

OLHANDO ATRAVÉS DO CORPO: UMA JORNADA PELA FÍSICA DAS RADIAÇÕES E MÉTODOS DE IMAGEM

Data de aceite: 01/02/2024

Henrique Augusto Lino

Especialista em Radiologia e Intervenção Musculoesquelética pelo Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo Instituto de Radiologia e Oncologia (INRAD), Instituto de Ortopedia do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo

Bianca Lisa de Faria

Residente em Pediatria Instituto de Pediatria (ICR) do Hospital das Clínicas da Universidade de São Paulo

Danilo Nadal Rodrigues

Especialista em Cirurgia Geral pelo Instituto de Assistência Médica ao Servidor Público Estadual (IAMSPE) A. C. Camargo Cancer Center

Bruna Elisa de Faria

Graduanda em Medicina Universidade Professor Edson Antônio Velano (UNIFENAS)

Ana Maria Magalhães Valle Cundari

Especialista em Radiologia e Diagnóstico por Imagem pelo Instituto Manoel de Abreu Universidade de Itaúna

INTRODUÇÃO

Logo após a descoberta dos raios X por Wilhem Conrad Roentgen, em 1895, os cientistas perceberam que esses raios poderiam ter grandes aplicações práticas. Nos 15 anos que se seguiram, os médicos trabalharam ativamente com os físicos objetivando utilizá-los nos exames do corpo humano. Portanto são 124 anos desde o início das aplicações dos raios X porém o desconhecimento sobre conceitos básicos ainda se faz presente entres os médicos. O conhecimento dos fatores físicos que competem na geração de imagens é importante para a compreensão de suas interações para aprimorar ou degradar a qualidade de imagens, sejam as radiografias simples ou imagens por tomografia computadorizada. Não obstante, esse conhecimento é de fundamental importância para reduzir as exposições dos pacientes, quando submetidos a esses estudos de imagem (BORÉM e colab., 2013; CARVALHO, 2014; HENDEE, 2009).



Imagem 1- Radiografia frontal da perna direita de paciente vítima de acidente automobilístico, demonstrando fraturas dos terços distais das diáfises da tíbia e fíbula, com rotação interna dos fragmentos distais. É possível perceber a diferença de densidades dos ossos, mais brancos por atenuarem mais radiação e das partes moles, mais cinza por atenuarem menos radiação. Acervo do autor.

Estudos evidenciam (CARVALHO, 2014) que 51% dos médicos não sabem quais métodos de imagem utilizam ou não radiação ionizante, podendo resultar na exposição desnecessária de determinados pacientes à radiação ionizante, podendo resultar em graves problemas, como no caso de gestantes e deve-se relevar que exames usados em grandes centros, como a tomografia computadorizada, possuem dose equivalente de 200 a 500 radiografias de tórax.

Essa atuação inadequada resulta em retenção dos pacientes por mais tempo na fila de espera por exames devido ao requerimento incorreto de exames, além de expô-lo a fatores de risco resultantes da radiação sem que haja necessidade.

Essencialmente, é fundamental para o conhecimento do médico, sobretudo o radiologista, reconhecer as bases científicas da imagem médica, a tecnologia que permite sua captura e processamento, o efeito obtido através do ajuste de parâmetros de aquisição e métodos de otimização, para redução da exposição à radiação com manutenção da qualidade da imagem (HENDEE, 2009; SAMEI, 2016).

Produção de Raios X e a Radiografia Simples

Os fótons de raios X, também denominados de raios Roentgen, pertencem à família das radiações eletromagnéticas, que inclui todos os tipos de luz (infravermelho, visível,

ultravioleta), ondas de rádio, radar, sinais de televisão e raios gama. Possuem, portanto, velocidade equivalente à da luz, de aproximadamente $c=299\,792\,458$ m/s (aproximadamente 3×10^8 m/s). Os comprimentos de onda variam entre 0,01 a 10 nanômetros e as frequências variam de 30 petahertz a 30 exahertz (3×10^{16} Hz to 3×10^{19} Hz). Consistem em radiação ionizante, isto é, são capazes de arrancar elétrons do átomo (BRYAN; KAGADIS, 2011; KEMERINK e colab., 2011, 2012; OKUNO, 2013; OKUNO; YOSHIMURA, 2016)

