

Artigo de Revisão de Literatura

## Contributos do *Dual Source* na deteção e caracterização das placas coronárias ateroscleróticas

Dual Source inputs the detection and characterization of atherosclerotic coronary plaques

Joana Ferreira<sup>1,2\*</sup>, Ana Paula Madeira<sup>3</sup>, Manuel Valentim<sup>2,3</sup>

<sup>1</sup> Unidade Local de Saúde do Norte Alentejano, EPE (ULSNA,EPE);

<sup>2</sup> Escola Superior de Saúde da Cruz Vermelha Portuguesa;

<sup>3</sup> Hospital de São José – Centro Hospitalar de Lisboa Central, EPE.

As doenças cardiovasculares (DCV) constituem a principal causa de morte nos países desenvolvidos. Cerca de 25% dos doentes com doença coronária têm morte súbita, ou um fator de risco para a ocorrência do enfarte agudo do miocárdio (EAM), sem sintomas prévios, e por esse motivo, um diagnóstico precoce pode melhorar o prognóstico dos doentes. Nos últimos anos, a tomografia computadorizada (TC) tem sido considerada uma técnica de imagem por excelência que evidencia a sua utilidade nas DCV, devido à sua elevada acuidade diagnóstica na avaliação da doença coronária, podendo ser uma alternativa à angiografia coronária invasiva. Porém apresenta desvantagens, como a dose de radiação e os artefactos que podem levar a erros diagnósticos e, por este motivo, uma nova aplicação técnica de dupla fonte tem vindo a introduzir-se, designada por *Dual Source CT*. A sua configuração pode possibilitar um aumento na precisão diagnóstica através da aquisição simultânea de dois espectros de energia numa única aquisição de imagem. Segundo a revisão de literatura, o *Dual Source* pode ser uma mais-valia, possibilitando um melhoramento na descrição e comunicação dos achados nas artérias coronárias. A deteção e caracterização dos diferentes tipos de placas coronárias em doentes com diagnóstico clínico aterosclerótico, assim como o potencial de diferenciação dos diferentes tipos de placas ateroscleróticas, proporciona uma análise mais detalhada das placas ateroscleróticas de rutura e erosão, consideradas responsáveis pelo EAM, assim como uma descrição evolutiva das lesões ocasionadas nas principais artérias sujeitas a aterosclerose, podendo contribuir para um diagnóstico mais preciso.

*Cardiovascular diseases (CVD) are the leading cause of death in developed countries. About 25% of patients with coronary heart disease have sudden death or risk factor for the occurrence of acute myocardial infarction (AMI), without previous symptoms, and therefore an early diagnosis may improve the prognosis of patients. In recent years, computerized tomography (CT) has been considered an excellent imaging technique evidencing its utility in CVD due to its high diagnostic accuracy in assessing coronary artery disease, being an alternative to invasive coronary angiography. However, the technique has disadvantages, such as radiation dose and artifacts that may lead to diagnostic errors and therefore a new technique applying dual source has been introduced - Dual Source CT. Its configuration may allow an increased diagnostic accuracy through the simultaneous acquisition of two energy spectra in a single image acquisition. According to the literature review, the Dual Source can be advantageous improving the description and communication of findings in the coronary arteries. Detection and characterization of different kinds of coronary plaques in patients with a clinical diagnosis of atherosclerosis, as well as the potential to differentiate between different types of atherosclerotic plaques provides a more detailed analysis of atherosclerotic plaques rupture and erosion considered responsible for AMI. Moreover, a description of the evolutionary injuries caused in the main arteries subjected to atherosclerosis may contribute to a more accurate diagnosis.*

**PALAVRAS-CHAVE:** *Dupla fonte; imagem; doença artéria coronária; aterosclerose.*

**KEY WORDS:** *Dual Source CT; imaging; coronary artery disease; atherosclerosis.*

Submetido em 13 maio 2013; Aceite em 05 julho 2013; Publicado em 26 julho 2013.

\* **Correspondência:** Joana Ferreira. **Email:** [joanaferreira20@sapo.pt](mailto:joanaferreira20@sapo.pt)

## INTRODUÇÃO

A síndrome coronária aguda (*Acute Coronary Syndrome* [ACS]) continua a ser uma das causas com maior taxa de mortalidade nos países ocidentais. Um dos fatores de risco é a aterosclerose que é uma doença crónica, progressiva e inflamatória com uma longa fase assintomática. A sua evolução pode conduzir a doenças cardiovasculares (DCV), tais como, o enfarte agudo do miocárdio (EAM), a angina de peito e a morte (Toth, 2008). Segundo a Organização Mundial da Saúde (World Health Organization [WHO], 2013), as doenças cardiovasculares representam 60% da mortalidade em todo o mundo. De acordo com estudos histopatológicos, 70% dos enfartes do

miocárdio são causados por rutura e os outros 30% por erosão da placa aterosclerótica, e apesar de se saber quais os fatores de risco para desenvolver aterosclerose coronária e se ter definido estratégias terapêuticas com a finalidade de reduzir os riscos, a possibilidade de se desenvolver uma técnica diagnóstica que permita identificar o risco de ocorrer um EAM pode vir a tornar-se útil clinicamente (Pfleiderer et al., 2010).

