a imagem. O tempo de emissão de radiação é curto; além disso, o radiofármaco é eliminado rapidamente do corpo após o exame, pelas vias excretoras normais (por exemplo, renal ou biliar). O radiofármaco deve ter um tempo de emissão de radiação suficientemente longo para permitir a formação da imagem, mas também suficientemente curto para que a exposição do paciente à radiação seja a menor possível. A cintilografia é um exemplo de exame que gera imagens metabólicas (Figura 9).

Figura 9 - Exemplo de exame de cintilografia óssea



Fonte: imagem cedida pelo Prof. Eduardo Meurer, do Hospital Regional Dr. Homero de Miranda Gomes (São José, SC)

Observe na Figura 9 as áreas mais escuras que indicam pontos de maior captação do radiofármaco, que podem ser de ordem fisiológica (normal) ou patológica (doença). Observe que a imagem não está focada no detalhamento morfológico, mas sim na identificação de áreas com maior metabolismo.

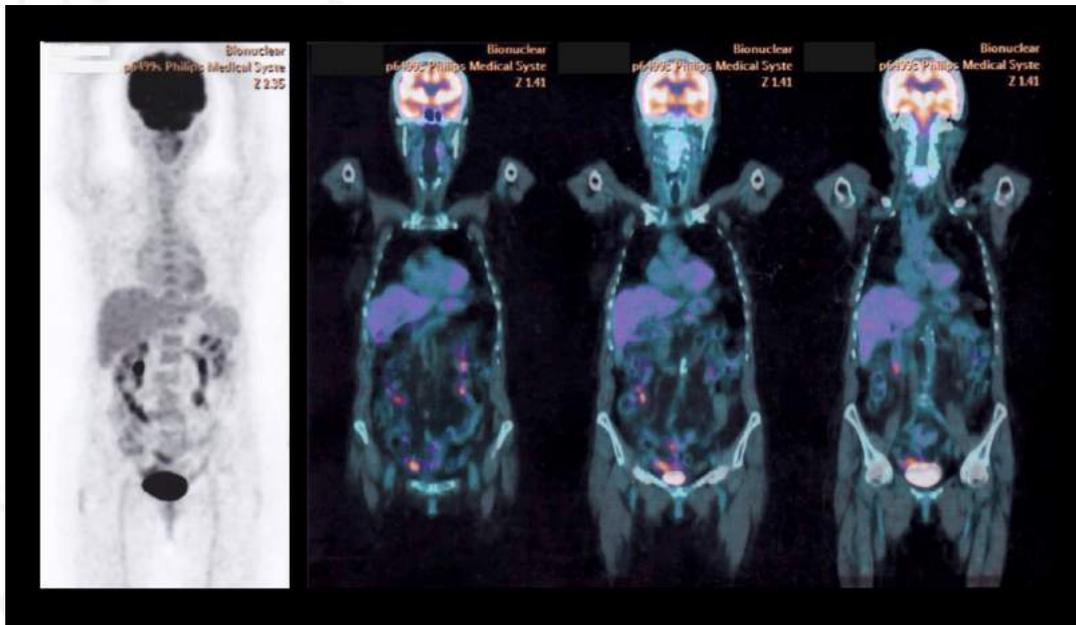
Finalmente, alguns exames permitem fundir imagens morfológicas e metabólicas, facilitando a localização anatômica da área com o metabolismo alterado. Essa combinação pode ser obtida em exames como ressonância magnética funcional, SPECT e PET.

Na Figura 10, observe, à esquerda, que a imagem (em fundo branco) se assemelha muito ao aspecto observado no exame de cintilografia, privilegiando a identificação de áreas de maior metabolismo. Nas três imagens adicionais, observa-se os contornos anatômicos/morfológicos



em tons de cinza e a fusão com a primeira imagem em tons coloridos (variantes de roxo e laranja), representando em cores as áreas de maior metabolismo. Ressalta-se que alguns tecidos captam maior quantidade do radiofármaco de forma fisiológica (por exemplo, cérebro, miocárdio, sistema coletor renal e bexiga).

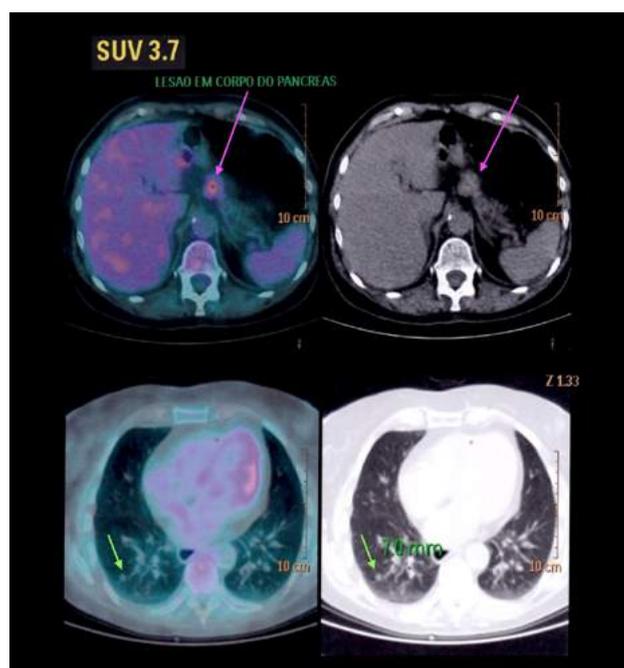
Figura 10 - Exemplo de imagens de tomografia por emissão de pósitrons



Fonte: autoria própria.

Na Figura 11, nas setas de cor rosa, observa-se concentração aumentada do radiofármaco (18F-FDG) em um ponto do pâncreas, onde não é esperada tal captação, sugerindo a possibilidade de uma metástase. Nas setas verdes, comparativamente, é observado um pequeno nódulo em pulmão, sem captação do radiofármaco, provavelmente representando um tecido com baixo metabolismo.

Figura 11 - Imagens seccionais de tomografia por emissão de pósitrons



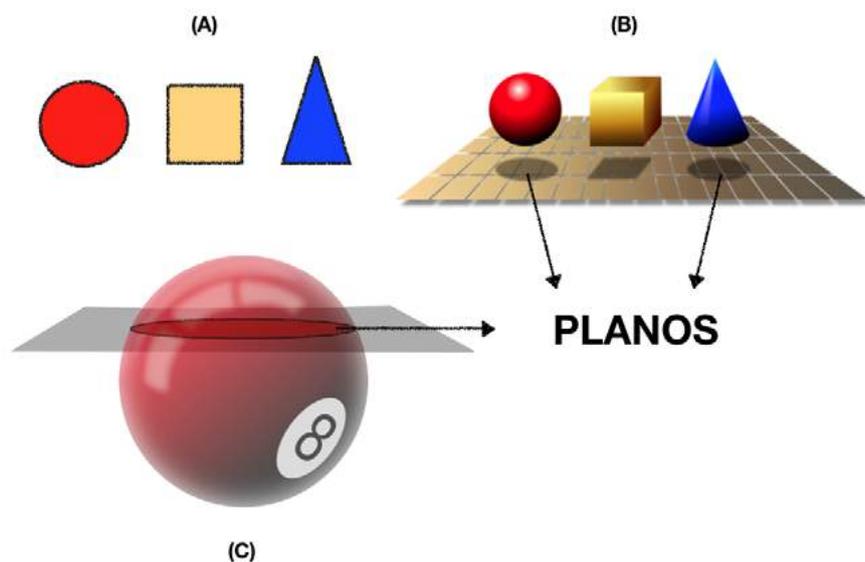
Fonte: autoria própria.



1.5 Imagens Planas e Imagens Volumétricas

Imagens para diagnóstico podem ser **planas** ou **volumétricas**. Os conceitos de plano e volumétrico são os mesmos da geometria, sendo que o que os diferencia é o número de dimensões necessárias para representá-los. Assim, figuras planas são bidimensionais e figuras volumétricas/espaciais são tridimensionais (Figura 12).

Figura 12 - Diferenças entre figuras planas (A) e volumétricas (B)



Fonte: autoria própria.

Na Figura 12, em (B), as sombras projetadas representam muito bem as imagens planas obtidas em radiografias. Perceba, inclusive, que dois sólidos diferentes (a esfera e o cone) projetam sombras idênticas (em forma de círculo). Em (C), por outro lado, temos um plano de corte, que representa de forma bastante simples as imagens ditas tomográficas, ou seja, que permitem visualizar uma parte (corte) de um todo (volume). Observe, ainda, que um plano bidimensional pode representar parte de um volume ou a projeção dele (C).

Esses conceitos da geometria são muito úteis para compreendermos a obtenção das imagens para diagnóstico. Imagens para diagnóstico ditas planas (ou bidimensionais) permitem a análise de uma estrutura projetada sobre um plano ou de um plano de corte (Figura 12). Imagens volumétricas, por sua vez, permitem a análise de todo um volume (tridimensional), seja pela visualização completa desse volume, seja pela disponibilidade de vários planos de corte sequenciais.

Estudaremos, de forma mais aprofundada, a aplicação destes conceitos na Unidade 2 deste Microcurso. Mas antes, para melhor entendimento do assunto, assista as Vídeoaulas 1 e 2 que abordarão sobre os exames que utilizam as radiações ionizantes.



Videoaula 1 - Aplicações dos exames que utilizam radiações ionizantes (radiografia plana)

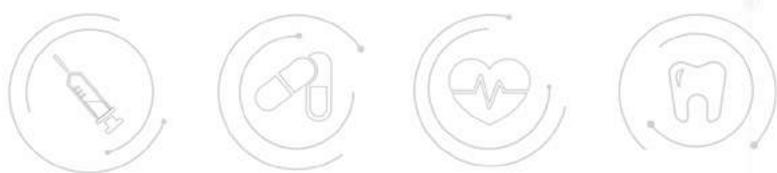


Fonte: autoria própria.

Videoaula 2 - Exames com radiação ionizantes (Tomografia: linear e ortopantomografia e computadorizada).



Fonte: autoria própria.



1.6 Principais Exames para o Diagnóstico por Imagem e suas Aplicações Básicas

Um mesmo tecido (ou órgão) do corpo pode ter aparência diferente dependendo da modalidade de obtenção de imagem utilizada. Há exames de imagem mais indicados para identificar determinadas estruturas ou processos metabólicos em situações específicas e, por isso, devem ser sempre solicitados, realizados e avaliados por profissionais adequadamente qualificados e considerando a dúvida clínica que se quer esclarecer.

Além disso, dependendo da natureza física do estímulo utilizado (onda mecânica, eletromagnética ou partícula) e da quantidade de energia depositada (absorvida pelo tecido), diferentes efeitos podem ser induzidos nos tecidos biológicos no processo de produção de imagens.

Nesse sentido, um destaque importante deve ser dado às modalidades que utilizam radiação ionizante, seja por meio da interação com a onda eletromagnética, seja por meio da interação com a partícula. Nesses casos, a energia absorvida é suficiente para produzir um efeito de quebra da ligação entre os elétrons e os núcleos dos átomos que compõem o tecido biológico, fazendo com que os elétrons saiam de suas órbitas, resultando na ionização do tecido. Ou seja, radiação ionizante é aquela energia que, ao interagir com átomos, moléculas ou tecidos, pode produzir íons (átomos ionizados) por meio da retirada de elétrons. Dentro do tecido humano ou na matéria orgânica, essa ionização produz os chamados **radicais livres** e pode levar a uma quebra de moléculas que, por sua vez, pode ocasionar uma interrupção ou modificação do processo de multiplicação celular. Além disso, moléculas importantes como as de ácido desoxirribonucleico (DNA), cuja função é transportar os genes, podem ser modificadas, causando assim, os chamados efeitos genéticos da radiação ionizante.

Embora no diagnóstico por imagem os níveis de energia utilizados sejam considerados bastante baixos, bem como de ionização produzida e a probabilidade de ocorrência dos efeitos citados, exames que utilizam radiação ionizante só devam ser solicitados por profissional qualificado e mediante a certeza de que os benefícios obtidos para o diagnóstico/tratamento são evidentemente maiores que os riscos potenciais. Nesse grupo se encaixam os exames de radiografia plana, tomografia computadorizada por raios-X, cintilografia plana, SPECT por radiação gama e PET.

Na Vídeoaula 3, vamos abordar sobre os exames com radiação, com detalhamento da cintilografia, SPECT e PET/TC.

Vídeoaula 3 - Exames com radiação ionizantes - cintilografia, SPECT e PET/TC



Fonte: autoria própria.

No nível de energia utilizado para a produção de imagens para diagnóstico, o ultrassom é considerado inócuo, sem a produção de efeitos potencialmente deletérios. Mesmo assim, seu uso deve ser bastante controlado em situações específicas, como no acompanhamento da gestação.

Os exames que utilizam a luz visível também são considerados inócuos, pois, no espectro visível, a radiação eletromagnética é do tipo não ionizante e não produz efeitos deletérios (embora se deva tomar cuidado com a radiação ultravioleta, que está na parte de maior energia do espectro visível, já na interface de transição para as radiações ionizantes).

Os exames de ressonância magnética também utilizam radiação eletromagnética não ionizante, porém, como essa modalidade se baseia na imersão do paciente em campos magnéticos muito altos, seu uso não é recomendado para mulheres em início de gestação e é proibido para pessoas que usam marcapasso cardíaco ou tenham algum tipo de material ferromagnético no corpo, como próteses, clip para aneurisma cerebral ou qualquer outro dispositivo capaz de ser atraído por um campo magnético forte.

Assista a Vídeoaula 4 para conhecer um pouco mais sobre as aplicações dos diferentes exames que produzem imagens para diagnóstico SEM radiação.

Vídeoaula 4 - Aplicações de exames de imagem sem o uso de radiação ionizante



Fonte: autoria própria.



1. Imagens são representações visuais de objetos.

Verdadeiro

2. Modalidades de obtenção de imagem envolvem o depósito de alguma quantidade de energia no tecido observado.

Verdadeiro



Para lembrar...

Como diferentes imagens de diagnóstico contribuem para o diagnóstico de doenças?

O diagnóstico por imagens se baseia na identificação de alterações da normalidade de órgãos e tecidos. Há diferentes princípios físicos envolvidos na formação dessas imagens e que permitem visualizar diferentes aspectos das doenças.





EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Unidade 2 **Princípios de Formação da Imagem Digital**

Maria Inês Meurer

Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques



2.1 Fundamentos da Imagem Digital

Conforme visto no Item 1.2, os dispositivos geradores de imagens diagnósticas são constituídos por um detector, específico para a propriedade física que está sendo mapeada, um transdutor, que transforma a variação da propriedade física mapeada em um sinal elétrico e um monitor (ou receptor) onde a imagem será visualizada.

No modelo digital, mais um elemento é necessário na cadeia de produção da imagem: um conversor analógico-digital (ADC, do inglês *Analog-to-Digital Converter*). Para que se possa armazenar e processar de forma adequada esse sinal eletrônico analógico produzido na saída dos sensores, é preciso convertê-lo para o formato digital, de maneira que seja possível inserir um computador entre os sensores (detector) e o monitor.

Aqui é importante introduzirmos um outro conceito: o de linguagem binária. A linguagem pode se referir tanto à capacidade humana para aquisição e utilização de sistemas de comunicação quanto a um sistema de sinais para codificação e decodificação de informações. O alfabeto da língua portuguesa, por exemplo, utiliza 26 letras (considerando a inclusão das letras K, W e Y com a reforma ortográfica de 2009). Já o alfabeto cirílico utilizado na língua russa tem 33 letras. Computadores utilizam uma linguagem com apenas duas “letras”: 0 (zero) e 1 (um). Por isso, essa linguagem é chamada de linguagem binária. Essas “letras”, de fato, são chamadas de *bits*.

Nós utilizamos as 26 letras do alfabeto para formar palavras, que podem ter tamanhos e combinações diferentes. Na linguagem binária, o computador utiliza os *bits* para formar as suas “palavras”, que recebem o nome de *bytes*. Se tivermos uma palavra binária composta de 8 *bits*, com cada *bit* podendo assumir valor zero ou um, se fizermos todas as combinações possíveis entre (0,0,0,0,0,0,0,0) e (1,1,1,1,1,1,1,1) teremos 256 diferentes possibilidades de formar um *byte* (Figura 13). Se estivermos representando, por exemplo, o sinal de saída dos sensores do nosso exemplo, que varia entre zero e 10V com um *byte* de 8 *bits*, teremos 256 valores (de 0 a 255), sendo o valor zero (0,0,0,0,0,0,0,0) correspondente ao sinal de saída com intensidade igual a 0V e o valor 255 (1,1,1,1,1,1,1,1), correspondente ao sinal de saída com intensidade igual a 10V. Qualquer outra intensidade intermediária será representada por um valor entre zero e 255.

Há apenas 10 tipos de pessoas no mundo: as que entendem binário e as que não entendem!