Max Planck e Albert Einstein em 1901 desenvolveram a chamada “teoria dos *quanta*”. Ela considera que a radiação eletromagnética é quantizada, ou seja, composta por fótons ou *quanta*, que são pacotes de energia ou partículas eletricamente nulas e com massa de repouso nula. Cada fóton possuirá uma energia proporcional à sua frequência, conforme a equação “ $E=hf$ ”, sendo a energia E resultado do produto da frequência f pela constante de Planck h ($6,6256 \times 10^{-34}$ J.s ou $4,14 \times 10^{-15}$ eV.s), dessa forma, a energia de um fóton de raios X teria energia entre 120 eV e 120 keV, aproximadamente (OKUNO, 2013).

O uso diagnóstico dos raios X é justificável por suas propriedades intrínsecas, observadas por Roentgen (KEMERINK e colab., 2011). A primeira é sua capacidade de penetração, sendo os raios X capazes de atravessar corpos opacos à luz visível. Essa propriedade depende de sua energia, portanto, de seu comprimento de onda e frequência. Eles possuem efeitos ionizantes, ou seja, são capazes de ionizar os gases e materiais que atravessam. Possuem também efeitos fotográficos sendo capazes de reduzir os sais de prata de emulsões fotográficas. Por fim, possuem efeitos luminescentes, podendo produzir fluorescência em determinados materiais (KEMERINK e colab., 2012; OKUNO, 2013).

Os raios X são ondas eletromagnéticas extremamente penetrante, quando possuem energia suficiente, atravessam a matéria, ionizando (removendo elétrons de) átomos e moléculas e assim modificando-lhes o comportamento químico. Como consequência, podem ocorrer mutações genéticas e modificações nas células. Essa ação destrutiva sobre as células pode ser utilizada no tratamento de tumores (OKUNO; YOSHIMURA, 2016).

A produção de raios X exige um equipamento complexo, baseado na ampola de Crookes, denominado de tubo de raios X ou ampola de Coolidge, tratando-se de um tipo especial de tubo de raios catódicos (KEMERINK e colab., 2011). O modelo original de Coolidge foi inventado em 1915, sendo aperfeiçoado e refinado nos designs modernos, mas mantendo o funcionamento (KEMERINK e colab., 2011). Os quatro componentes básicos de um equipamento moderno são uma fonte de elétrons, que é um gerador que converte corrente alternada em corrente contínua que irá passar por um filamento de tungstênio, denominado de catodo, um espaço com vácuo para que os elétrons sejam acelerados, um alto potencial positivo para acelerar os elétrons (que são negativos) e um alvo ou anodo, onde os elétrons irão colidir (KEMERINK e colab., 2012). Uma adaptação importante no design de anodos foi feita em 1930 por Bouwers, produzindo um anodo que rotaciona a uma frequência de 3600 rotações por minuto (rpm), resultando em dissipação do calor da colisão sobre uma larga área, conservando por mais tempo o alvo (KEMERINK e colab., 2011, 2012; OKUNO, 2013).

Os raios X são produzidos por elétrons (raios catódicos) em gás ionizado no tubo. Através de um pequeno aumento na voltagem do filamento de tungstênio obtêm-se um grande aumento na corrente do tubo com vácuo, acelerando os elétrons em altas velocidades a partir de um filamento catódico (negativo) em temperaturas muito altas dentro de um vácuo, lançando-os em direção a um anodo (positivo) de tungstênio, ocorrendo o denominado efeito termiônico – emissão de elétrons. Esse anodo roda, para dissipar o calor, gerando raios X dentro do anodo e, por fim, os feixes de raios X são direcionados ao paciente. O catodo também é denominado de canhão. As vantagens do uso de tungstênio baseiam-se em seu alto ponto de fusão (3400° C), uma vez que são necessárias altas temperaturas para o processo. O catodo é aquecido a mais de 2200 °C, por uma corrente de 4 ampères e a voltagem entre o anodo e catodo está entre 30 e 150 kV (MCCOLLOUGH, 2016).