Embora existam diversas técnicas de imagem que permitem identificar o risco de ocorrer um EAM, a tomografia computadorizada (TC) é o método de imagem que melhor permite, de acordo com a literatura existente, analisar os detalhes anatómicos da artéria coronária (Toth, 2008) assim como

proporciona informação morfológica sobre a lesão e a sua composição (Van Velzen et al., 2009). Leschka et al. (2010) defendem que a diferenciação de placas ateroscleróticas coronárias pode melhorar a estratificação de risco das doenças coronárias e comparativamente com algumas técnicas invasivas, a TC cardíaca permite uma avaliação exata, não invasiva, da doença coronária e da parede arterial; exemplo disso é, a TC de 64 cortes, onde a sua acuidade diagnóstica é elevada, no entanto apresenta como desvantagens a dose de radiação e artefactos que podem levar a erros de diagnóstico. Para ultrapassar essas desvantagens, diferentes estudos têm vindo a demonstrar o potencial da dupla fonte por TC (Dual Source Computed Tomography [DSCT]). Em 2005, esta técnica foi introduzida na prática clínica (Seidensticker e Hofmann, 2008), equipada com duas fontes de raio-x perpendiculares a dois detetores numa única gantry. Esta nova tecnologia possibilita a utilização de dois picos de energia em simultâneo, no entanto apenas necessita de um quarto de rotação do sistema para adquirir a imagem.

## ATEROSCLEROSE – PROCESSO PATOLÓGICO E CLASSIFICAÇÃO DAS LESÕES

A aterosclerose consiste num complexo processo sistémico inflamatório que agride a camada íntima das artérias de grande e médio calibre, como a aorta, as carótidas, as artérias periféricas dos membros e as artérias coronárias (Azevedo, Victor e Oliveira, 2010).

É caracterizada pela alteração da motricidade vascular, por inflamação e acumulação de lípidos, por cálcio e restos celulares por baixo da camada íntima. A aterogénese é um processo da doença onde as gorduras presentes na circulação, como o colesterol, se depositam na parede das artérias formando uma lesão e criando um obstáculo que afeta o fluxo do sangue. No entanto, nos últimos anos, tem vindo a reiterar-se que a lesão aterosclerótica não é uma simples obstrução, mas um processo ativo, de características inflamatórias, capaz de se tornar num síndrome agudo e provocar uma rutura da placa, uma trombose ou até mesmo uma interrupção súbita do fluxo sanguíneo (Silva, 2008). Na formação de placas ateroscleróticas, cada fase representa um diferente estadio de inflamação, que em lesões mais avançadas pode resultar em complicações como erosões, ruturas e trombozes. A *American Heart Association* (AHA) publicou estudos que visam esclarecer as principais áreas das artérias que estão mais sujeitas à aterosclerose, bem como a descrição evolutiva das suas lesões (Azevedo et al., 2010). No estudo de Stary (2000) as lesões ateroscleróticas são classificadas em oito diferentes tipos de lesões (Tabela 1). Dey et al. (2009) defendem que existe uma maior probabilidade da doença coronária aguda ser resultante de ruturas e erosões de placas ateroscleróticas, consideradas responsáveis pelo EAM e que a presença lipídica caracterizada por uma camada fina e uma inflamação celular densa, sendo estruturalmente instável e vulnerável, presumivelmente haverá uma maior suscetibilidade de estar associada a futuros síndromes coronários.

**Tabela 1 – Diferentes tipos de placas ateroscleróticas (Adaptado de Stary, 2000).**

Nomenclatura histológica	Características histológicas
Tipo I (lesão inicial)	Macrófagos isolados com gotículas intracelulares acumuladas
Tipo II (lesão resistente)	Células espumosas e células musculares lisas com gordura
Tipo III (pré-ateroma)	Aglomerado lipídico no meio extracelular
Tipo IV (ateroma)	Núcleo lipídico
Tipo V (fibroateroma)	Núcleo lipídico com capa fibrosa no lúmen
Tipo VI (lesão de rutura / hemorrágica / trombótica)	Lúmen contém material trombótico ou rompimento da capa fibrosa (lesões complicadas)
Tipo VII (lesão calcificada)	Tecido predominantemente calcificado
Tipo VIII (lesão fibrótica)	Tecido predominantemente fibrótico, sem núcleo lipídico