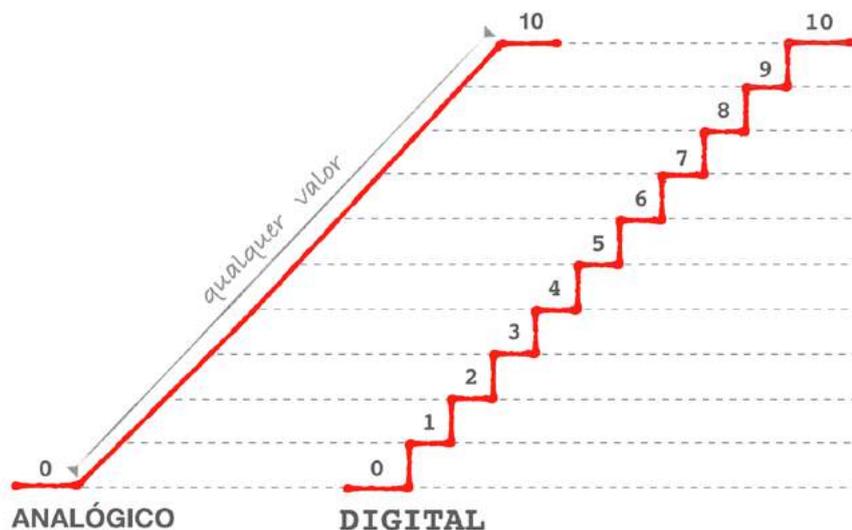
Figura 13 - Exemplo de linguagem binária

```
0,0,0,0,0,0,0,0,0
0,0,0,0,0,0,0,0,1
0,0,0,0,0,0,0,1,1
0,0,0,0,0,0,1,1,1
[...]
0,1,0,1,0,1,0,1
[...]
1,1,1,1,1,0,0,0
1,1,1,1,1,1,0,0
1,1,1,1,1,1,1,0
1,1,1,1,1,1,1,1
```

Fonte: autoria própria.

Repare que essa transformação de analógico para digital é semelhante à passagem de uma rampa para uma escada. A rampa é contínua e sua altura assume qualquer valor entre o mínimo e o máximo. Já a escada é formada por degraus, que assumem valores específicos entre o mínimo e máximo, sendo que cada degrau representa um segmento da rampa com valores de altura variados (Figura 14). Se os degraus forem iguais, a altura de cada degrau será o valor médio das alturas do segmento correspondente da rampa. Se, agora, entendermos que a rampa são os sinais de saída dos sensores do nosso exemplo variando de zero a 10V, os degraus são as palavras binárias representadas pelos números entre zero e 255. Quem faz essa transformação do sinal analógico da rampa para o sinal digital do degrau, transformação que recebe o nome de quantização, é o conversor analógico-digital (ADC).

Figura 14 - Representação do processo de quantização



Fonte: autoria própria.

Também de forma simplificada, o ADC é um circuito eletrônico (um *chip*) que recebe em sua entrada um sinal elétrico com intensidade dentro de uma faixa permitida (que é definida pela calibração do conversor) e gera na sua saída uma palavra binária formada por zeros (ponto de saída sem sinal elétrico) e uns (ponto de saída com sinal elétrico), que pode ser lido e entendido pela interface de entrada de um computador.

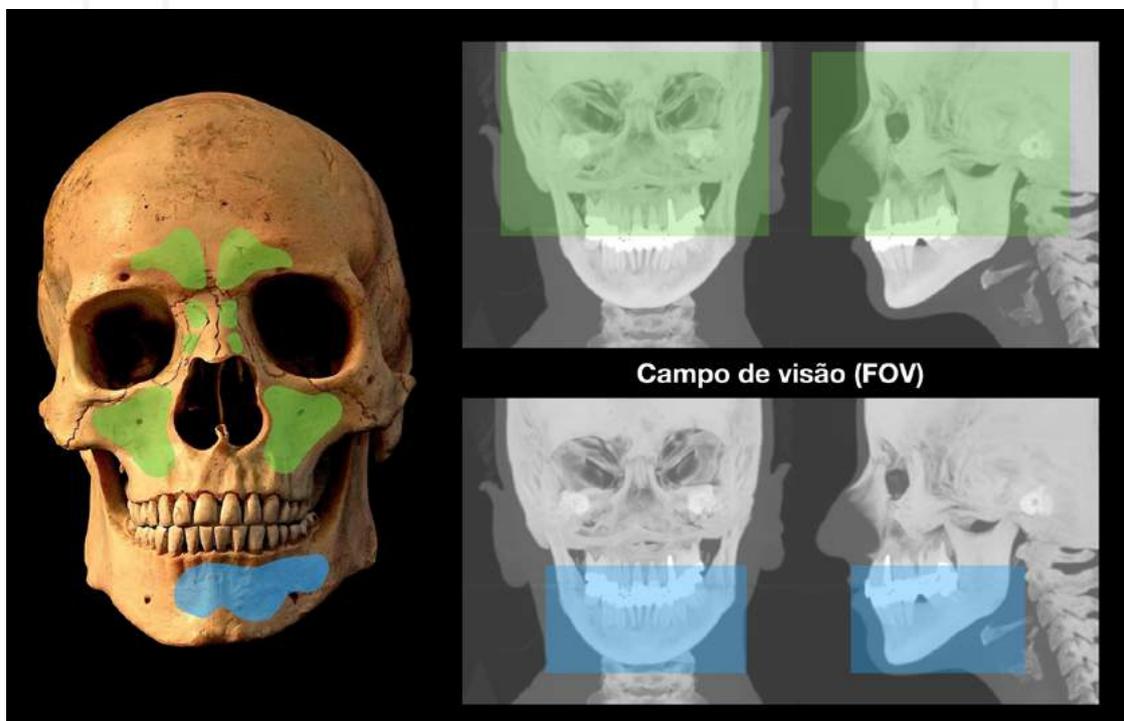


Uma vez “lido” pelo computador, o conjunto de dados (que no nosso exemplo são os valores de saída de cada um dos sensores codificados entre zero e 255), agora em formato digital, pode ser armazenado, processado e exibido em um monitor. Por padrão, em sistemas de 8 bytes, o número zero (0,0,0,0,0,0,0,0) é representado como um ponto preto na imagem e o número 255 (1,1,1,1,1,1,1,1) como um ponto branco na imagem. Valores intermediários são representados por diferentes tons de cinza que passam do mais escuro para o mais claro conforme caminham de zero para 255. Cada ponto na imagem digital recebe o nome de elemento da imagem, mais conhecido como *pixel* (do inglês *picture element*).

2.2 Pixels, Matrizes e Campo de Visão

Quando fazemos uma imagem do corpo humano com finalidade de diagnóstico, centralizamos o nosso olhar naquela estrutura. Não faz sentido obter imagens do corpo todo se o foco é alguma alteração, por exemplo, na cabeça. Mesmo na cabeça, podemos ter diferentes focos: por exemplo, em um exame de tomografia computadorizada (que demanda a exposição a maiores doses de radiação ionizante), é possível, no equipamento, determinar qual a área de interesse, fixando nosso campo de visão na estrutura que queremos avaliar (Figura 15). Em inglês, campo de visão é denominado *field of view* e, por esse motivo, no dia a dia, essa expressão é representada pela sigla FOV, que é o tamanho máximo do objeto em estudo que ocupa a matriz de formação da imagem.

Figura 15 - Diagrama da determinação de diferentes campos de visão (FOV) usando como exemplo um exame de tomografia computadorizada (volumétrico)



Fonte: autoria própria.(imagens Pixabay).

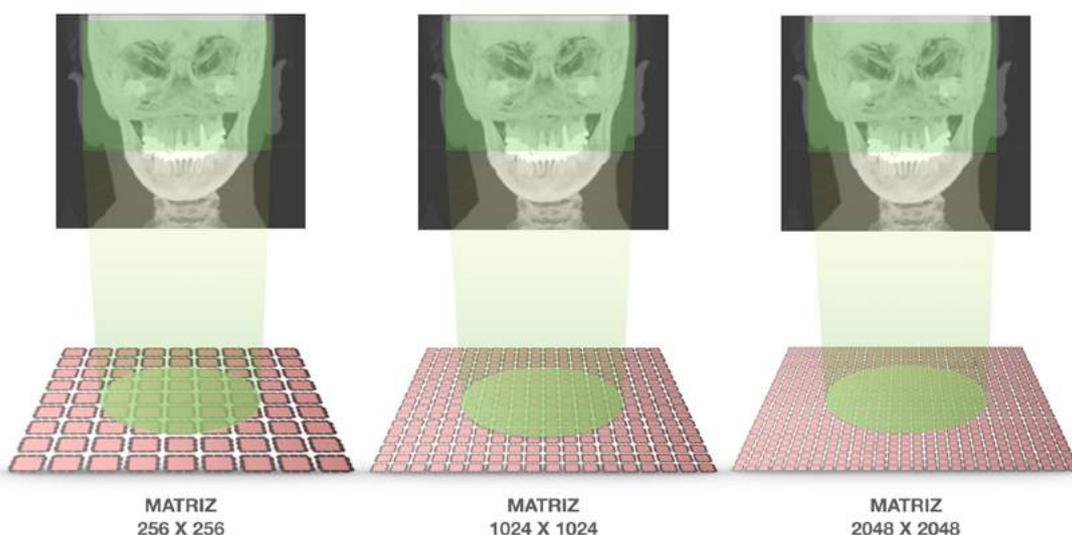


Se a intenção for avaliar uma sinusite (inflamação em cavidades paranasais, cuja localização está delimitada em verde na Figura 15, à esquerda), o FOV é centralizado nessas estruturas, tanto no sentido súpero-inferior quanto no ântero-posterior. No entanto, se a avaliação for de uma lesão tumoral em mandíbula (em azul), o FOV é deslocado inferiormente e diminuído para a área de interesse. Considerando que a tomografia computadorizada é um exame que utiliza radiação ionizante, restringir o FOV à área de interesse ajuda a reduzir a exposição do paciente a esse tipo de radiação.

Quando se obtém uma imagem com detectores digitais, a área de interesse (delimitada pelo FOV) é registrada por um conjunto de sensores que, como já vimos, são organizados na forma de uma matriz.

Na Figura 16, observe um mesmo campo de visão projetado sobre diferentes matrizes. Se utilizarmos uma matriz de 1.024 linhas e 1.024 colunas de sensores (1.048.576 sensores no total), um determinado número deles será responsável por coletar as informações da área de interesse. Suponha agora que, em vez de utilizar o detector digital com a matriz de 1.024 x 1.024, utilizemos uma matriz com 2.048 linhas e 2.048 colunas de sensores (4.194.304 sensores no total). Considerando que o FOV continua o mesmo, é fácil de perceber que teremos aumentado em quatro vezes o número de pontos na imagem para representar a mesma região anatômica. Por outro lado, se diminuirmos o número de sensores para uma matriz de 512 x 512 (262.144 sensores no total), teremos uma diminuição de quatro vezes no número de pontos da imagem para representar o mesmo FOV em comparação com a matriz inicial de 1.024 x 1.024. Ou seja, cada sensor agora irá receber a radiação X transmitida por uma região quatro vezes maior, se comparada com a região de referência de cada sensor quando se utilizou a matriz de 1.024 X 1.024. Esse processo em que se define quantos pontos terá a matriz que irá representar os sinais detectados, provenientes do FOV do qual se está obtendo a imagem, se chama **amostragem do sinal**.

Figura 16 - Representação da amostragem digital



Fonte: autoria própria.



A cadeia de eventos é a mesma para todas as modalidades digitais de obtenção de imagens diagnósticas, independentemente da natureza da propriedade física mapeada no seu processo de formação. A partir da detecção por um sensor apropriado e da variação da propriedade mapeada (provocada por um estímulo específico), é produzido um sinal elétrico analógico que passa por um processo de amostragem e quantização. Esse sinal elétrico analógico é transformado em um sinal digital, que é então “lido”, armazenado e exibido a partir de instruções presentes em um programa de computador. O processo de amostragem define quantos pontos (*pixels*) a imagem terá, ou seja, qual será o tamanho de cada região do FOV (no nosso exemplo, parte da cabeça do paciente) representada por um *pixel* na imagem. Já o processo de quantização define a faixa de tons de cinza que cada *pixel* poderá assumir, ou seja, qual é o número de tons de cinza da imagem. Veremos na sequência que esses valores correspondem, respectivamente, à resolução espacial e à resolução de contraste, as quais fornecem medidas para avaliação da adequação da imagem digital para o diagnóstico.

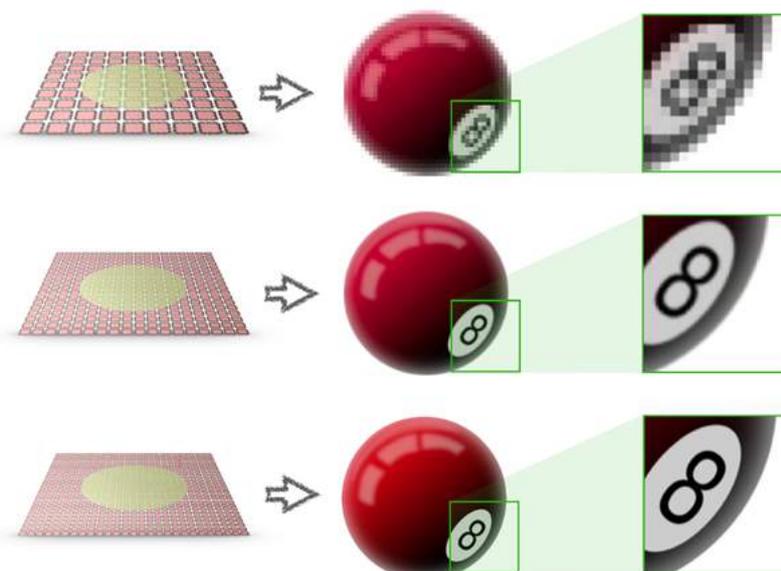
2.3 Modelo da Imagem Digital e Qualidade Diagnóstica

O número de linhas (x) e de colunas (y) que formam uma imagem, ou seja, a matriz, definem a sua resolução espacial. De forma bem direta, a resolução espacial é definida como o número de pontos que formam uma imagem. Quanto maior o número de pontos / *pixels*, melhor será a “definição” da imagem.

Uma relação bem simples pode ser estabelecida com imagens produzidas por equipamentos fotográficos com diferentes “*megapixels*”: todos sabemos que mais *megapixels* significam imagens mais nítidas (Figura 17). Normalmente, por facilidade de entendimento (e também de implementação), trabalhamos com a ideia de matrizes quadradas, formadas também por *pixels* quadrados, mas não existe nenhuma restrição conceitual para geometrias de matrizes e de *pixels* diferentes (por exemplo, retangulares).

Na Figura 17, observe que matrizes menores geram imagens com menor resolução espacial. Quanto maior a matriz (mais linhas por colunas) representando uma mesma área, menor o tamanho do *pixel* e maior a resolução espacial.

Figura 17 - Comparativo entre diferentes matrizes e a resolução espacial da imagem resultante

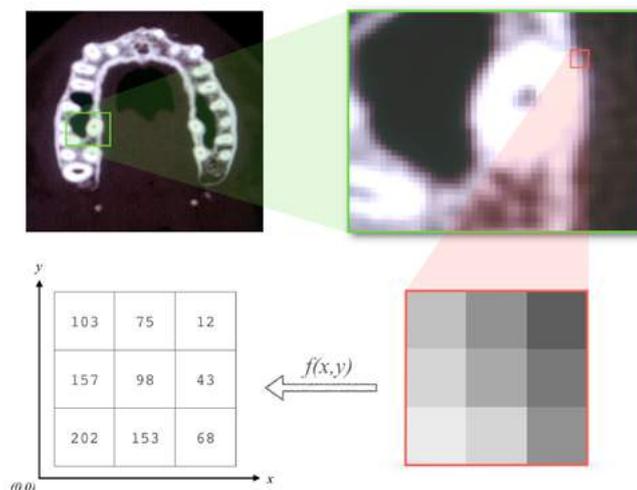


Fonte: autoria própria.



O modelo matemático utilizado para representar uma imagem digital é uma função bidimensional, sendo que para cada elemento (x,y) na imagem (*pixel*) temos associado um valor $f(x,y)$ correspondente à intensidade luminosa (nível de cinza) naquele ponto (Figura 18).

Figura 18 - Representação da função (matriz) de uma imagem digital para diagnóstico (corte axial de uma tomografia computadorizada de face) em escala de cinza



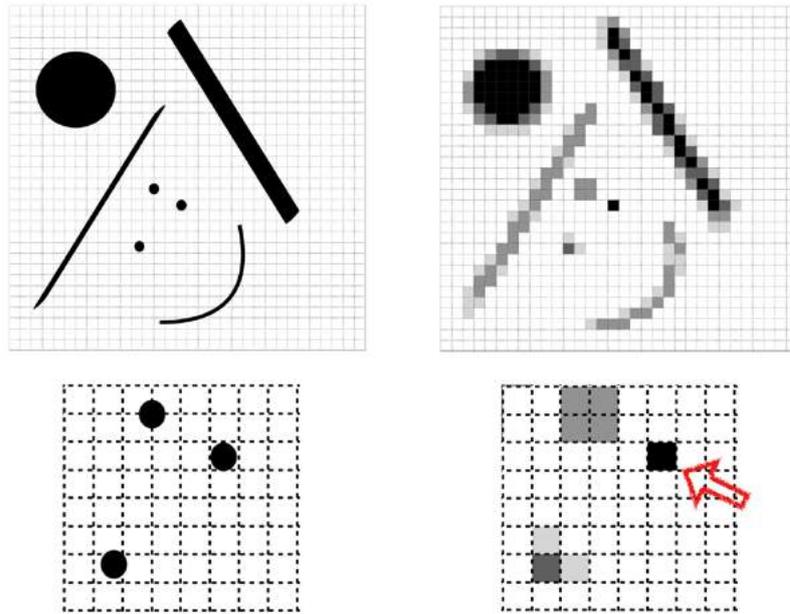
Fonte: autoria própria.