Existem duas formas de geração de feixes de raios X, denominadas por radiação característica e a de freamento (“*bremstrahlung*” na denominação original) (KEMERINK e colab., 2012; MCCOLLOUGH, 2016). A radiação característica é produzida quando um elétron de alta energia colide com um elétron de um orbital interno e ambos são ejetados do átomo de tungstênio, deixando um “espaço” no orbital interno, o orbital *K*. O espaço é preenchido por um elétron de orbital mais externo com energia sendo liberada na forma de um fóton de raios X, devido esse salto quântico. A radiação característica pode possuir diferentes características, dependendo de qual orbital veio o elétron que preencheu o orbital *K*, como por exemplo, pode ter vindo do orbital *L* ou do *M*, produzindo raios X *K_i* e *K_m*, respectivamente (OKUNO, 2013).

A radiação de freamento, por sua vez, é produzida quando um elétron passa próximo ao núcleo do átomo, e ele é desacelerado e seu caminho é distorcido. Através do processo, ocorre liberação de energia dessa energia cinética, na forma de emissão de fótons de raios X. Essa radiação também é denominada de radiação branca, devido sua analogia com a luz branca e seu amplo espectro de comprimentos de onda. A quantidade de elétrons que colidem sobre o anodo e produzem essa radiação são controlados por duas variáveis, o número atômico do alvo (*Z*) e o pico de voltagem. Quanto mais prótons no núcleo do alvo, maior será a aceleração dos elétrons (*Z* é grande) e quanto mais rápidos forem os elétrons, mais provavelmente irão penetrar na região do núcleo (*kV* é alto). Aproximadamente 80% da população de raios X no feixe de raios X é formada dessa forma (KALENDER, 2014; MCCOLLOUGH, 2016). Os dois tipos de radiação combinados produzem um espectro de raios X dentro do feixe e esse espectro pode ser manipulado alterando-se a corrente ou voltagem do tubo de raios X, ou pela adição de filtros para selecionar raios de baixa energia. Isso permite o uso de espectros diferentes para áreas diferentes do corpo, como por exemplo, os ajustes técnicos para tórax são diferentes dos de abdome e esses dos de aparelho locomotor e vice-versa (HENDEE, 2009; NACHIAPPAN e colab., 2012; OKUNO, 2013).

A imagem é produzida quando os raios X atravessam a região de interesse anatômico e incidem sobre o chassi ou receptor, interagindo ou com um filme fotoquímico ou uma placa de fósforo, por exemplo, conforme demonstrado nas Imagens 2 e 3. Como resultando, adquirem-se imagens com representações em escala de cinza das diferentes densidades corporais. Isso ocorre devido às diferenças de atenuação entre os materiais, ou seja, a capacidade de absorção e reflexão de fótons do feixe de raios X. Materiais pesados, como cálcio absorvem melhor os raios X do que elementos leves, como carbono e hidrogênio, com os raios X atravessando esses materiais sem dificuldade. A atenuação também irá depender da forma de interação dos raios X com a matéria.



Imagens 2 e 3 - Sistema composto pela fonte emissora de raios X, colimador e mesa Bucky (2) e o Mural Bucky (3) é utilizado em incidências em ortostatismo, contendo uma gaveta para o chassi e a grade antidifusora, a qual movimenta-se para reduzir a radiação dispersa. No sistema retratado, de radiografia digital ou DDR, a imagem é transmitida diretamente para o computador, possibilitando pós-processamento. Acervo do autor.

Caracteristicamente, radiações ionizantes interagem com a matéria de forma probabilística, dependente de variáveis como a energia do fóton e o número atômico (Z) do alvo de tungstênio. As três principais formas são o efeito fotoelétrico (ou absorção), espalhamento Compton e formação de pares (MCCOLLOUGH, 2016).

O efeito elétrico ocorre quando um fóton incide sobre um átomo. Esse terá sua energia absorvida e será convertida em energia cinética e resulta em ejeção de um elétron fortemente ligado ao núcleo, denominado de fotoelétron. O resultado é um átomo com menos elétrons, ou seja, ionizado. Essa interação com o filme produz a imagem radiológica,

por meio da interação dos raios X com os sais de prata. Quanto maior for número atômico do alvo, maior será a eficiência dos raios X e maior a chance de efeito fotoelétrico, devido o campo elétrico mais intenso do núcleo. Outras propriedades que alteram a proporção do efeito fotoelétrico são a densidade e espessura do material, que quando altas, relacionam-se com maior probabilidade do feixe ser absorvido. Releva-se, ainda, que o efeito fotoelétrico ocorre prioritariamente em baixa energia (abaixo de 35 keV) (KALENDER, 2014; WANG e colab., 2008).

O espalhamento Compton ocorre quando um elétron fracamente ligado ao núcleo interage com um fóton, recebendo sua energia e alterando seu vetor de deslocamento e trajetória e, por fim, o elétron é ejetado. Isso resulta em produção de fótons secundários, passíveis de degradar a imagem. O efeito Compton é mais evidente em materiais com baixo número atômico, devido a menor proporção de radiação que sofre efeito fotoelétrico e é preponderante quando a energia dos fótons está muito aumentada, devido a menor proporção de efeito fotoelétrico.

A produção de pares ocorre quando um fóton muito energético entra um intenso campo elétrico de um núcleo, podendo ser convertido em duas partículas, um elétron e um pósitron (β^+), que é uma anti-partícula que contrapõe-se ao elétron. Para fornecer a massa para essas partículas, é necessário um fóton com energia de ao menos 1,02 MeV. As duas partículas irão aniquilar-se, produzindo dois fótons com 511 keV cada, denominados por radiação de aniquilação. É mais provável de ocorrer em materiais com alto número atômico (Z). Como mencionado anteriormente, devido a gama de energia dos raios X não ser tão alta, o efeito pode ser considerado desprezável (HUDA; ABRAHAMS, 2015b, a; KEMERINK e colab., 2011, 2012).

Levando-se em conta essas interações, percebe-se que a produção de pares não possui utilidade em radiologia médica devido à alta energia necessária, porém o efeito fotoelétrico permite discernir materiais muito densos no corpo humano, sendo mais útil também que o efeito Compton. O efeito Compton produz muito baixo contraste entre as estruturas e possui potencial de degradar a imagem. Com base no conhecimento dessas formas de interação e da propriedade dos materiais em atenuar a radiação proporcionalmente a sua densidade, pode-se classificar, radiograficamente, os tecidos em ar, gordura, líquido (ou água), tecidos moles (músculos, etc.) e metais (ossos, contraste e outros metais), como demonstrado na imagem 4. Na tomografia computadorizada, como será explicado adiante, é possível graduar a escala de cinza radiológica de forma mais precisa.

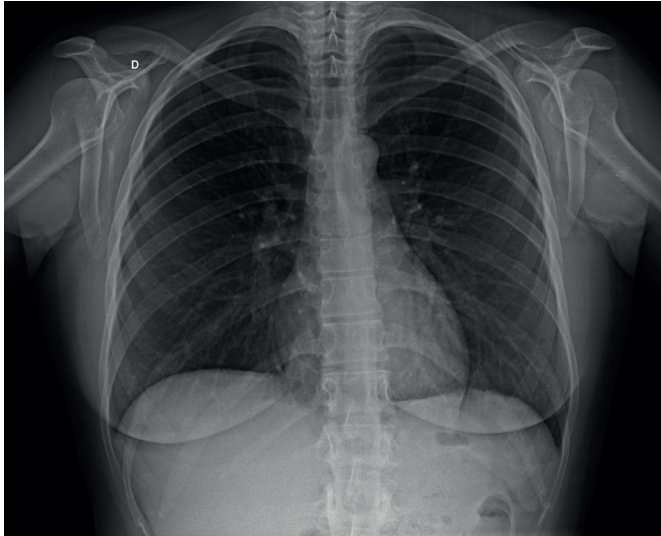


Imagem 4 – Radiografia frontal de tórax de paciente do sexo feminino com tosse. A imagem demonstra diferenças na atenuação dos diferentes tipos de tecidos. O estudo teve seus parâmetros ajustados para contrastar o ar no parênquima pulmonar em relação às demais estruturas. As estruturas mais hiperdensas, representadas em branco relaciona-se às estruturas ósseas, como coluna, arcos costais contrastam-se com o ar no parênquima pulmonar hipodenso, de cor preta. A cavidade abdominal, por sua vez, possui tecidos de partes moles de densidade similar, que no ajuste dos parâmetros da radiografia de tórax apresentam-se de cor branca. Acervo do autor.