A resolução espacial é uma característica muito importante da imagem digital, pois ela define o tamanho do menor objeto real que será com certeza nela representado. Assim, para que possam ser visualizados em uma imagem, os tecidos humanos que estão sendo representados precisam ter tamanho suficiente para gerar um *pixel* com nível de cinza que o caracterize. Isso significa dizer que, se queremos representar estruturas finas ou puntiformes, precisamos de uma matriz que seja capaz de reproduzir tais estruturas.

Observe a Figura 19. À esquerda, temos diferentes estruturas a serem representadas, colocadas sobre uma malha de *pixels*. O ideal é que as estruturas fossem registradas exatamente como são. No entanto, como já vimos, um *pixel* é o menor elemento da imagem, e assim sendo, não pode ter mais de um tom de cinza. Observe, à direita, que apenas *pixels* completamente preenchidos pela estrutura a ser representada receberam a cor preta que a representa. Áreas de *pixels* parcialmente preenchidas receberam diferentes tons de cinza, proporcionalmente mais claros à medida que menor quantidade da estrutura ocupava o espaço do *pixel*. Finalmente, observe que estruturas pequenas ou finas não são representadas adequadamente, assumindo que apenas a cor preta corresponderia efetivamente aos objetos.



Figura 19 - Representação esquemática da relação entre o tamanho das estruturas a serem reproduzidas e o tamanho da matriz



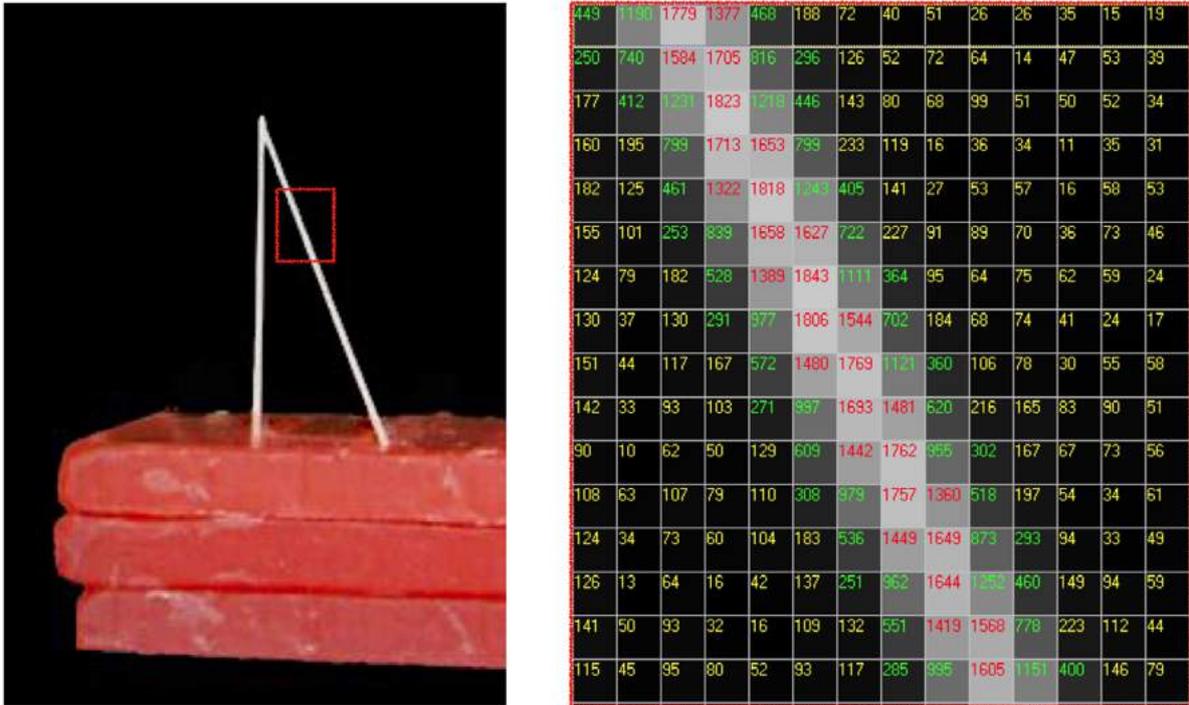
Fonte: autoria própria.

Observe, adicionalmente, que as três estruturas circulares pequenas (ampliadas na porção inferior da Figura 19), são representadas de forma diferente em consequência da sua relação com os pontos da matriz; apenas uma delas (marcada com a seta vermelha) assumiria o tom de cinza que efetivamente representaria a estrutura.

No corpo de prova (Figura 20), temos apenas uma placa fina de osso bovino e ar. Sobre cada *pixel* da imagem está registrado o valor numérico correspondente à sua intensidade luminosa, num sistema de 4.096 tons de cinza. Nesse modelo, os valores registrados em vermelho correspondem a osso (acima de 1.300) e valores registrados em amarelo correspondem a ar (abaixo de 250). Observe que, em verde, aparecem valores numéricos (e, conseqüentemente, tons de cinza) que não correspondem nem a osso nem a ar. Mais detalhes sobre o experimento com esse corpo de prova podem ser encontrados [neste artigo](#). Aplicando o que aprendemos sobre matriz e FOV, perceba que se dividirmos o tamanho do FOV pela matriz de resolução da imagem, teremos as dimensões da área do FOV representada em cada *pixel* da imagem.



Figura 20 - Imagem de uma estrutura óssea fina, de um corpo de prova, em um exame de tomografia computadorizada



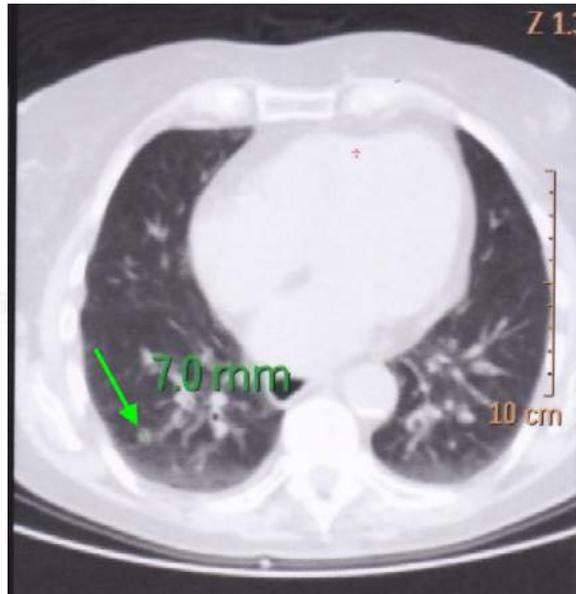
Fonte: autoria própria.

Para facilitar, suponhamos um exame do tórax com FOV de 1.024mm x 1.024mm (1,024m x 1,024m) que será mapeado em uma imagem com resolução espacial de 1.024 x 1.024. Nessa geometria, cada *pixel* da imagem representa uma região de 1mm x 1mm (1mm²) do tórax. No caso de diminuirmos a resolução espacial para 512 x 512, cada *pixel* passará a representar uma região do tórax de 2mm x 2mm (4mm²). Por outro lado, se aumentarmos a resolução espacial para 2.048 x 2.048, cada *pixel* da imagem passará a representar uma região do tórax de 0,5mm x 0,5mm (0,25 mm²). Nesses exemplos, fica fácil perceber que uma estrutura existente no tórax do paciente com tamanho de 1mm² poderia ser visualizada na imagem de alta resolução espacial (2.048 x 2.048), pois ocuparia quatro pontos na imagem. Tal estrutura poderia ser visualizada também na imagem de resolução intermediária (1.024 x 1.024). No entanto, não há garantia de que isso realmente ocorra, pois sendo a estrutura do tamanho do *pixel*, dependendo da sua posição espacial, ela pode não ser adequadamente representada na imagem. Finalmente, essa pequena estrutura certamente não seria visualizada na imagem de baixa resolução, pois seria menor que o tamanho do *pixel*.

Passemos agora a um exemplo prático: considere a necessidade de identificar nódulos pulmonares que possam representar um tumor (como o da seta verde na Figura 21, em uma tomografia computadorizada de tórax).



Figura 21 - Exemplo de tomografia computadorizada de tórax



Fonte: autoria própria.

Chama-se nódulo uma formação tecidual geralmente arredondada e que possui células diferentes dos tecidos circundantes, sendo por esse motivo identificável. Além da presença ou ausência desse nódulo, também é importante para o diagnóstico verificar se o seu contorno é regular ou irregular (já que nódulos de contorno irregular têm mais chance de representar uma doença mais agressiva). Como já vimos, para que um nódulo apareça em um exame será necessário que tenha um tamanho suficiente para ser visualizado. Se aplicarmos a relação FOV x matriz explicada no parágrafo anterior, repare que, embora seja teoricamente possível identificar a presença de uma estrutura com 1mm^2 na imagem de alta resolução, provavelmente, não seria possível verificar de maneira adequada o seu contorno (uma vez que ele iria ocupar no máximo quatro pontos na imagem) e ficaria com formato quadrado (e não arredondado). Reconhecer o formato do contorno de um nódulo pulmonar é fundamental para a sua classificação quanto à probabilidade de estar associado a um tumor benigno ou maligno (câncer). Ou seja, nesse caso, mesmo a imagem de alta resolução não seria suficiente, pois avaliar o contorno do nódulo seria fundamental para o diagnóstico do achado radiológico presente na imagem.

De fato, existe um teorema matemático chamado Teorema da Amostragem de Nyquist-Shannon, que diz, a grosso modo, que um objeto somente será representado com certeza em uma imagem digital se ele ocupar pelo menos uma região de 2×2 pontos na imagem. Embora o critério de Nyquist-Shannon estabeleça a resolução mínima para que um objeto seja representado na imagem, isso garante a sua detecção, mas não garante a qualidade mínima para o diagnóstico. Para se garantir o diagnóstico, o objeto precisa ocupar um conjunto maior de pontos na imagem.

A resolução espacial, então, define o limite da capacidade diagnóstica da imagem no que se refere ao tamanho dos objetos que nela serão representados e vice-versa. Ou seja, para cada aplicação diagnóstica, pode-se definir uma resolução espacial mínima necessária. Por exemplo, no caso de mamografias, o objetivo é procurar sinais radiológicos compatíveis com a possível presença de um câncer na mama. Um desses sinais radiológicos é a presença de microcalcificações na mama, que são representadas por pequenas estruturas bem claras na imagem mamográfica (você pode ver imagens representativas dessas microcalcificações [neste artigo](#)).



As microcalcificações aparecem claras na imagem radiográfica (Figura 21) porque absorvem bastante os raios-X em comparação com o tecido mamário ao seu redor, que, por sua vez, aparece mais escuro na imagem. Por definição, microcalcificações são estruturas com tamanhos igual ou menor que 0,5mm. Ou seja, para detectá-las os *pixels* das imagens mamográficas precisam ser iguais ou menores do que 0,25mm x 0,25mm. E, certamente menores do que isso, da ordem de 0,05mm x 0,05mm, se quisermos identificar os contornos das microcalcificações, o que pode ser importante para definição da etiologia do achado radiológico. Se pensarmos que o FOV de um exame de mamografia é, em geral, da ordem de 18cm x 24cm (180mm x 240mm), considerando um *pixel* de dimensões de 0,05mm x 0,05mm, estamos falando de uma imagem com resolução espacial de 3.600 x 4.800 pontos. Só para fins de comparação, quando fazemos a imagem mamográfica em um filme radiográfico de alta resolução específico para esse tipo de exame, a unidade formadora da imagem é o grão do filme, que após revelado ficará branco ou preto, conforme descrito no item 2.1, e que possui dimensões da ordem de 0,002mm x 0,002mm.

No item 2.1, utilizamos para efeito de entendimento do conceito de quantização um exemplo considerando um ADC com 8 *bits* de saída, o que permite quantizar o sinal de entrada em 256 níveis de saída, produzindo uma imagem digital com 256 níveis de cinza. Nesse caso, ainda considerando a configuração do item 2.1, com a saída dos sensores variando entre zero e 10V, cada degrau da escada quantizada, ou seja cada intervalo de tensão correspondente a um nível de cinza, possui uma variação de aproximadamente 0,04V. Ou seja, cada 0,04V somado no sinal de saída do sensor corresponde à mudança para um tom de cinza imediatamente mais claro e cada 0,04V diminuído na saída do sensor corresponde a mudança para um tom de cinza imediatamente mais escuro. Também é importante reforçar que essa variação de tensão depende da capacidade dos sensores de perceberem variações da quantidade de radiação transmitida por cada região radiografada. Se a diferença de radiação transmitida através de regiões com tecidos diferentes (e que absorvem de forma diferente a radiação X) não produzir uma diferença de pelo menos 0,04V na saída dos sensores que captam a radiação de cada uma dessas regiões, elas serão representadas na imagem digital com o mesmo tom de cinza, o que significa dizer que, olhando a imagem, não seremos capazes de identificar a existência de duas regiões distintas.

Pensando em um exemplo prático, imagine a situação da existência de um nódulo em uma mama, circundado por tecido fibroglandular normal. Via de regra, os nódulos sólidos da mama são mais densos que o tecido fibroglandular normal, por isso atenuam mais o raios-X e devem aparecer mais claros na imagem mamográfica em relação ao tecido normal. Porém, considerando um aparelho de mamografia digital com ADC calibrado conforme descrito anteriormente e com 8 *bits* na saída (256 níveis de cinza), se a diferença de atenuação da radiação que chega nos sensores que representam as regiões de tecido normal e o nódulo na imagem não for pelo menos de 0,04V, essas regiões serão representadas com o mesmo nível de cinza e o nódulo, embora existindo na mama, não aparecerá na mamografia digital.

Essa característica dos sistemas digitais em relação à sua capacidade de reproduzir pequenas variações da propriedade física detectada na região do FOV (no exemplo em questão a variação da quantidade de radiação X que chega em cada sensor) se chama **resolução de contraste** ou **resolução de quantização**.

Ainda considerando a configuração anterior de um conjunto de sensores calibrados para trabalhar na faixa de zero a 10V, uma forma de aumentar a sensibilidade para conseguir representar variações menores na radiação incidente em diferentes tons de cinza na imagem,



seria utilizar um ADC com um maior número de portas na saída. Por exemplo, em vez de 8 *bits*, poderíamos utilizar um com 10 *bits*, o que resultaria em 1.024 níveis de saída (tons de cinza), variando entre zero (0,0,0,0,0,0,0,0,0,0) e (1,1,1,1,1,1,1,1,1,1). Nesse caso, a diferença de tensão necessária para separar cada tom de cinza na imagem seria de aproximadamente 0,01V - quatro vezes menor que na situação anterior. Nesse caso, considerando o exemplo da mamografia digital, o nódulo provavelmente seria identificado na imagem como uma região mais clara, em contraste com uma região mais escura representando o tecido normal.

A resolução de contraste também é uma característica importante para se avaliar a qualidade diagnóstica da imagem digital. Considerando que a imagem representa a variação espacial de uma propriedade física no FOV, quanto menor for essa variação, maior o número de níveis de cinza necessários para representá-la, ou seja, maior deve ser a resolução de contraste. Repare que o número de níveis de cinza é a potência de dois do número de *bits* na saída do ADC. Por exemplo, 8 *bits* correspondem a 256 níveis de cinza ($2^8 = 256$), 10 *bits* correspondem a 1.024 níveis de cinza ($2^{10} = 1.024$), 12 *bits* correspondem a 4.096 níveis de cinza ($2^{12} = 4.096$) e 16 *bits* correspondem a 65.536 níveis de cinza ($2^{16} = 65.536$). Atualmente, os equipamentos digitais de diagnóstico por imagem trabalham com resoluções de contraste de 256 níveis de cinza (ressonância magnética e angiografia digital), 1.024 níveis de cinza (mamografia digital, radiografia digital de tórax) e 4.096 níveis de cinza (tomografia computadorizada por raios-X).

Repare também que o valor do nível de cinza do *pixel* também é uma representação em número decimal da palavra binária quantizada. Se considerarmos que o valor do *bit* caminha do mais significativo para o menos significativo quando percorremos a palavra binária da direita para esquerda, teremos para uma palavra de 8 *bits*, por exemplo os seguintes valores (27,26,25,24,23,22,21,20), que correspondem a (128,64,32,16,8,4,2,1), lembrando que qualquer número elevado a zero vale 1.

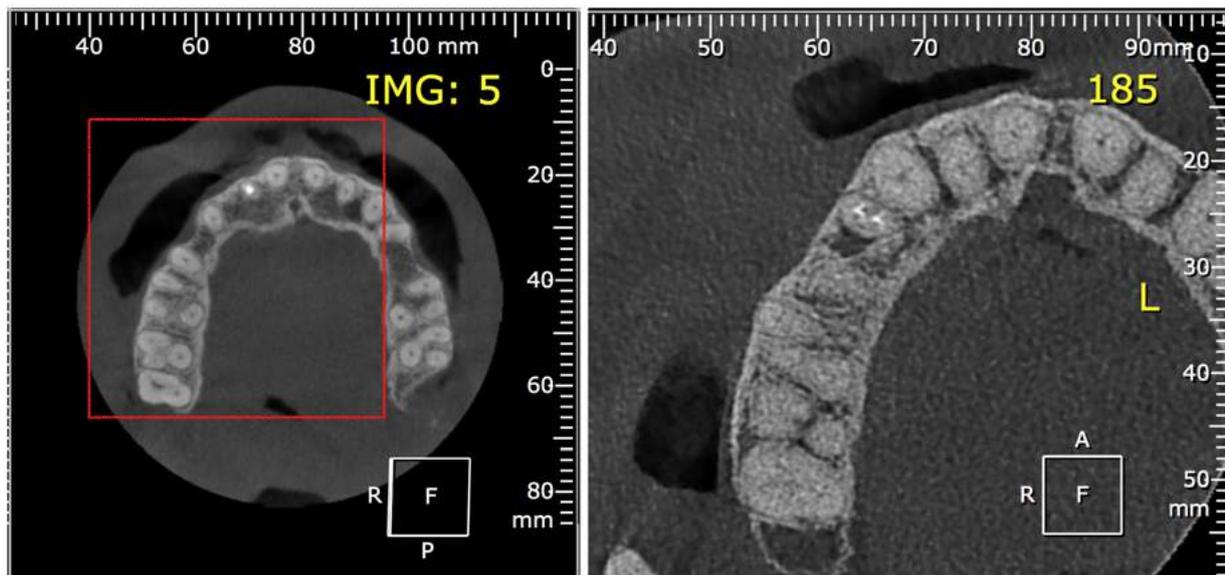
Para calcular o valor do nível de cinza de um determinado *pixel* basta multiplicar os valores das potências de dois pelas respectivas saídas zero e um do ADC e somá-las. Por exemplo, (0,0,0,0,0,0,0,0) corresponde ao nível de cinza zero ($0*128 + 0*64 + 0*32 + 0*16 + 0*8 + 0*4 + 0*2 + 0*1$), (1,1,1,1,1,1,1,1) corresponde ao nível de cinza 255 ($1*128 + 1*64 + 1*32 + 1*16 + 1*8 + 1*4 + 1*2 + 1*1$). A palavra binária (1,0,0,1,1,0,1,0) corresponde ao nível de cinza 154 ($1*128 + 0*64 + 0*32 + 1*16 + 1*8 + 0*4 + 1*2 + 0*1$) e assim por diante. O mesmo raciocínio serve para as demais resoluções de contraste, bastando acrescentar as outras potências de dois correspondentes.

Embora, em um primeiro momento, possa parecer que o ideal seria garantir a máxima resolução espacial e de contraste para todas as modalidades de imagem digital, existem algumas questões importantes que precisam ser consideradas. Quando se diminui a área (superfície) do sensor para aumentar a resolução do detector digital, a relação sinal ruído no sensor também diminui. Todo sistema eletrônico apresenta um certo nível de ruído, ou seja, uma oscilação aleatória (que não corresponde à realidade) que se sobrepõe ao sinal que está sendo medido. Além disso, o valor medido da propriedade física que está sendo mapeada pelo sensor também pode variar. Por exemplo, quando os sensores de um detector são expostos a um feixe uniforme de raio-X, se esperaria que o sinal detectado fosse perfeitamente uniforme sobre todo o detector. Porém, quando utilizamos baixas doses de radiação, é possível perceber uma variação aleatória nos níveis de cinza da imagem. Essa variação pode dar às imagens uma aparência granulada ou texturizada, mais ou menos como aquelas televisões antigas sem sinal. Esse padrão aleatório de variação da radiação, chamado de **ruído quântico** ou **randômico**, é inerente à natureza do processo de geração dos raios-X e está sempre superposto ao sinal que se quer medir, que é



o padrão da radiação transmitida através das estruturas do paciente. Se a radiação que chega nos sensores é muito baixa, começa a existir a predominância do ruído sobre o sinal que se quer mapear e a imagem perde sua qualidade diagnóstica. Ou seja, imagens de alta resolução tendem a ser mais ruidosas, conforme observado na Figura 22.

Figura 22 - Exemplo de como o aumento da resolução pode aumentar o ruído de uma imagem



Fonte: Michella D. Zastrow (radiologista odontológica), da Clínica Radimagem Digital (Florianópolis, SC).

Nesse exemplo (Figura 22), imagens de tomografia computadorizada de maxila (face) com diferentes FOV são mostradas. Na imagem da esquerda, temos a aquisição de toda a maxila (FOV maior), enquanto à direita, a aquisição de apenas parte de outra maxila (que corresponderia aproximadamente ao contorno em vermelho sobre a primeira imagem). Observe que a resolução espacial é melhor na imagem da direita; no entanto, é evidente a granulação da imagem, justamente pelo maior ruído incorporado (Figura 22). Da mesma forma, se aumentarmos a resolução de contraste, aumentando os níveis de quantização do ADC, a variação do sinal que representa a diferença de um nível de cinza entre os seus vizinhos imediatos diminui. Novamente, se a relação sinal-ruído for baixa, a imagem também será ruidosa, exibindo padrões aleatórios sobrepostos à informação anatômica (ou funcional), prejudicando a qualidade diagnóstica da imagem.

No caso da imagem radiográfica, para compensar o aumento da resolução espacial e/ou da resolução de contraste é necessário aumentar a quantidade de radiação que chega nos sensores do detector, o que, geralmente, implica também no aumento da dose de radiação à qual o paciente está exposto. Se lembrarmos que radiação X é ionizante, o aumento da dose à qual o paciente é exposto deve ser sempre evitado e, então, é sempre compromisso entre a resolução da imagem (espacial e de contraste) necessária para garantir o diagnóstico e a dose de radiação. No contexto da proteção radiológica, esse compromisso recebe o nome de princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable* - em tradução livre para o português, “tão baixa quanto razoavelmente alcançável”). Trata-se de um conceito de segurança em procedimentos com emissão de radiação com o objetivo de minimizar as doses de exposição de pacientes e de trabalhadores, empregando, para tal, todos os métodos razoáveis existentes.



De forma análoga, para toda modalidade de obtenção de imagens que mapeia a variação de uma determinada propriedade física do tecido biológico, existe sempre um compromisso entre as resoluções espacial e de contraste máximas possíveis e a qualidade diagnóstica necessária, que é estabelecida pela relação entre o sinal e o ruído detectados pelos respectivos sensores.

2.4 Pixel, Voxel e Espessura de Corte

Como visto anteriormente, existem imagens planas e imagens volumétricas. Nos exames que utilizam imagens planas (imagens 2D) as estruturas anatômicas, que são volumétricas, são representadas de forma sobreposta no plano da imagem. Por exemplo, é fácil entender que, em uma radiografia plana, a quantidade de radiação que chega em um determinado sensor do detector depende da trajetória do feixe de raios-X dentro da estrutura anatômica da qual estamos fazendo a imagem. Conforme já vimos, se o feixe atravessar uma região com tecido de menor densidade ou espessura, ou seja, que atenua menos os raios-X, como, por exemplo, a região do pulmão em uma radiografia de tórax, essa região será representada na imagem por *pixels* com tons de cinza mais escuros. Por outro lado, se a região anatômica for constituída por tecidos mais densos ou mais espessos, como os ossos das costelas em uma radiografia de tórax, ela será representada na imagem por *pixels* com tons de cinza mais claros.

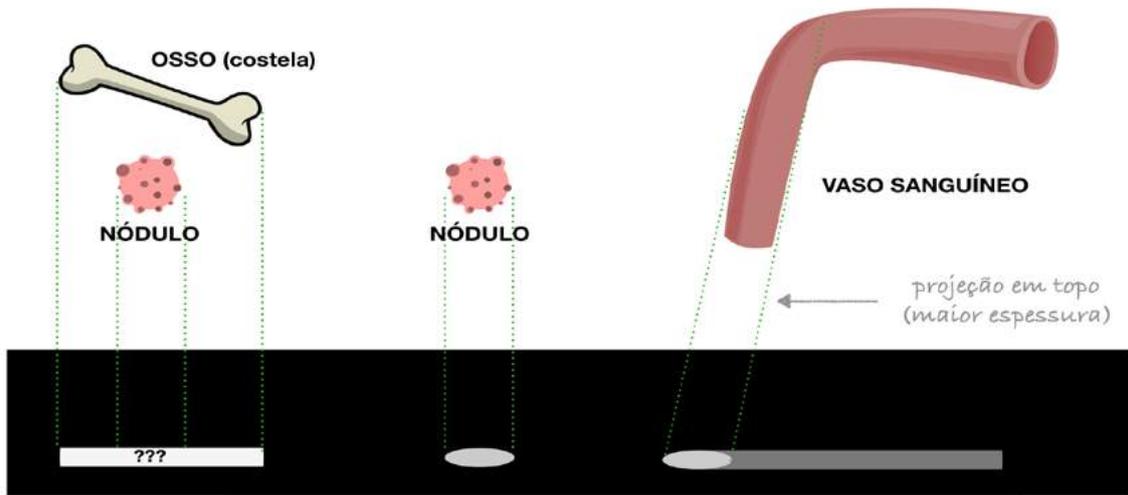
E o que acontece nas regiões onde temos sobreposição das costelas e dos pulmões? Evidentemente, teremos uma predominância da imagem das costelas, pois como elas absorvem mais raios-X, a quantidade de radiação que chega nos sensores do detector não será suficiente para produzir um sinal compatível com os tons de cinza que representam o pulmão na imagem. Essa é uma limitação de todo exame por imagem 2D: as partes da estrutura anatômica 3D são representadas de forma superposta na imagem plana. Esse efeito de sobreposição limita a capacidade de representação dos objetos de interesse na imagem plana. Por exemplo, se existir um nódulo no pulmão que fique sobreposto por uma costela na imagem plana é possível que não seja possível a sua visualização de maneira adequada, ou seja, o nódulo pode não aparecer na imagem.

Além disso, a sobreposição das estruturas na imagem pode também produzir um padrão falso (chamado de **artefato**), indicando a presença de algum objeto que não existe realmente na estrutura anatômica. Por exemplo, a sobreposição de estruturas vasculares, projetadas em diferentes ângulos no plano da imagem, pode simular um nódulo no pulmão que na verdade não existe. Evidentemente, faz parte do treinamento do profissional aprender a reconhecer e a lidar com esse tipo de situação.

Observe, no centro da Figura 23, a representação de um nódulo e sua projeção em um tom de cinza intermediário (por ter um determinado tamanho e densidade). À esquerda, esse nódulo está projetado sobre a costela (osso), que absorve maior quantidade de raios-X (tom de cinza mais claro), não sendo possível identificar o nódulo, que fica “escondido”. À direita, representação de um vaso sanguíneo projetado em diferentes ângulos, sendo que a parte projetada com maior espessura (em topo) produz uma imagem muito semelhante ao nódulo (tanto na forma quanto no tom de cinza), enquanto a porção projetada com menor espessura é reproduzida num tom de cinza mais escuro.



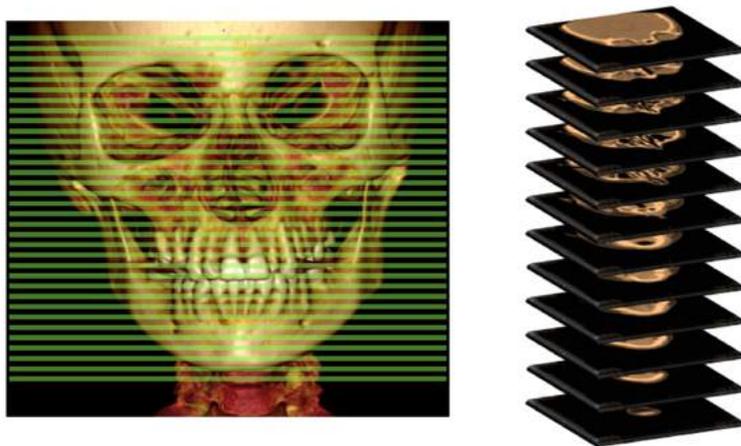
Figura 23 - Sobreposição de estruturas na imagem 2D



Fonte: autoria própria.

Essas limitações apresentadas pelos exames 2D são eliminadas quando utilizamos exames baseados em imagens volumétricas (3D). De forma bem simplificada, podemos entender uma imagem 3D como uma pilha de imagens 2D que representam diferentes cortes (ou fatias) da estrutura anatômica. Seria como se cortássemos o volume anatômico em fatias (algo como fatiar um salame), fizéssemos a imagem de cada corte e depois montássemos uma pilha com todas as imagens. O bom é que não precisamos fatiar o objeto do qual queremos fazer a imagem 3D. Os equipamentos fazem as aquisições de diferentes planos (projeções) do objeto (região anatômica) e depois um algoritmo computacional cria uma projeção matemática do volume (Figura 24).

Figura 24 - Exemplo de imagem 3D



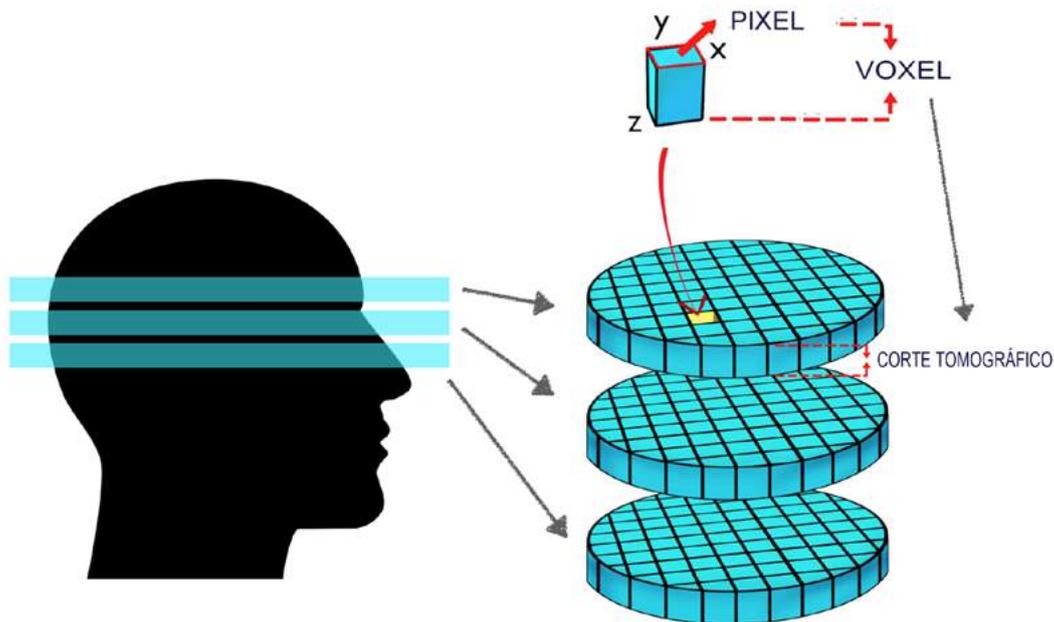
Fonte: autoria própria.

Quando falamos em cortes de um objeto, é importante ressaltar que podemos seccioná-lo em fatias com diferentes espessuras, e essa espessura é considerada na representação desse objeto. Ou seja, a nossa representação matemática da imagem passa a ser formada por uma



superfície (*pixel*) com uma certa altura (que corresponde à espessura de corte), e esse conjunto receberá o nome de **voxel** (combinação de volume + *pixel*), também chamado de **elemento de volume** (Figura 25).

Figura 25 - Representação *pixel* - *voxel*

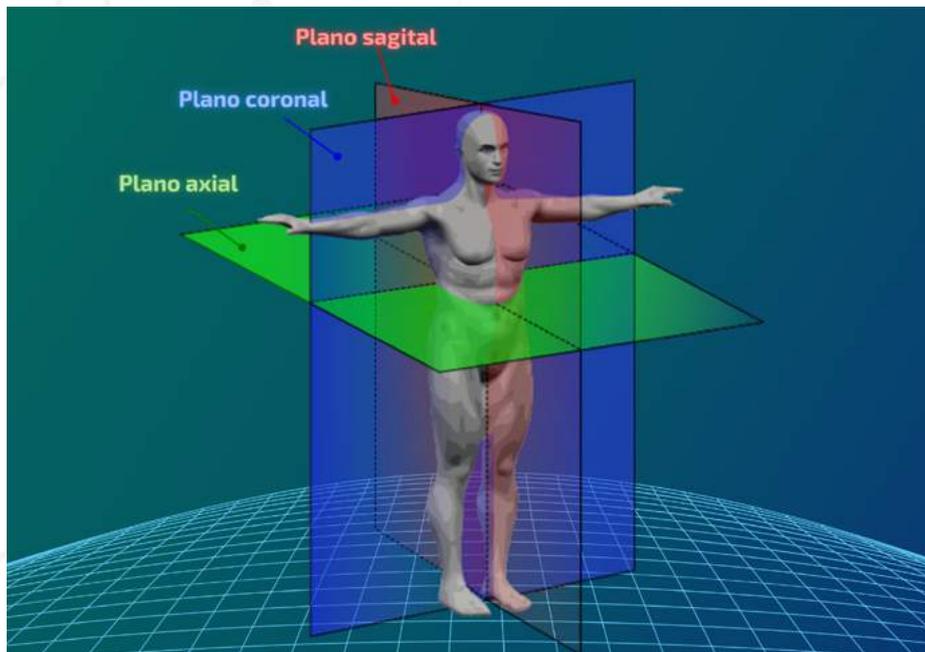


Fonte: Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Universidade Federal de Santa Catarina (2005). TCC. Verificar nas referências do trabalho.