A imagem é produzida quando os raios X atravessam a região de interesse anatômico e incidem sobre o chassi ou receptor, interagindo ou com um filme fotoquímico ou uma placa de fósforo, por exemplo. Como resultando, adquirem-se imagens com representações em escala de cinza das diferentes densidades corporais. Isso ocorre devido às diferenças de atenuação entre os materiais, ou seja, a capacidade de absorção e reflexão de fótons do feixe de raios X, sendo alguns denominados de fótons primários que atuam na formação da imagem e os demais como fótons espalhados, que degradam a imagem. Materiais pesados, como cálcio absorvem melhor os raios X do que elementos leves, como carbono e hidrogênio, com os raios X atravessando esses materiais sem dificuldade, dessa forma, o resultado é um mapa de densidade. A atenuação também irá depender da forma de interação dos raios X com a matéria.

As qualidades da imagem incluem o contraste, que consiste na diferença de intensidades entre diferentes regiões; resolução geométrica que é definida pelo menor detalhe visível; ruído que consiste na inconsistência e incerteza da informação coletada e, por fim, a densidade radiológica / óptica, relacionada ao grau de escurecimento do filme.

Tomografia Computadorizada

A tomografia computadorizada, assim como a radiografia simples faz uso de raios X. Os princípios físicos são mantidos, mas adicionam-se funcionalidades referentes ao uso de imagens axiais e a possibilidade de reconstrução multiplanar (KALENDER, 2014; MAH e colab., 2010; PAN e colab., 2008).

Ao longo da progressão das várias gerações de tomógrafos, eles passaram de aquisição de único detector com aquisição de cortes axiais simples e sequenciais, com feixe linear, com expressiva demora na aquisição, passando pela introdução de feixe cônico de raios X, aquisição em espiral, aprimoramento da movimentação do *gantry* e mesa (*pitch* mais alto) e introdução de anéis espirais (que permitiram melhor movimentação dos detectores), resultando por fim em tomógrafos multidetectores (PAN e colab., 2008), com capacidade das aquisições serem sincronizados com ciclo cardíaco e respiratório (*trigger*), com aquisição volumétrica com rotação helicoidal em poucos segundos. Adicionalmente, moduladores de radiação providenciaram redução da dose de radiação efetiva.

Cada corte axial é composto por um conjunto bidimensional de elementos da imagem, denominados por *pixels* (do inglês “*picture elements*”), cada um codificado para um valor na representação da escala de cinza. O *pixel* representa bidimensionalmente um elemento tridimensional, o *voxel*, cuja terceira dimensão é a espessura do corte. As dimensões do pixel são, portanto, a razão entre as dimensões do campo de estudo (FOV – “*field of view*”) e a matriz de computação utilizada (HUDA; ABRAHAMS, 2015a; PAN e colab., 2008; PATINO e colab., 2016).

A *Escala Hounsfield* é uma representação matemática da escala de cinza, tendo recebido o nome em homenagem ao inventor da tomografia computadorizada¹⁶. Ela corresponde ao coeficiente de atenuação linear médio do material biológico contido no *voxel* analisado, em comparação à água. A densidade do material é determinado então pela equação “*Pixel (valor) = 1000 (c/cw⁻¹) HU*” (MAH e colab., 2010; PAN e colab., 2008), sendo *c* o coeficiente de atenuação médio do *voxel* representado, *cw* é o coeficiente de atenuação da água. *c* é determinado pelo número efetivo de átomos (*N*), número atômico efetivo (*Z*) e energia efetiva (*E*) do feixe de raios X.

O número de átomos é denominado de “efetivo” devido a não homogeneidade dos materiais no *voxel*. Em uso de radiação de baixa energia (80 kVp), o valor de *c* depende de *Z* e em radiação de alta energia (120 kVp), o valor de *c* depende da densidade elétrica (PATINO e colab., 2016). Com base nessa equação, pode-se presumir a composição aproximada da estrutura vista na imagem (MAH e colab., 2010).

O princípio de Radon descreve que é possível reconstruir informações tridimensionais a partir de infinitas projeções bidimensionais, através de uma operação matemática conhecida como transformada de Radon para recuperar a distribuição tridimensional de densidade de absorção de raios-X no interior do objeto, gerando uma matriz com os valores

dos voxels, disponível em múltiplos algoritmos, como a retroprojeção filtrada (*filtered backprojection*) (KALENDER, 2014; MAH e colab., 2010).

Devido às imagens serem exibidas axialmente ou formatadas em outro plano, pode-se isolar um único ponto da matriz e quantificá-lo, como explicado acima. Existem 4096 valores de Unidades *Hounsfield* (HU) na escala de atenuação atualmente utilizada, o olho humano, porém, reconhece apenas entre 20-30 gradações de cinza, sendo assim, estruturas de densidade similar com valores na escala *Hounsfield*, apesar de diferentes são visualizados como uma mesma tonalidade. Tecnicamente isso pode ser trabalhado, através do uso dos ajustes de janelas, ou seja, adaptações da escala de cinza para o olho humano. O ajuste de amplitude (w – “*width*”) ou abertura da janela permite restringir a escala em uso, tornando “branco” tudo com coeficiente de atenuação acima de seu valor superior e “preto” tudo o que estiver abaixo de seu valor inferior. O nível (l – “*level*”): possibilita centragem na amplitude nos valores médios das estruturas em estudo (MAH e colab., 2010; RITTER e colab., 2011).

No estudo radiológico do tórax, por exemplo, demonstrado na imagem 5, uma medida precisa do diâmetro das vias aéreas seria feita com um nível de -450 H, mas devido a pior visualização do parênquima pulmonar, utiliza-se janela com nível próximo a -700 H e amplitude de 1.500 H para uma melhor definição de vias aéreas e parênquima (SOUZA JUNIOR, 1999).

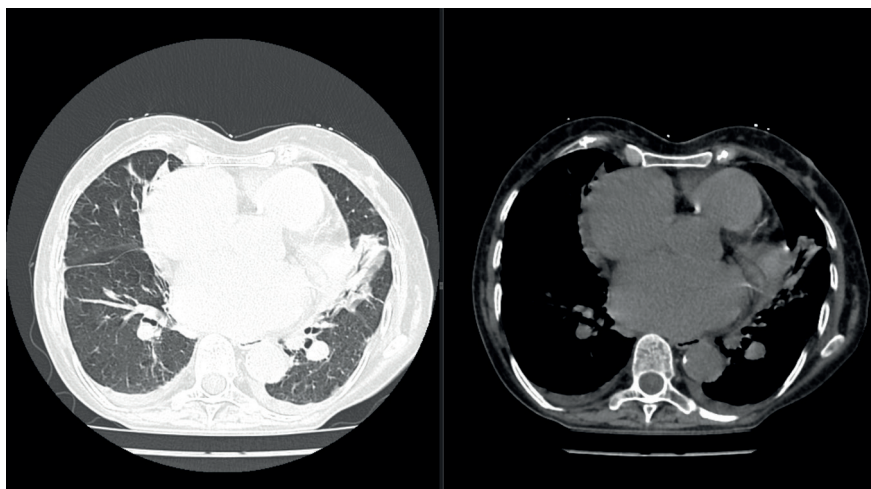


Imagem 5 – Tomografia computadorizada do tórax demonstrando, respectivamente, imagens no plano axial com janelas de parênquima pulmonar e mediastino. Na primeira imagem é possível avaliar a espessura do interstício pulmonar e a aeração do parênquima, sendo possível perceber atelectasia subsegmentar no lobo inferior esquerdo, com alguns brônquios aerados em seu interior (broncogramas aéreos), com as demais estruturas sendo mais mal visibilizadas. Na janela mediastinal é possível avaliar a morfologia das diferentes estruturas com densidades de partes moles, percebendo-se um coração de dimensões aumentadas (cardiomegalia), conteúdo líquido na cavidade pleural bilateral (derrame pleural) e alterações degenerativas das estruturas ósseas. Acervo do autor.