Quando utilizamos exames com imagens 3D, a qualidade da imagem dependerá da resolução espacial, da resolução de contraste e também da espessura de corte utilizada no momento da aquisição. Espessuras menores de corte permitem mapear detalhes mais finos da região anatômica (ou objeto de interesse), porém, a diminuição da espessura de corte também implica na diminuição da relação sinal-ruído na imagem, podendo ocasionar degradação significativa, com perda da qualidade diagnóstica. Outra característica importante é que nas imagens 3D temos diferentes eixos de orientação que podem ser utilizados para sua visualização, sendo os mais utilizados o axial (ou transversal), o sagital e o coronal (Figuras 26 e 27).

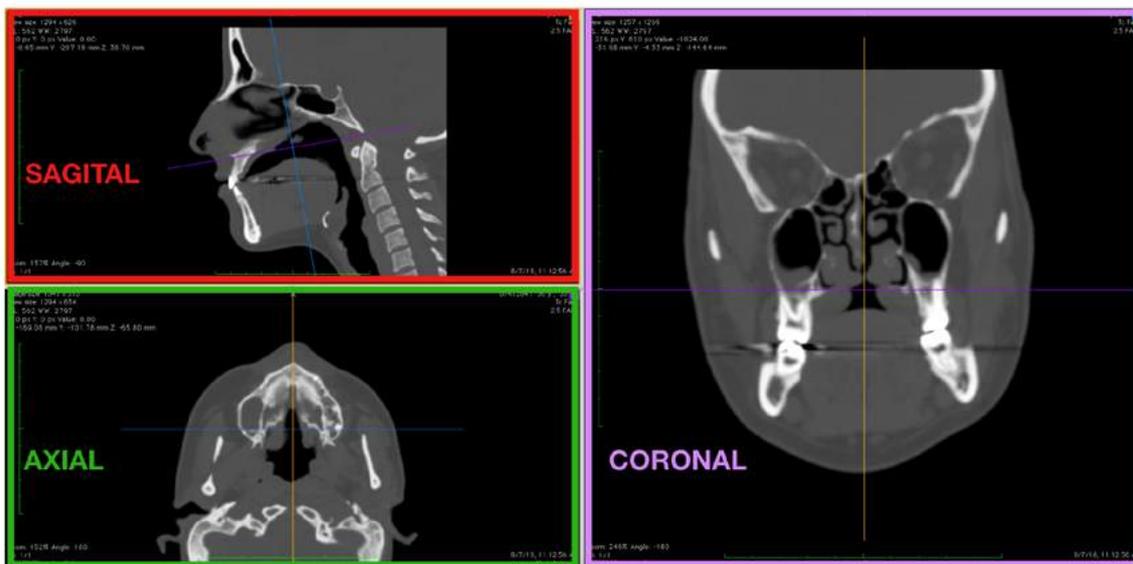


Figura 26 - Representação de diferentes eixos de orientação



Fonte: Wikipedia adaptada.

Figura 27 - Visualização multiplanar (nos planos axial, sagital e coronal) de um exame volumétrico de face (tomografia computadorizada)



Fonte: autoria própria.

Observe, na Figura 28, a relação entre a imagem digital, *pixel*, *voxel*, corte tomográfico e a intensidade do *pixel*, que matematicamente determina o seu tom de cinza.

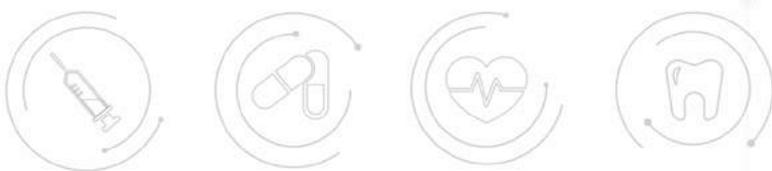


Figura 28 - Representação da relação entre imagem digital, *pixel*, *voxel*, corte tomográfico e a intensidade do *pixel*

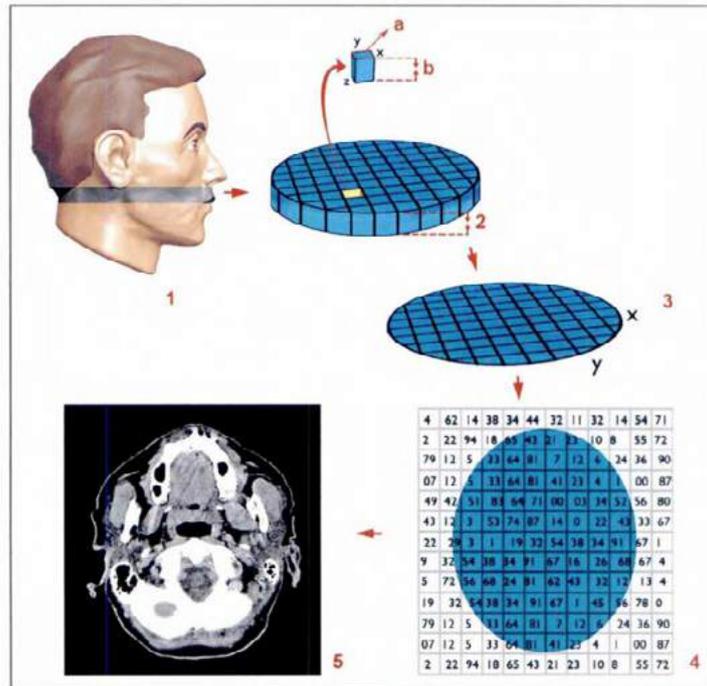


FIGURA 12 – Processo de “aplainamento da imagem”. Na seqüência: em 1, há a região de interesse a ser tomografada; em 2, um dos cortes tomográficos da região de interesse. No detalhe, um *voxel*, sendo evidenciado em (a) um *pixel* (x,y) e em (b) o eixo z, definido pela espessura de corte. Em 3, o “aplainamento” do corte tomográfico através do qual cada *voxel* é representado por um *pixel*. Em 4, exemplo hipotético da linguagem numérica do computador, através da qual cada *pixel* recebe um número de TC. Em 5, cada *pixel* expressa um grau de luminosidade conforme o seu número de TC. O conjunto forma a imagem digital final expressa na tela de visualização.

Fonte: ilustração da pesquisa, Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia, UFSC, 2005.

Nota: Processo de “aplainamento da imagem”. Na seqüência: em 1, há a região de interesse a ser tomografada; em 2, um dos cortes tomográficos da região de interesse. No detalhe, um *voxel*, sendo evidenciado em (a) um *pixel* (x,y) e em (b) o eixo z, definido pela espessura de corte. Em 3, o “aplainamento” do corte tomográfico através do qual cada *voxel* é representado por um *pixel*. Em 4, exemplo hipotético da linguagem numérica do computador, através da qual cada *pixel* recebe um número de TC. Em 5, cada *pixel* expressa um grau de luminosidade conforme o seu número de TC. O conjunto forma a imagem digital final expressa na tela de visualização.

Fonte: Especialização em Radiologia Odontológica e Imaginologia da Universidade Federal de Santa Catarina (2005).



1. Considerando uma imagem digital com resolução espacial igual a 256, *pixels* com valor igual a $(0,0,0,1,1,0,0,1)$, serão representados na imagem com um tom de cinza igual a: _____.

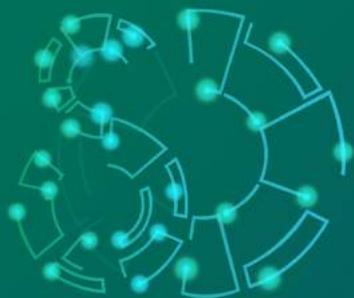


Para relembrar...

Qual é o modelo matemático utilizado para representar uma imagem digital?

O modelo matemático utilizado para representar uma imagem digital é uma função bidimensional, sendo que para cada elemento (x,y) na imagem (pixel) temos associado um valor $f(x,y)$ correspondente à intensidade luminosa (nível de cinza) naquele ponto.





EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Unidade 3 **Arquivamento e Comunicação de Imagens**

Maria Inês Meurer

Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques



3.1 *Picture Archiving and Communication System (PACS): o Sistema para Arquivamento e Distribuição de Imagens Digitais para Diagnóstico*

Como vimos na Unidade 2, a possibilidade de adquirir imagens no formato digital e arquivá-las em computadores trouxe uma série de facilidades para a área do diagnóstico por imagens. No entanto, também criou a necessidade de organização desses arquivos e, com o advento da *Internet*, do seu compartilhamento. Os chamados PACS (*Picture Archiving and Communication System*) são justamente isso: sistemas que arquivam de forma organizada os exames adquiridos por diferentes equipamentos, permitindo também a sua distribuição, garantindo que o acesso ocorra apenas por pessoas autorizadas.

O conceito de PACS surgiu inicialmente no final dos anos 80. Nessa época os Estados Unidos da América (EUA) passavam por um processo de popularização das redes de computadores, que saíram da esfera militar e de defesa nacional - como NASA (*National Aeronautics and Space Administration*) e Pentágono (sede do Departamento de Defesa dos Estados Unidos) - e passaram a se difundir pela sociedade civil, com destaque nas áreas de educação e saúde. No campo do diagnóstico por imagem, embora já existissem equipamentos geradores de imagem em formato digital, o processo de visualização para avaliação dos achados radiológicos ainda era feito em filmes. Equipamentos de tomografia computadorizada, por exemplo, já existentes no ambiente clínico desde a década de 70, geravam as imagens dos cortes anatômicos no computador e depois enviavam essas imagens via ligação cabeada ponto a ponto para uma estação de processamento, onde os cortes de maior interesse eram selecionados e enviados para uma processadora multiformato, que fotografava os cortes em um filme especial, que posteriormente era revelado e enviado para o radiologista para fins de produção do relatório (laudo) (Figura 29).

Esse fluxo de trabalho era o padrão na década de 80 para os equipamentos digitais. O conjunto de trabalho era formado pelo equipamento de aquisição de imagens e seu computador controlador (chamado de *console*), uma estação de processamento para escolha e ajuste das imagens principais e uma impressora multiformato, todos fornecidos por um mesmo fabricante. Como esse conjunto era conectado ponto a ponto, por cabeamento dedicado e a visualização das imagens para o diagnóstico era feita em filmes utilizando negatoscópios¹, não existia preocupação em relação a como as imagens eram produzidas, armazenadas e distribuídas localmente antes de serem enviadas para os filmes. Embora alguns equipamentos já possuíssem sistema de gravação de mídias digitais, essas tinham capacidade de armazenamento muito baixa, permitindo armazenar um ou dois exames completos de tomografia, dependendo da resolução das imagens.

Além disso, os equipamentos de uma determinada empresa fornecedora da solução digital não conseguiam “ler” os dados produzidos e armazenados em mídias de outras empresas. Ou seja, a forma como os dados das imagens eram codificados nas mídias (padrão de arquivamento) se constituía em segredo industrial e só existia compatibilidade entre equipamentos de uma mesma empresa (e, ainda assim, às vezes não era garantido).

1 Negatoscópio: painel de luz de LED ou fluorescente branca projetado para visualização mais precisa de exames de imagem, como raio-x e tomografias.

Figura 29 - Representação do fluxo de trabalho para aquisição de imagens na década de oitenta



Fonte: autoria própria.

Com a capilarização das redes de computadores nos EUA, na segunda metade da década de 80 e início da década de 90, o fluxo de trabalho existente no diagnóstico por imagem passou a ser questionado. Pois, se era possível fazer a troca de dados entre diferentes computadores ligados em rede, o que ficava cada vez mais comum com o surgimento das primeiras *LAN houses*, porque não era possível fazer a troca de dados de imagens médicas entre equipamentos e estações de processamento e visualização de fabricantes diferentes?

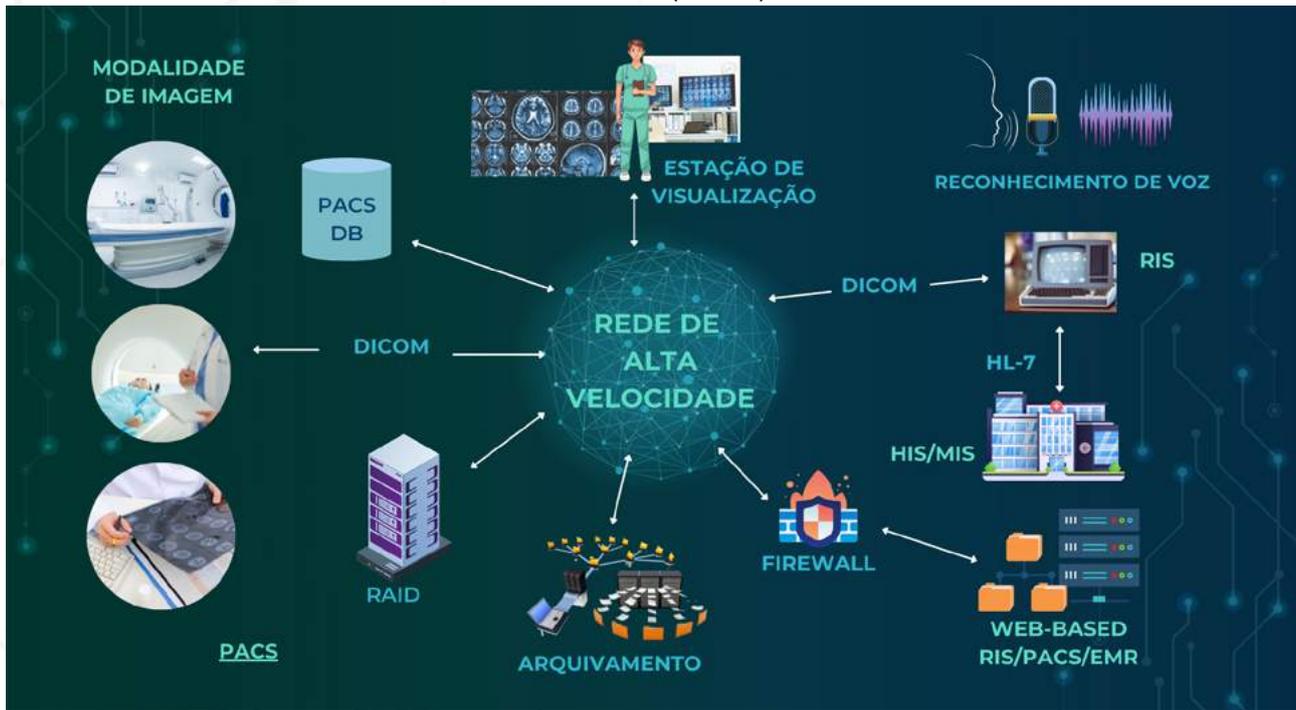
A insatisfação com as limitações presentes no modelo de trabalho existente na área fez com que surgisse um movimento voltado para o estudo e implementação de um novo fluxo de trabalho que permitisse o arquivamento e a comunicação de imagens de maneira segura, padronizada e independente do fabricante. Em um esforço conjunto entre o Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology*), Associação Nacional dos Fabricantes de Equipamentos Elétricos (*National Electrical Manufacturers Association* [NEMA]) e algumas universidades americanas, foi proposto o modelo conceitual e técnico para um sistema de arquivamento e comunicação de imagens: o PACS.

Ampliando um pouco o conceito, então, o PACS (Figura 30) é um conjunto de programas (*software*) e equipamentos (*hardware*) que possibilita a geração, arquivamento, comunicação e visualização de imagens médicas, de forma distribuída e independente dos fabricantes. Por definição, um PACS deve prover:

- a visualização em estações locais e remotas de imagens e laudos;
- o armazenamento em meios magnéticos ou ópticos usando equipamentos digitais para recuperação e visualização em curto e longo prazos; e
- a comunicação usando redes locais (*Local Area Network* [LAN]), redes de longa distância (*Wide Area Network* [WAN]) ou outros serviços públicos de telecomunicações. Deve também possuir sistemas com *interfaces* por modalidade (ou seja, diferentes equipamentos de aquisição), bem como conexões para serviços de saúde e informações departamentais, oferecendo um sistema integrado para o usuário final (Figura 30).



Figura 30 - Modelo esquemático de um sistema de arquivamento e comunicação de imagens médicas (PACS)



Fonte: autoria própria.