Ainda dentro das possibilidades de operar as imagens em uma *workstation*, existem as ferramentas de ampliação e redução (*zoom*), segmentação de regiões de interesse (como nódulos pulmonares solitários) e reconstruções multiplanares e formas de visualização. As reconstruções podem ser axiais, coronais, sagitais, em planos oblíquios. As representações volumétricas podem ser 3 dimensões simples, superfície sombreadas com noção de volume e profundidade (SSD - "*surface shared display*"), MIP ("*maximum intensity projection*") –com valor de *voxel* acima, mIP ("*minimum intensity projection*") – com valor de *voxel* abaixo e VR ("*volume rendering*") gerada com transparência parcial e alocação de cores específicas a determinadas bandas da escala *Hounsfield*(BARRA e colab., 2010; NOBRE; WANGENHEIM, 2010a, b).

A evolução dos tomógrafos (DUANE colab., 2013; KALENDER, 2014; MCCOLLOUGH, 2016; PAN e colab., 2008) permitiu aquisição rápida de imagens, com grande vantagem em sua resolução temporal e espacial com expressiva redução dos artefatos de movimento (fisiológicos e propositais) e respiratórios. Podem ser utilizadas como exemplo a análise de coronárias e escore de cálcio, que demandam grande resolução espacial, isto é, capacidade de diferenciação de pequenos pontos na imagem e análise morfológica do coração, que demanda aquisição da imagem sincronizada com o ciclo cardíaco para obtenção de imagem sem artefatos de movimentos fisiológicos, de forma a não comprometer a análise volumétrica das câmaras cardíacas e espessura miocárdica. Dentre os impactos clínicos do método, pode-se citar a melhor estratificação dos pacientes através do uso do escore de cálcio e predição de morbimortalidade cardiovascular, permitindo melhor seleção de medidas terapêuticas.

Tendo em vista a dose maior da radiação da tomografia em relação à radiografia, foram desenvolvidas reconstruções iterativas com software a fim de reduzir a dose efetiva de radiação, com objetivo de causar menor comprometimento a qualidade da imagem adquirida (MCCOLLOUGH, 2016).

Variações na tecnologia foram desenvolvidas, como a aquisição de imagens em *dual energy*, isto é, aquisição de imagens com fótons de alta e baixa energia, com possibilidade de avaliação de características dos tecidos relacionadas a atenuação por parte desses níveis energéticos diferentes. Dentre as aplicações da tomografia *dual energy* estão a possibilidade de avaliação de fibrose miocárdica, avaliação de edema em fraturas e diferenciação de doenças de microcristais (MCCOLLOUGH, 2016). Novas tecnologias estão sendo estudadas para essa aplicação, com o desenvolvimento da tomografia com contagem de fótons, na qual os detectores avaliam o comportamento individual de fótons.

CONCLUSÃO

A prática médica exige constante atualização e integração de conhecimentos multidisciplinares. A radiologia, como especialidade médica e ferramenta diagnóstica, fundamenta-se em sólidos conceitos da física, obtendo através desses, aquisições de imagens fundamentais para a decisão terapêutica. A compreensão dos fatores intrínsecos à geração dessas imagens pode permitir melhor planejamento e indicação dos estudos radiológicos, reduzindo riscos da exposição à radiação e obtendo-se maior aproveitamento do método diagnóstico.

REFERÊNCIAS

BARRA, Filipe Ramos; BARRA, Renato Ramos; BARRA SOBRINHO, Alaor. Visualizadores de imagens médicas gratuitos: é possível trabalhar apenas com eles? *Radiologia Brasileira*, v. 43, p. 313–318, 2010.

BORÉM, Luciana Mendes Araújo e colab. O conhecimento dos médicos da atenção primária à saúde e da urgência sobre os exames de imagem. *Radiologia Brasileira*, v. 46, p. 341–345, 2013.

BRYAN, R Nick; KAGADIS, George C. Introduction to the Science of Medical Imaging. *Medical Physics*, v. 38, n. 3, 2011.

CARVALHO, Antonio Carlos Pires. Conhecimento médico sobre radiações ionizantes. *Radiologia Brasileira*, v. 47, p. X–X, 2014.

DUAN, Xinhui e colab. Electronic noise in CT detectors: impact on image noise and artifacts. *American Journal of Roentgenology*, v. 201, n. 4, p. W626–W632, 2013.

HENDEE, William R. Teaching physics to radiology residents. *American Journal of Roentgenology*, v. 192, n. 4, p. 855–858, 2009.

HUDA, Walter; ABRAHAMS, R Brad. Radiographic techniques, contrast, and noise in x-ray imaging. *American Journal of Roentgenology*, v. 204, n. 2, p. W126–W131, 2015a.

HUDA, Walter; ABRAHAMS, R Brad. X-ray-based medical imaging and resolution. *American Journal of Roentgenology*, v. 204, n. 4, p. W393–W397, 2015b.

KALENDER, Willi A. Dose in x-ray computed tomography. *Physics in Medicine & Biology*, v. 59, n. 3, p. R129, 2014.

KEMERINK, Martijn e colab. Characteristics of a First-Generation X-Ray System. *Radiology*, v. 259, n. 2, p. 534–539, 1 Mai 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1148/radiol.11101899>>.

KEMERINK, Martijn e colab. The application of x-rays in radiology: from difficult and dangerous to simple and safe. *American journal of Roentgenology*, v. 198, n. 4, p. 754–759, 2012.

MAH, P; REEVES, T E; MCDAVID, W D. Deriving Hounsfield units using grey levels in cone beam computed tomography. *Dentomaxillofacial Radiology*, v. 39, n. 6, p. 323–335, 2010.

MCCOLLOUGH, Cynthia H. The role of the medical physicist in managing radiation dose and communicating risk in CT. *AJR Am J Roentgenol*, v. 206, n. 6, p. 1241–1244, 2016.

NACHIAPPAN, Arun C e colab. Clinically oriented three-year medical physics curriculum: a new design for the future. *American Journal of Roentgenology*, v. 199, n. 3, p. 635–643, 2012.

NOBRE, Luiz Felipe; WANGENHEIM, Aldo Von. *Software gratuito: uma opção para o radiologista? Radiologia Brasileira*. [S.l.]: SciELO Brasil. , 2010a

NOBRE, Luiz Felipe; WANGENHEIM, Aldo Von. *Software gratuito: uma opção para o radiologista? Radiologia Brasileira*. [S.l.]: SciELO Brasil. , 2010b

OKUNO, Emico. Efeitos biológicos das radiações ionizantes: acidente radiológico de Goiânia. *Estudos avançados*, v. 27, p. 185–200, 2013.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. *Física das radiações*. [S.l.]: Oficina de Textos, 2016.

PAN, Xiaochuan e colab. Anniversary Paper: Development of x-ray computed tomography: The role of Medical Physics and AAPM from the 1970s to the present. *Medical physics*, v. 35, n. 8, p. 3728–3739, 2008.

PATINO, Manuel e colab. Material separation using dual-energy CT: current and emerging applications. *Radiographics*, v. 36, n. 4, p. 1087–1105, 2016.

RITTER, Felix e colab. Medical image analysis. *IEEE pulse*, v. 2, n. 6, p. 60–70, 2011.

SAMEI, Ehsan. Cutting to the Chase: With So Much Physics” Stuff,” What Do Radiologists Really Need to Know? *AJR. American Journal of Roentgenology*, v. 206, n. 1, p. W9–W9, 2016.

SOUZA JUNIOR, Arthur Soares De. Curso de diagnóstico por imagem do tórax. Capítulo VI-Diagnóstico por imagem na bronquiectasia. *Jornal de Pneumologia*, v. 25, p. 327–334, 1999.

WANG, Ge; YU, Hengyong; DE MAN, Bruno. An outlook on x-ray CT research and development. *Medical physics*, v. 35, n. 3, p. 1051–1064, 2008.