3.2 Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM): o Padrão para Geração, Armazenamento, Comunicação e Visualização de Imagens Digitais para Diagnóstico

A sigla DICOM vem do inglês *Digital Imaging and Communications in Medicine* (em uma tradução livre, significa comunicação de imagens digitais em Medicina). Essa sigla descreve um formato específico para imagens de diagnóstico. Da mesma forma que há formatos específicos para arquivos de texto (por exemplo, o .docx do *Word*®, ou o .jpg para fotografias), o formato DICOM (.dcm) foi especificamente desenvolvido para imagens de diagnóstico.

O formato DICOM inclui um conjunto de regras que padroniza as informações a serem coletadas e associadas a uma imagem ou grupo de imagens eletrônicas de um determinado indivíduo. Esse formato foi adotado como padrão para garantir que imagens adquiridas em diferentes equipamentos (por exemplo, ultrassonografia, tomografia computadorizada e ressonância magnética), de diferentes fabricantes, pudessem ser visualizadas em programas não específicos daquele fabricante. Exemplificando: anteriormente a essa iniciativa, uma imagem radiológica que fosse adquirida em um equipamento da empresa X só poderia ser visualizada em um programa fornecido pela mesma empresa X; assim, se uma pessoa fizesse exames em equipamentos diferentes, seria necessário que o profissional que solicitou os exames tivesse os programas de cada empresa para poder visualizar as imagens, que tinham formatos “proprietários” (ou seja, de propriedade daquela empresa). O acordo que definiu um conjunto de normas a ser seguido por todos os fabricantes de equipamentos foi um passo muito importante para facilitar o acesso aos exames pelo paciente - que, na prática, é o verdadeiro proprietário das informações - e pelo profissional que o assiste.

Atualmente, o formato no padrão DICOM é utilizado no mundo todo para armazenar, recuperar (buscar em outro local e trazer de volta), visualizar e compartilhar imagens para diagnóstico. Da mesma forma que um arquivo do *Word*® não pode ser aberto em um programa,



por exemplo, para visualizar fotografias, um exame em formato DICOM precisa ser aberto em programas específicos para “ler” esse tipo de arquivo.

Mas, se um exame por imagem é, em última instância, uma imagem, porque não utilizar um outro formato mais comum – como o .jpg – para armazená-la e/ou compartilhá-la? A resposta é: um exame em formato DICOM traz muito mais informações do que “apenas” a imagem. E mesmo a imagem, no formato DICOM, traz uma série de possibilidades de processamento e visualização que uma imagem em formato .jpg não oferece. Falaremos mais sobre essas possibilidades de visualização e processamento na Unidade 4 deste Microcurso.

De forma simplificada, um exame em formato DICOM contém como que diversos “pacotes” de informações (chamados de metadados), agregados por similaridade, como: dados do paciente (nome, idade, sexo, nascimento), temporais (ano, dia, hora do exame), do equipamento (marca, modelo), do serviço de saúde onde o exame foi efetuado, dos parâmetros de aquisição das imagens (FOV, matriz, tamanho de *pixel/voxel*, intensidade do *pixel*), do exame (tipo de exame, se tem uma ou mais imagens, se essas imagens são únicas ou fazem parte de um grupo de imagens específico – por exemplo, cortes axiais, cortes coronais, imagens boas para visualizar osso ou boas para visualizar tecidos moles), entre outras informações.

Há programas específicos – alguns inclusive gratuitos (veja algumas opções no quadro abaixo) – que são utilizados para “desempacotar” as informações de forma correta, possibilitando que esse conjunto seja novamente acessado – ou apenas parte dele. Por exemplo, se considerarmos uma rede compartilhada de dados em saúde, é possível resgatar as informações de um determinado exame específico de um indivíduo específico ou um conjunto de exames de um determinado indivíduo, dentro de um período determinado de tempo. Outro exemplo: é possível omitir ou mascarar algumas informações (por exemplo, o nome do paciente) ao compartilhar um exame; por exemplo, ao solicitar a um colega uma segunda opinião de diagnóstico em um exame de uma pessoa pública, garantindo assim a privacidade do proprietário do exame (o paciente). Um terceiro exemplo: é possível agregar ao conjunto de informações os dados relativos ao diagnóstico (por exemplo, o código da doença do paciente de acordo com sistemas internacionais), permitindo recuperar apenas exames relacionados a uma determinada doença, para estudá-la de forma mais aprofundada e sem que a identidade dos pacientes seja revelada.

Alguns programas que permitem visualizar imagens em formato DICOM:

- **MedDream**[®]: disponível para sistemas operacionais Windows[®] e Linux[®]. O programa MedDream oferece uma ferramenta que permite anonimizar o exame antes de compartilhá-lo: <https://www.dicomlibrary.com/>
- **Imaios**[®]: visualizador *online*.
- **PostDICOM**[®]: compatível com Windows[®], MacOS X[®] e Linux[®], além de Android[®] e iOS[®]. Versão completa com assinatura.
- **Horos**[®]: visualizador de código aberto para MacOS[®], sendo a versão gratuita do Osirix MD[®]. Segundo os desenvolvedores, não se destina a uso para diagnóstico.
- **Weasis**[®]: visualizador que pode ser integrado ao PACS, com versões para Windows[®], MacOS[®] e Linux[®].
- **RadiAnt**[®]: compatível com Windows[®], é um sistema leve, funcionando apenas como visualizador (não armazena exames), e também não se destina a uso para diagnóstico.
- **InVesalius**[®]: desenvolvido pelo Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI), no Brasil, oferece versão em português brasileiro e em inglês, com versões para Windows[®], Linux[®] e MacOS[®]. Também permite a exportação em formatos que podem ser lidos por impressoras tridimensionais.



Você pode até salvar um arquivo DICOM em imagens no formato .jpg, mas várias informações podem ser perdidas. Então, é importante ponderar quando será uma boa estratégia, incluindo a questão da validade legal (jurídica) dessas imagens.

Arquivos em formato DICOM, como qualquer arquivo em formato digital, podem ser arquivados em mídias físicas (como CDs, DVDs ou *pendrives*), em mídias virtuais (nuvem) ou em servidores PACS. Arquivos DICOM, por conterem várias informações e imagens de alta qualidade, geralmente, geram arquivos grandes e que ocupam muito espaço em memória para o seu armazenamento.

Os programas que permitem o acesso a arquivos em formato DICOM podem oferecer ferramentas que permitem bem mais do que simplesmente visualizar as imagens. No caso dos exames volumétricos, por exemplo, pode ser possível reconstruir o conjunto de imagens em planos diferentes ou produzir reconstruções tridimensionais. Ferramentas de mensuração e variação de brilho e de contraste também são comuns. Alguns oferecem a possibilidade de “ler” a intensidade de um grupo de *pixels/voxels*, o que pode auxiliar no diagnóstico de condições específicas. Outros permitem a exportação em formatos que podem ser lidos por impressoras tridimensionais, permitindo construir réplicas físicas de órgãos/estruturas anatômicas em diferentes materiais (como algumas resinas), num processo conhecido como prototipagem biomédica (Figura 31).

Figura 31 - Um protótipo biomédico construído a partir de imagens em formato DICOM de um exame de tomografia computadorizada



Fonte: autoria própria.

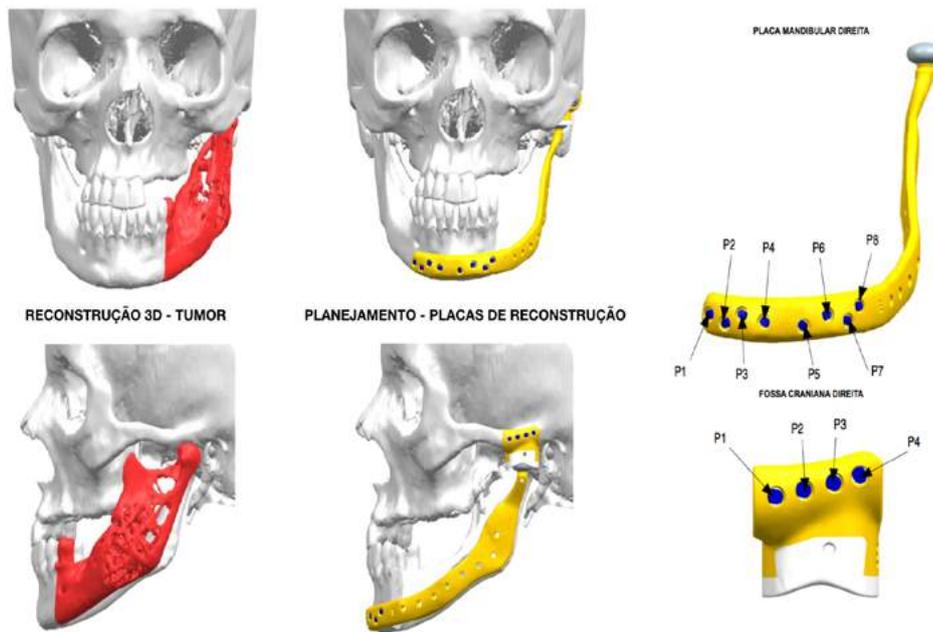
Há, ainda, programas dedicados ao planejamento virtual de cirurgias (Figura 32). Assim, a escolha do programa mais adequado dependerá muito das necessidades do profissional que está utilizando as imagens. Veja [exemplos](#) da aplicação desses processos na reconstrução de orelhas e no planejamento cirúrgico em Otorrinolaringologia.

Esses protótipos podem ser utilizados para registro e/ou representação de determinadas condições patológicas, mas, também, como apoio ao planejamento de procedimentos cirúrgicos. O protótipo aqui apresentado foi construído em uma colaboração do Programa de Pós-Graduação em Odontologia da Pontifícia Universidade Católica do Rio Grande do Sul com o Centro de Tecnologia da Informação Renato Archer (CTI). As imagens em formato DICOM foram



processadas no programa InVesalius®, e exportadas para um formato suportado por impressoras tridimensionais (Figura 32). Para conhecer um pouco mais sobre esse processo, acesse este [artigo](#).

Figura 32 - Ilustração de um planejamento cirúrgico em computador



Nota: À esquerda, em vermelho, pode ser observada a área a ser removida cirurgicamente pela presença de um extenso tumor em mandíbula. No centro, em amarelo, o planejamento em computador de prótese personalizada envolvendo também a articulação da mandíbula com o crânio. À direita, o mapa indicativo para fixação dos parafusos, que possuem tamanhos diferenciados.

Fonte: Imagens cedidas pelo Dr. Eduardo Meurer, do Hospital Regional Dr. Homero de Miranda Gomes (São José, SC). O projeto foi realizado pela empresa Engimplan® / Materialise® para um paciente tratado pelo Sistema Único de Saúde naquele hospital.

Assista a Vídeoaula 5 para aprofundar o seu conhecimento sobre o padrão DICOM e sua relação com o PACS e outros sistemas, como os Sistemas de Informação Hospitalar (HIS, do inglês *Hospital Information Systems*).



Vídeoaula 5 - Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM)



Fonte: autoria própria

3.3 Quiz

O protocolo DICOM (*digital imaging and communications in medicine*) possibilita que imagens médicas e informações vinculadas possam trafegar em uma rede de comunicação digital formada por diversos equipamentos médico-hospitalares. Com relação ao padrão DICOM, indique se é verdadeira ou falsa a seguinte assertiva:

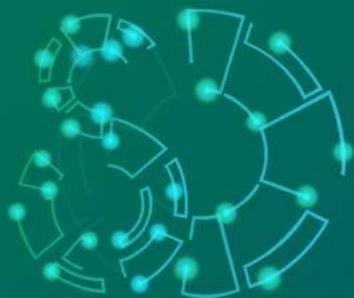
A natureza proprietária do padrão DICOM, dominada pelos grandes fabricantes de equipamentos médico-hospitalares, impossibilita iniciativas de desenvolvedores de aplicações computacionais em códigos abertos.



Para lembrar...

O que é um PACS (Picture Archiving and Communication System)?

PACS é o nome dado a um sistema de arquivamento e comunicação, composto por equipamentos e programas de computadores, voltado para o diagnóstico por imagem que permite o pronto acesso às imagens médicas em formato digital em qualquer setor de um hospital, clínica ou serviço de saúde.



EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Unidade 4 **Processamento e Visualização das Imagens de Diagnóstico**

Maria Inês Meurer

Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques



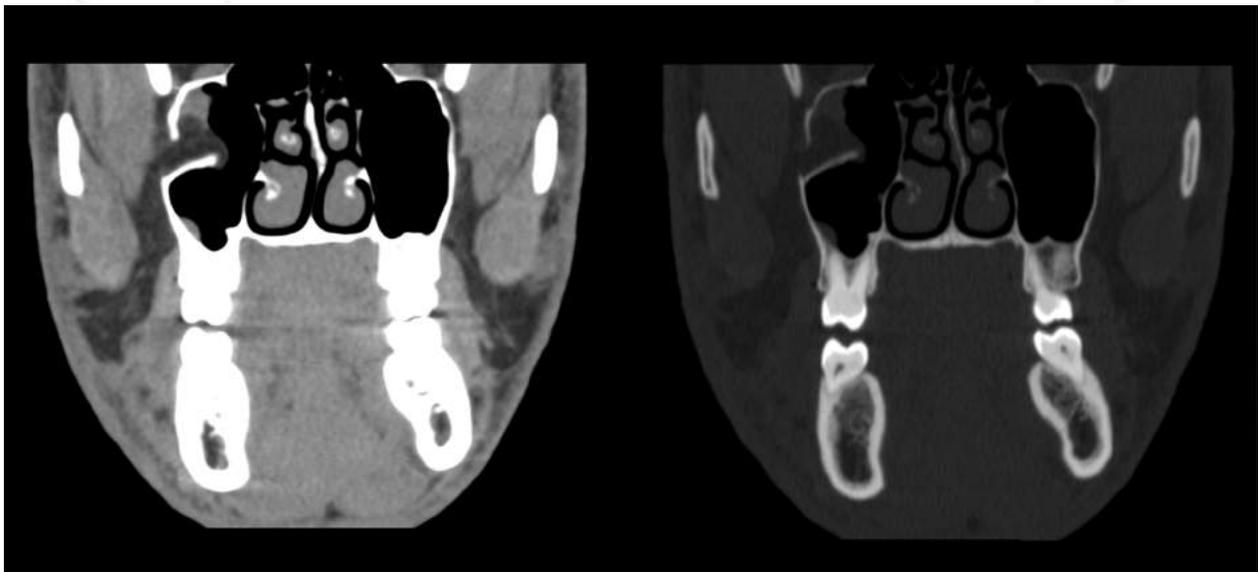
Unidade 4: Processamento e Visualização das Imagens de Diagnóstico

4.1 Visualização da Imagem Diagnóstica

Veja, a seguir, alguns exemplos de pós-processamento (Figuras 33 a 35).

Na Figura 33, observe que se trata do mesmo corte tomográfico, otimizado para visualização de diferentes tecidos. O olho humano e os monitores usados para visualização não conseguem mostrar 4.096 tons de cinza ao mesmo tempo; o janelamento permite ajustar a imagem para que se visualize de forma apropriada aquilo que se deseja, sem que haja modificação nos dados efetivamente registrados originalmente (já que são registrados numericamente). À esquerda temos a janela para tecidos moles, onde o contraste otimiza a visualização de músculos e tecido gorduroso, por exemplo. À direita, a janela óssea, que privilegia tecidos mineralizados. Observe que os tecidos mineralizados (dentes e ossos) são representados com uma única tonalidade (branco) na janela para tecidos moles; na janela óssea, por outro lado, os tecidos moles (que aparecem em diferentes tons de cinza na figura da esquerda) passam a ser representados de forma muito semelhante. Esse talvez seja o exemplo mais comum de otimização da imagem para inspeção visual com finalidade de diagnóstico.

Figura 33 - Pós-processamento com variação nos tons de cinza (janelamento)



Fonte: autoria própria

Para que essa mensuração seja possível (Figura 34), é necessário que o sistema tenha acesso a informações como FOV e resolução espacial da imagem, já que a estimativa de distâncias é efetuada a partir da contagem de *pixels/voxels* na imagem.



Figura 34 - Exemplo de mensuração quantitativa do tamanho de uma lesão



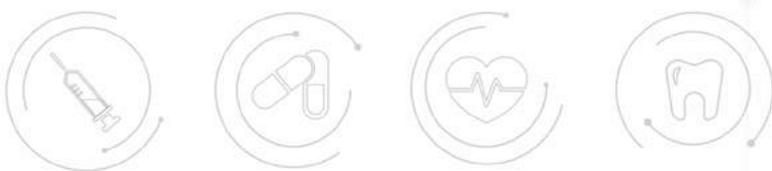
Fonte: autoria própria.

Neste exemplo (Figura 35), as intensidades de cinza originais foram substituídas por outras cores, associadas a diferentes graus de opacidade. Esta técnica permite demonstrar diferentes aspectos de uma alteração patológica. Alguns programas já trazem padrões pré-configurados, sendo possível também configurar padrões adicionais, a critério do operador.

Figura 35 - Pós-processamento de imagens tridimensionais de face utilizando a ferramenta LUT (*Look Up Table*)



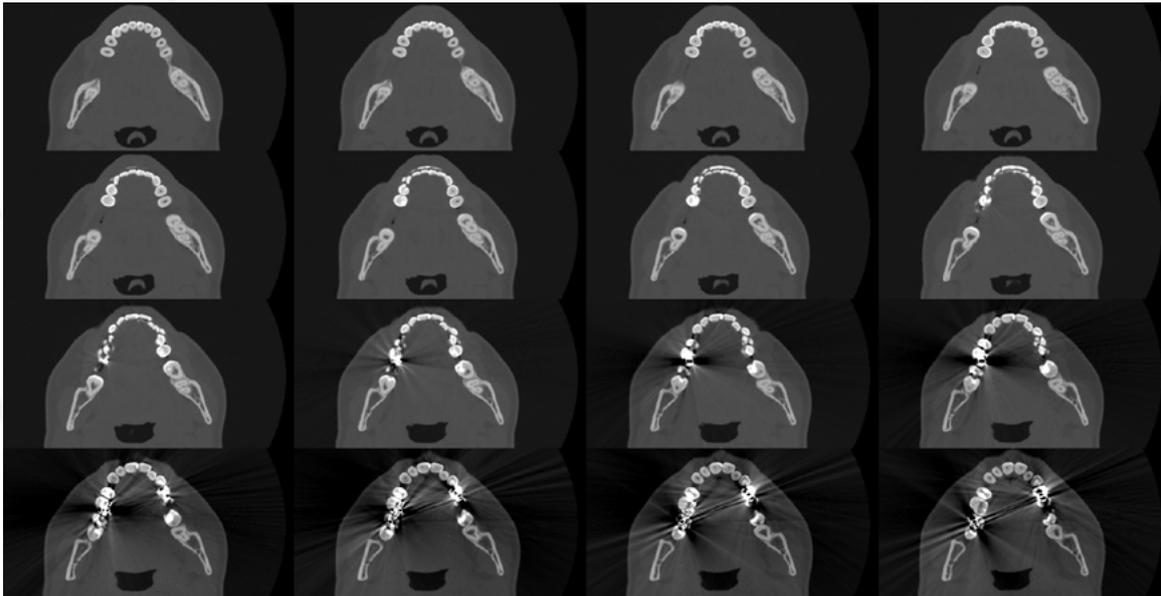
Fonte: autoria própria.



4.2 Visualização Plana e Volumétrica

Vimos, anteriormente, que os exames por imagem podem ser planos (2D) ou volumétricos (3D) e, também que, os exames volumétricos podem ser entendidos como uma pilha de exames planos que representam cortes (fatias) com espessura finita da estrutura anatômica da qual se obteve a imagem (Figura 36). Evidentemente, um exame plano será visualizado como uma imagem 2D. Porém, para os exames volumétricos existem formas variadas de visualização. Uma forma bastante simples é correr a pilha de cortes um a um e examiná-los como imagens 2D. Nesse caso cabe ao especialista reconstruir mentalmente o volume estudado.

Figura 36 - Exemplo de visualização de múltiplos cortes axiais planos de um exame de tomografia computadorizada, examinadas como imagens 2D

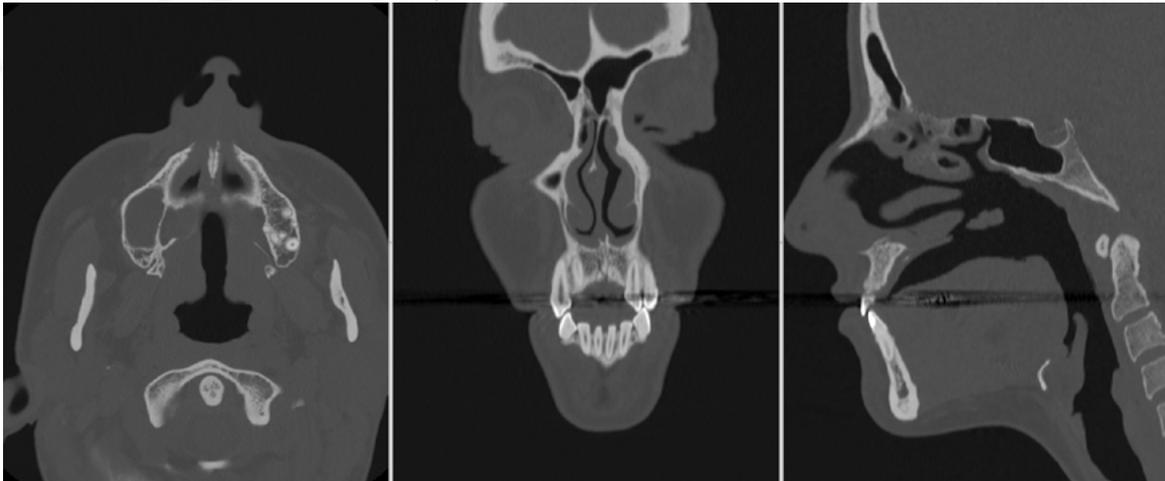


Fonte: autoria própria.

Uma outra possibilidade é trabalhar com o que se chama **reconstrução multiplanar** (*Multiplanar Reconstruction* - [MPR]), que é uma técnica que permite reformatar as imagens para outro plano de visualização diferente daquele no qual os cortes foram adquiridos. Dessa forma, é possível visualizar ao mesmo tempo o volume estudado em diferentes planos de corte (coronal, axial e sagital), o que contribui para a visualização das estruturas de forma tridimensional e pode melhorar a qualidade do diagnóstico (Figura 37).



Figura 37 - Exemplo de visualização multiplanar (MPR) do mesmo exame da Figura 36, possibilitando a correlação tridimensional das estruturas analisadas



Fonte: autoria própria.

Existem, também, programas que permitem a visualização e manipulação do volume por meio do uso de modelos matemáticos de renderização que utilizam projeções e perspectivas para a criação de imagens 3D. Esse tipo de visualização pode ser útil, por exemplo, na avaliação de lesões ósseas ou fraturas e também para auxiliar o planejamento cirúrgico (Figura 38).

Figura 38 - Exemplos de visualizações tridimensionais com diferentes técnicas de renderização (neste caso, VR - *volume rendering* e MIP - *maximum intensity projection*) de uma fratura mandibular, que determinou também a fratura de um dente



Fonte: autoria própria.



4.3 Imagens Digitais Diagnósticas Além da Radiologia

O grande avanço na tecnologia de obtenção de imagens em formato digital ocorrido na última década, em conjunto com o aumento de soluções computacionais amigáveis, para sua manipulação e visualização ajudou a popularizar o PACS como solução preferencial na área da radiologia e diagnóstico por imagem para a estruturação de ambientes radiológicos sem filme.

Essa capilarização do PACS na área do radiodiagnóstico funcionou, também, como uma vitrine para outras áreas da saúde que também utilizam imagens digitais em sua rotina clínica. Outras áreas da saúde como patologia, gastroenterologia, oftalmologia e odontologia, por exemplo, já possuem equipamentos geradores de imagem compatíveis com o padrão DICOM, possibilitando que o fluxo de trabalho no uso de suas imagens também se beneficie da infraestrutura do PACS. Também se discute a padronização de imagens originalmente não-DICOM para se adequar às exigências do padrão, como no caso da dermatologia.

Embora o PACS já seja, há algum tempo, a solução mais difundida na radiologia para o arquivamento e distribuição de imagens e esteja também sendo adotado em outras áreas da saúde, existem outras formas de se trabalhar com a imagem digital no ambiente clínico. Fotografias de lesões dermatológicas ou odontológicas, entre outras, podem ser armazenadas em um banco de dados local e diretamente vinculadas com o prontuário eletrônico do paciente através do Sistema de Gerenciamento de Banco de Dados (SGBD). Podem também estar armazenadas em um ambiente em nuvem específico para gerenciamento de fotos e vinculadas ao prontuário por meio de *links* que acionam serviços específicos de recuperação e visualização de arquivos gráficos. Situação similar se aplica aos vídeos, por exemplo, gerados por um equipamento de endoscopia que não seja DICOM compatível ou mesmo para a captura de imagens de um procedimento cirúrgico.

O importante é sempre garantir a consistência e integridade dos dados armazenados, bem como sua proteção seja na comunicação, como também no arquivamento, físico local ou em nuvem. O uso de protocolos de comunicação e padrões de troca de dados específicos para a área da saúde, como o DICOM e o HL7, possibilitam garantir a geração, armazenamento, troca e uso consistente e seguro de imagens e dados clínicos no ambiente digital.

4.4 Vantagens e Requisitos do Ambiente com Imagens Digitais

O uso de imagens digitais possibilita ganhos importantes, alguns mais e outros menos evidentes. Os ganhos possíveis em relação à distribuição e visualização remota e simultânea da imagem digital são evidentes quando se compara com as possibilidades de uso das imagens impressas. Procedimentos de telessaúde, telemedicina e telerradiologia são possibilidades importantes e, em alguns casos, únicas para o cuidado da saúde possíveis somente com imagens em formato digital.

Outros ganhos no uso de equipamentos digitais são mais específicos e menos evidentes. Por exemplo, utilizando-se um equipamento de mamografia digital bem calibrado é possível a redução em até 50% da dose de radiação X recebida pela paciente durante a realização do exame, garantindo-se ainda a qualidade diagnóstica das imagens, o que é um ganho excelente e alinhado com o princípio ALARA da proteção radiológica.



Além disso, a possibilidade de pós-processamento computacional das imagens digitais permite o ajuste da sua aparência para otimizar a inspeção visual visando o diagnóstico. Os programas de visualização permitem o ajuste da imagem para uma melhor visualização de tecidos, estruturas anatômicas e objetos mais densos, como a região do mediastino em uma imagem radiográfica do tórax e microcalcificações em uma mamografia e também para a visualização otimizada do contraste de estruturas menos densas, como o interior dos pulmões ou para uma inspeção detalhada do tecido fibroglandular da mama. Merece também destaque a possibilidade de visualização tridimensional de exames volumétricos, como tomografias computadorizadas e ressonâncias magnéticas.

Recentemente, a aplicação de modelos de [inteligência artificial](#) (IA) para auxílio à tomada de decisão diagnóstica tem ganhado muito destaque no meio científico e na mídia em geral, com particular destaque para aplicações na área das imagens médicas. De forma bem simplificada, os programas computacionais de IA trabalham com modelos matemáticos que fazem determinadas contas com os dados numéricos recebidos. Considerando que, imagens digitais são formadas por pontos (*pixels*) cujos níveis de cinza ou cores são representados por números padronizados, fica fácil imaginar que um algoritmo de IA possa rastrear ponto a ponto uma imagem de mamografia digital e detectar, por exemplo, os *pixels* com valores mais altos que provavelmente estarão associados com regiões que representam a presença de microcalcificações. Evidentemente, essa é uma tarefa trivial e aqui descrita de forma bastante simples, mas esse entendimento básico pode ser expandido para tarefas muito mais complexas, como, por exemplo, utilizar algoritmos de IA para detectar sinais precoces e sutis em um exame volumétrico de ressonância magnética relacionados à doença de Alzheimer, possibilitando alguma intervenção clínica antes do surgimento e agravamento dos sintomas.

Um aspecto importante quando se trabalha com as imagens em formato digital é a existência de uma infraestrutura mínima necessária para garantir o seu uso adequado, seja na geração, armazenamento, comunicação, visualização ou processamento. Em linhas gerais, a resolução e quantidade das imagens necessárias para o diagnóstico irão definir a infraestrutura necessária. Imagens de alta resolução precisam de maior espaço para armazenamento, banda mais larga de *Internet* para transmissão (considerando-se a importância de um diagnóstico rápido) e, também, monitores e programas computacionais de visualização adequados para exibir imagens com um grande número de pontos. Como já vimos anteriormente, a resolução ideal de uma imagem para diagnóstico depende do equipamento e do que se quer diagnosticar.

Por exemplo, um exame de raios-X de tórax, em geral, é composto por uma radiografia em projeção frontal e outra em perfil. Se considerarmos que cada uma dessas radiografias tem uma matriz de 1.024 x 1.024 pontos e que, no padrão DICOM, cada ponto da imagem é representado por 2 *bytes* (16 *bits*), teremos que um exame de tórax (PA + perfil) precisará para seu armazenamento 2 x (1.024 x 1.024) x 16 *bits*. Ou seja, 33.554.432 *bits* de armazenamento.

Em um procedimento de telerradiologia, esse mesmo volume de dados terá que ser transmitido pela rede. Considerando-se uma conexão de 2 Mbits/s (2 milhões de *bits* por segundo) seriam necessários em torno de 17 segundos para a transmissão desse exame. Imaginemos agora um exame de tomografia computadorizada de alta resolução, com matriz de 512 x 512 pontos para cada corte e 600 cortes no total. Nesse caso, o armazenamento exigiria um espaço de memória de 600 x (512 x 512) x 16 *bits*. Ou seja, 2.516.582.400 *bits* de armazenamento e a transmissão levaria aproximadamente 1.260s ou 21 minutos, considerando-se a mesma banda (velocidade) de transmissão.



Em situações nas quais existem muitas imagens de alta resolução para serem transmitidas e a banda não tem largura suficiente, o tempo de transmissão pode ser um problema. Por exemplo, em procedimentos de telemedicina no tratamento do acidente vascular cerebral (Tele-AVC), nos quais existe a transmissão de exames de tomografia computadorizada cerebral de alta resolução, para centros de referência para tomada de decisão sobre o manejo adequado do paciente em uma janela temporal limitada para o tratamento medicamentoso, visando minimizar possíveis sequelas neurológicas.

Além das questões inerentes ao armazenamento, transmissão e visualização das imagens, existem requisitos de infraestrutura relacionados à disponibilidade (tempo de funcionamento sem falhas e redundância de equipamentos), à resiliência (tempo de recuperação após uma falha) e a planos de contingência (alternativas de funcionamento quando da ocorrência de falhas), que são críticos e imprescindíveis para o funcionamento adequado de um ambiente clínico suportado por imagens digitais com finalidade de diagnóstico.



Para lembrar...

Quais são alguns ganhos possíveis com o uso de imagens em formato digital?

São possíveis ganhos em relação à distribuição e visualização simultânea e remota, particularmente em procedimentos de telessaúde, telemedicina e telerradiologia. Existem também ganhos em relação à redução da dose recebida pelo paciente em exames que utilizam radiação ionizante, além da possibilidade de pós-processamento computacional das imagens tanto para melhorar a inspeção visual como para aplicação de métodos de análise de dados. Finalmente, as imagens em formato digital podem ser integradas aos sistemas de registro eletrônico em saúde de forma aderente à arquitetura proposta para a RNDS.





EDUCAÇÃO E CAPACITAÇÃO
DE RECURSOS HUMANOS
EM **SAÚDE DIGITAL**

Imagens digitais com finalidade de diagnóstico

Unidade 5 Encerramento do Microcurso

Maria Inês Meurer
Paulo Mazzoncini de Azevedo Marques



Unidade 5: Encerramento do Microcurso

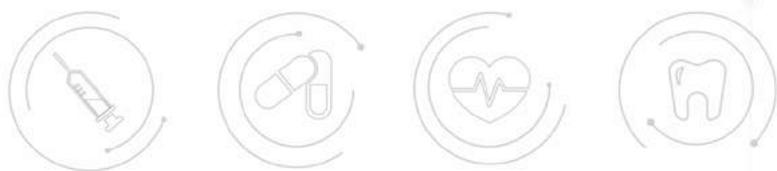
Nesse Microcurso, entendemos a importância das imagens digitais na construção do conjunto de dados necessários para estabelecer o diagnóstico de várias doenças, colaborando para a definição do tratamento mais adequado para o paciente. Também identificamos diferentes equipamentos e técnicas que permitem o acesso a informações não identificáveis pelo exame físico.

Se, no passado, cada equipamento produzia suas imagens e o resultado da análise era entregue de forma física ao paciente, que então levava ao profissional de saúde, vimos que atualmente há sistemas que podem agregar esse conjunto de dados com mais qualidade e segurança. O DICOM foi revolucionário na padronização de dados e processos no diagnóstico por imagens. Em conjunto com o PACS, que proporcionou o armazenamento e comunicação dessas imagens de forma consistente e automática, foram precursores da realidade do acesso rápido e integrado a dados de saúde. Hoje, com a computação em nuvem, essa realidade vem extrapolando os limites do ambiente hospitalar, sendo possível armazenar exames por imagem em alta resolução e acessá-los de forma remota, a partir de qualquer dispositivo que esteja conectado à *Internet*.

Não podemos deixar de conectar o que aprendemos aqui com o que já foi discutido sobre a importância de garantir o acesso à informação em saúde de forma integrada e segura, com potenciais impactos positivos tanto na qualidade do cuidado ofertado ao paciente quanto nos processos de formação de profissionais de saúde, na geração de novos conhecimentos (pesquisa) e na qualificação da gestão e regulação em saúde.

No próximo Microcurso, **Saúde Móvel**, conheceremos os conceitos, evolução e aplicações da tecnologia de saúde móvel como ferramentas para fortalecimento do Sistema de Saúde. Ainda, nos próximos Microcursos, veremos a importância da padronização de informações e processos para garantir a consistência da informação transmitida nessa cadeia, onde diferentes atores interagem. A interoperabilidade, ou seja, a capacidade de um sistema de informação de interagir ou se comunicar com outro, é peça chave no estabelecimento de redes de dados em saúde. Também teremos a oportunidade, mais à frente, de conversar sobre a importância da oferta de cuidados em saúde à distância - a telessaúde -, especialmente para populações que vivem em áreas remotas.

Até lá!



Referências

1. ARMONY, J. L.; TREJO-MARTINEZ, D.; HERNANDEZ, D. Resonancia magnética funcional (RMf): principios y aplicaciones en neuropsicología y neurociencias cognitivas. **Neuropsicologia Latinoamericana**. 2012, v. 4, n. 2, p. 36-50. Acesso em 27 ago. 2021. Disponível em: https://www.neuropsicolatina.org/index.php/Neuropsicologia_Latinoamericana/article/view/103.
2. DE AZEVEDO-MARQUES, P. M.; SALOMÃO, S. C. PACS: sistemas de arquivamento e distribuição de imagens. **Revista Brasileira de Física Médica**. 2009, v. 3, n. 1, p. 131-139. Acesso em 30 de jun. de 2021. Disponível em: <https://www.rbfm.org.br/rbfm/article/view/39>.
3. BURGESS J. Digital DICOM in Dentistry. **The Open Dentistry Journal**. 2015, v. 9, n. Suppl 2: M12, p. 330-336. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.2174/1874210601509010330>.
4. CAFFERY, L. J.; CLUNIE, D.; CUIEL-LEWANDROWSKI, C.; MALVEHY, J.; SOYER, H. P.; HALPERN, A. C. Transforming dermatologic imaging for the digital era: metadata and standards. **Journal of Digital Imaging**. 2018, v. 31, n. 4, p. 568-577. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1007/s10278-017-0045-8>.
5. ERREIRA, V. C. C. S.; ETCHEBEHERE, E. C. S. C.; BEVILACQUA, J. L. B.; BARROS, N. Suspicious amorphous microcalcifications detected on full-field digital mammography: correlation with histopathology. **Radiologia Brasileira**. 2018, v. 51, n. 2, p. 87-94. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/0100-3984.2017.0025>.
6. HERRMANN, M. D.; CLUNIE, D. A.; FEDOROV, A.; DOYLE, S. W.; PIEPER, S.; KLEPEIS, V., *et al.* Implementing the DICOM standard for digital pathology. **Journal of Pathology Informatics**. 2018, v. 9, p. 37. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: https://doi.org/10.4103/jpi.jpi_42_18.
7. HOSNY, A.; PARMAR, C.; QUACKENBUSH, J.; SCHWARTZ, L. H.; AERTS, H. J. W. L. Artificial intelligence in radiology. **Nature Reviews Cancer**. 2018, v. 18, n. 8, p. 500-510. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1038/s41568-018-0016-5>.
8. KOENIGKAM-SANTOS, M.; FERREIRA-JÚNIOR, J. R.; WADA, D. T.; TENÓRIO, A. P. M.; NOGUEIRA-BARBOSA, M. H.; AZEVEDO-MARQUES, P. M. A. Inteligência artificial, aprendizado de máquina, diagnóstico auxiliado por computador e radiômica: avanços da imagem rumo à medicina de precisão. **Radiologia Brasileira**. 2019, v. 52, n. 6, p. 387-396. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <http://dx.doi.org/10.1590/0100-3984.2019.0049>.
9. LEE, A. Y.; CAMPBELL, J. P.; HWANG, T. S.; LUM, F.; CHEW, E. Y. Recommendations for standardization of images in ophthalmology. **Ophthalmology**. 2021, v. 128, n. 8, p. 969-970. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ophtha.2021.03.003>.



10. MARQUES DA SILVA, A. M.; PATROCÍNIO, A. C.; SCHIABEL, H. Processamento e análise de imagens médicas. **Revista Brasileira de Física Médica**. 2019, v. 13, n. 1, p. 34–48. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.29384/rbfm.2019.v13.n1.p34-48>.
11. MARTINS, M. J. B.; AGUIAR, C. V.; NOGUEIRA-JÚNIOR, J. F.; ABREU, J. P. S.; FEIJÃO, M. X.; JATAÍ, I. O., *et al.* Planejamento pré-operatório utilizando reconstruções 3D e endoscopia virtual para a localização do seio frontal. **Arquivos Internacionais de Otorrinolaringologia**. 2011, v. 15, n. 1, p. 48-53. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S1809-48722011000100007>.
12. MEURER, M.; SOUZA, K.; WANGENHEIM, A.; ABDALA, D.; SOUZA NOBRE, L.; MEURER, E. *et al.* Influence of tomographic slice thickness and field of view variation on the reproduction of thin bone structures for rapid prototyping purposes —an in vitro study. **Open Journal of Radiology**. 2013, v. 3, n. 1, p. 12-25. DOI: 10.4236/ojrad.2013.31003.
13. MEURER, M. I.; MEURER, E.; SILVA, J. V. L.; SANTA BÁRBARA, A.; NOBRE, L. F.; OLIVEIRA, M. G., *et al.* Aquisição e manipulação de imagens por tomografia computadorizada da região maxilofacial visando à obtenção de protótipos biomédicos. **Radiologia Brasileira**. 2008, v. 41, n. 1, p. 49-54. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842008000100013>.
14. PINHEIRO, P. C.; TEIXEIRA, F. G.; BRENDLER, C. F.; SILVA, F. P. Método de design virtual para cirurgias de reconstrução auricular. **Educação Gráfica**. 2019, v. 23, n. 2, p. 254-273. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://lume.ufrgs.br/handle/10183/203753>.
15. SALOMÃO, S. C.; AZEVEDO-MARQUES, P. M. Integrando ferramentas de auxílio ao diagnóstico no sistema de arquivamento e comunicação de imagens. **Radiologia Brasileira**. 2011, v. 44, n. 6, p. 374–380. Acesso em 30 jun. 2021. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/S0100-39842011000600009>.



Glossário

Digital Imaging and Communications in Medicine (DICOM) - padrão global para captura, arquivamento, transmissão e visualização de imagens médicas e informações associadas.

HL7 - *Health Level 7 (HL7)* é um padrão definido por lógicas e formatos pré-definidos para a troca de dados de saúde sob a forma de mensagens padronizadas e estruturadas, garantindo a interoperabilidade entre sistemas informatizados. Os padrões HL7 são produzidos pela *Health Level Seven International*, uma organização internacional de normalização, e são adotados por outros órgãos de emissão de padrões como o *American National Standards Institute (ANSI)* e a *International Organization for Standardization (ISO)*.

Onda - É uma perturbação que se propaga. Algo que se movimenta pelo espaço (e no tempo) e transmite energia, sem a propagação de matéria. As ondas são caracterizadas pelo seu comprimento, por sua frequência e por sua velocidade de propagação no meio. As ondas são formas de transporte de energia e, no geral, ondas com frequências maiores transportam maior energia (energia que pode ser absorvida por um tecido biológico quando a onda interage com ele).

Ondas eletromagnéticas - São ondas geradas por cargas elétricas oscilantes e sua propagação não depende do meio em que se encontram, podendo propagar-se no vácuo e em determinados meios materiais. Alguns exemplos são as ondas de rádio, de radar e as micro-ondas. No diagnóstico por imagem os exemplos de onda eletromagnética são a luz visível (dermatologia, oftalmologia, endoscopia), radiação X (radiografia plana, tomografia computadorizada), radiofrequência (ressonância magnética) e radiação gama (cintilografia e SPECT).

Ondas mecânicas - São ondas que necessitam de um meio material para se propagar, ou seja, sua propagação envolve o transporte de energia cinética e potencial e depende da elasticidade do meio. Por isso não se propagam no vácuo. Alguns exemplos são as ondas que acontecem em molas, cordas e em superfícies de líquidos. No diagnóstico por imagem o exemplo de onda mecânica é o ultrassom. O termo “ultra” se refere ao fato que a frequência de oscilação desse tipo de som está acima da faixa que conseguimos captar com nosso sistema auditivo.

Picture Archiving and Communication System (PACS) - sistema de arquivamento e comunicação, composto por equipamentos e programas de computadores, voltado para o diagnóstico por imagem que permite o pronto acesso às imagens médicas em formato digital em qualquer setor de um hospital, clínica ou serviço de saúde.

Proteção radiológica - Conjunto de conceitos, normas e procedimentos voltados para a proteção dos indivíduos, de seus descendentes, da humanidade como um todo e do meio ambiente contra os possíveis danos provocados pelo uso da radiação ionizante.



Radiação - Processo físico de emissão e propagação de energia por meio de partículas ou de ondas. Dependendo da natureza da onda esse processo pode ocorrer em um meio material ou no vácuo.

Radiação ionizante - Possui energia suficiente para arrancar elétrons de um átomo, resultando na produção de pares de íons (radicais livres). São exemplos de radiação ionizante - partículas carregadas (alfa, beta, pósitrons, prótons e elétrons), partículas não carregadas (nêutrons), ondas eletromagnéticas (gama, raios-X).

Radiação não ionizante - Não possui energia suficiente para arrancar elétrons de um átomo, mas em determinadas energias pode quebrar moléculas e ligações químicas. São exemplos de radiação não ionizante: ultravioleta, infravermelho, radiofrequência, laser, micro-ondas, luz visível.

Radioatividade - É definida como a capacidade que alguns elementos fisicamente instáveis possuem de emitir energia a partir de seus núcleos sob forma de partículas (alfa, beta, pósitron, prótons, nêutrons) ou de radiação eletromagnética (gama). É portanto uma propriedade da matéria, presente em alguns elementos chamados radioativos.

Radiografia computadorizada (*Computed Radiography [CR]*) - Os sistemas CR utilizam cassetes com telas de luminescência fotoestimulada para capturar a imagem de raios-X. Seu funcionamento é bastante parecido com o sistema tela-filme convencional. Porém, ao invés da revelação de um filme, no sistema CR a leitura da imagem é feita por um feixe de laser que varre a tela receptora da radiação provocando a produção de um brilho luminoso proporcional a quantidade de radiação recebida em cada ponto lido. Essa luz é captada por um sensor que gera um sinal elétrico proporcional à intensidade luminosa que é, então, transformado em sinal digital por um conversor analógico digital. Ou seja, é uma forma indireta de produção da imagem digital a partir da conversão da radiação X em luz, para posterior captura e digitalização do sinal.

Radiografia digital (*Digital Radiography [DR]*) - Os sistemas DR usam painéis planos de matriz ativa de sensores formados de material semicondutor, que consistem em uma camada de detecção depositada sobre uma matriz ativa de sensores transistores de filme fino e fotodiodos. Esses sensores ao receberem uma determinada intensidade de radiação produzem uma carga elétrica induzida proporcional à radiação recebida. A carga elétrica de cada sensor é então lida individualmente e então transformada em sinal digital por um conversor analógico digital. Por ser uma forma direta de obtenção de imagem digital, a partir de geração de cargas elétricas em material semicondutor sensível à radiação X, a tecnologia DR possibilita aquisição de imagens com doses bastante reduzidas quando comparadas com as doses necessárias para produção de imagens com qualidade similar em sistemas tela-filme convencionais ou com sistemas CR. Em alguns exames são possíveis reduções de até 50% na dose de radiação necessária para se produzir uma imagem com qualidade diagnóstica.



Minibiografias

Organizadores

Rejane Faria Ribeiro-Rotta é graduada em Odontologia (UFG), especialista em Radiologia Bucomaxilofacial e Estomatologia, mestre e doutora em Odontologia (Diagnóstico Bucal) (USP-Bauru), com experiência em colaborações internacionais em pesquisa e intercâmbios, e na gestão institucional do ensino superior. Professora titular da Faculdade de Odontologia da UFG. Fundadora do Centro Goiano de Doenças da Boca da Faculdade de Odontologia da UFG (CGDB-FO-UFG) e da Comissão de Governança da Informação em Saúde da UFG. Principais temáticas de pesquisa: Diagnóstico de lesões da região bucomaxilofacial / Câncer de boca; Dores crônicas orofaciais; Diagnóstico por imagem da região bucomaxilofacial; Prática baseada em evidência, Informação e Informática em saúde.

E-mail: rejaneufr@ufg.br

Ana Laura de Sene Amâncio Zara é graduada em Farmácia e em Análises Clínicas (UFMT), especialista em Avaliação de Tecnologias em Saúde (UFRGS) e em Docência do Ensino Superior (UCDB). Possui mestrado e doutorado em Epidemiologia pelo Programa de Pós-Graduação em Medicina Tropical e Saúde Pública (UFG) e pós-doutorado pelo Programa de Pós-graduação de Odontologia da Faculdade de Odontologia (UFG). Atualmente, é professora do Departamento de Saúde Coletiva da UFG. Ensina, pesquisa e orienta nas áreas de Epidemiologia, Saúde Coletiva, Metodologia e Editoração Científicas, Economia da Saúde, Bioestatística, Informática em Saúde e Revisões Sistemáticas.

E-mail: analaufg@gmail.com

Fábio Nogueira de Lucena é graduado em Ciência da Computação (UFG), mestre e doutor em Ciência da Computação (UNICAMP), especialista em Informática em Saúde (UNIFESP), Project Management Professional (PMI) e Certified Software Development Professional (IEEE), além de possuir outras certificações da indústria de software. É professor titular do curso de Engenharia de Software do Instituto de Informática da UFG.

Github: <https://github.com/kyriosdata>

E-mail: kyriosdata@ufg.br

Renata Dutra Braga é professora adjunta do Instituto de Informática da Universidade Federal de Goiás (UFG). É mestre e doutora em Ciências da Saúde pela Faculdade de Medicina da UFG, pós-graduada em Informática em Saúde (UNIFESP) e em Qualidade e Gestão de Software (PUC-GO) e é graduada em Sistemas de Informação (UniEvangélica). É atualmente vice-coordenadora da Comissão de Governança da Informação em Saúde (CGIS-UFG). Ensina, pesquisa, orienta e desenvolve projetos de extensão na área de saúde digital, com interesse, principalmente em modelagem de processos de negócios, engenharia de requisitos, modelos de informação, terminologias clínicas e padrões para a troca da informação em saúde.

E-mail: renatadbraga@ufg.br

Rita Goreti Amaral é professora titular da Faculdade de Farmácia da Universidade Federal de Goiás (UFG), com atuação na graduação e pós-graduação. Graduada em Farmácia e Bioquímica e especialista em Citologia Clínica (UFG). Mestre em Biologia Celular e Molecular (USP) e Doutora em tocoginecologia pela Faculdade de Ciências Médicas (UNICAMP). Coordenadora do Laboratório de Monitoramento Externa da Qualidade da Faculdade de Farmácia (UFG). Desenvolve projetos de pesquisa e extensão na área de Citologia Clínica e Saúde Pública, atuando nos seguintes temas: controle da qualidade em citopatologia do colo do útero, prevenção, detecção precoce de doenças, aperfeiçoamento de métodos diagnósticos, desenvolvimento e validação de práticas de cuidado do paciente nas doenças crônicas transmissíveis e não transmissíveis, informática em saúde e assistência farmacêutica.

E-mail: rita@ufg.br

Sheila Mara Pedrosa é graduada e mestre em Enfermagem pela Faculdade de Enfermagem (UFG), especialista em Saúde Coletiva e Regulação em Saúde no SUS (IEP/HSL) e doutora em Ciências da Saúde pela Faculdade de Medicina (UFG). Atualmente é professora adjunta do Centro Universitário de Anápolis e desenvolve pesquisa e extensão no âmbito das violências e vulnerabilidade social. É membro da Comissão de Governança da Informação em Saúde (CGIS-UFG) e participa de projetos voltados à saúde digital.

E-mail: sheilaenf@gmail.com

Silvana de Lima Vieira dos Santos - é enfermeira, mestre e doutora em Ciências da Saúde (UFG), Especialista em Enfermagem em Infectologia (USP) e em Informática em Saúde (UNIFESP). É professora associada da Faculdade de Enfermagem (UFG). Vice líder do Núcleo de Estudos e Pesquisa de Enfermagem em Prevenção e Controle de Infecção Relacionada à Assistência à Saúde (NEPIH), vinculado ao CNPq. Experiência na área de prevenção e controle de infecções relacionadas à assistência à saúde, epidemiologia e informática em saúde. Coordenadora da Comissão de Governança da Informação em Saúde (CGIS-UFG).

E-mail: silvanalvsantos@ufg.br

Taciana Novo Kudo é professora adjunta do Instituto de Informática da Universidade Federal de Goiás (UFG). É mestre e doutora em Ciência da Computação pelo Departamento de Computação (UFSCar) e graduada em Ciência da Computação (UNIMAR). Possui experiência profissional na área de Engenharia de Software, especificamente em Engenharia de Requisitos e Gerência de Projetos, em institutos de pesquisa e empresas de São Paulo e Goiás. Como pesquisadora, atua em projetos voltados para Engenharia de Software, Engenharia de Requisitos e Informática aplicada à Educação e à Saúde.

E-mail: taciana@ufg.br





PROGRAMA
EDUCACIONAL
EM **SAÚDE
DIGITAL**
DA UNIVERSIDADE
FEDERAL DE GOIÁS



SOBRE O E-BOOK

Tipografia: Montserrat

Publicação: Cegraf UFG

Câmpus Samambaia, Goiânia -

Goiás. Brasil. CEP 74690-900

Fone: (62) 3521-1358

<https://cegraf.ufg.br>