## TC CARDÍACA – TC DE 64 CORTES VS DSCT

Segundo Chen (2007), a TC Cardíaca é um método rápido, não invasivo, e permite a visualização das artérias coronárias, sendo uma alternativa à angiografia coronária invasiva ao potenciar a redução dos cateterismos cardíacos de diagnóstico. Durante anos, avanços tecnológicos têm melhorado progressivamente a precisão diagnóstica da TC por multidetektoretos para a deteção da doença coronária. Por este motivo, na última década, a TC surgiu como uma ferramenta promissora não invasiva na caracterização de placas ateroscleróticas. Diversos estudos demonstraram que os valores de *Hounsfield* são significativamente diferentes em diversos tipos de placas (Henzler et al., 2011). Schwarz et al. (2008) mostraram que a penetração dos tecidos humanos com diferentes espectros de energia de raios-x permite uma recolha de informação para além dos valores tradicionais de atenuação, facilitando uma caracterização detalhada dos tecidos.

### TC de 64 cortes

De acordo com Duarte, Bettencourt, Costa e Fernandez (2010), a TC de 64 cortes tem tido um papel significativo na prática clínica devido à sua acuidade diagnóstica na avaliação da doença coronária com uma sensibilidade de 91% a 100%, uma especificidade de 82% a 97% e um valor preditivo negativo de 95% a 100%, permitindo evitar que doentes de risco baixo e intermédio, realizem desnecessariamente cateterismo. No entanto, a dose de radiação associada a esta técnica, tem sido uma fonte de preocupação, e nesse sentido foram desenvolvidos diversos protocolos de aquisição que permitem reduzir a dose de radiação efetiva para 8-12 mSv. A TC de 64 cortes comparativamente com as outras gerações de multidetektoretos contribuiu para uma redução do tempo de aquisição (5-10 s) da imagem, para assegurar a cobertura de todo o coração, proporcionando uma melhor resolução espacial (0,4 mm) assim como uma melhor resolução temporal, devido ao baixo tempo de rotação da *gantry* de 0,33 s, com um *pitch* máximo de 0,2 até 0,3 (Flohr, et al., 2006a; Chen, 2007 e Leschka et al., 2009). E apesar de necessitar de quatro a oito ciclos

cardíacos para a aquisição da imagem, a dose de radiação é reduzida e, de acordo com alguns estudos, estimou-se uma dose de radiação entre 1,2 e 4,3 mSv (Lell et al., 2009). Contudo, o efeito do volume parcial induzido pela densa calcificação, o endurecimento do feixe ou os artefactos de *blooming*, continuam a ser causas frequentes que comprometem a qualidade de imagem, que podem levar a erros diagnósticos ou a segmentos coronários não avaliáveis (Chen, 2007).

### DSCT

A introdução do DSCT, em 2005, representou um salto gigante na evolução da aquisição de imagem, relativamente às imagens seccionadas comparativamente com a implementação da aquisição da imagem helicoidal e posteriormente a inserção dos multidetektoretos, podendo dizer-se que é o primeiro *scanner* a permitir uma imagem helicoidal de dupla energia (Seidensticker e Hofmann, 2008). O DSCT tem diversas vantagens, como o tempo de aquisição que é bastante menor que os outros *scanners*, mesmo em pacientes com ritmos cardíacos irregulares, possibilitando uma elevada qualidade de imagem. A vantagem mais importante é a resolução temporal, que permite adquirir imagens em qualquer frequência cardíaca. Esta vantagem permitiu uma elevada confiança no diagnóstico que traduz ao paciente uma menor exposição à radiação ionizante. E embora a utilização de duas fontes de raios-x possa sugerir um aumento na dose de radiação, o DSCT pode reduzir substancialmente a exposição do paciente com técnicas de redução de dose, tais como a modulação de dose por controlo eletrocardiográfico (ECG) e a adaptação da velocidade da mesa de acordo com a frequência cardíaca, o que reduz significativamente a dose, como já se pôde comprovar com a TC de 64 cortes (Carrington, 2007).

Segundo a Siemens (2013), esta técnica utiliza duas fontes de raios-x e dois detektoretos ao mesmo tempo, o que resulta num aumento da resolução temporal, no dobro da velocidade, da energia, proporcionando boas imagens. Permite garantir um diagnóstico fiável independentemente do tamanho, condição e frequência cardíaca do paciente. Adapta a velocidade da mesa, aumenta o *pitch* e diminui a dose de

radiação, de acordo, com a frequência cardíaca do paciente. Neste momento existem desenvolvidas duas configurações de aparelhos de DSCT, numa primeira geração da tecnologia, o *SOMATOM Definition*; este é equipado com duas fontes de raios-x perpendiculares a dois detetores numa única *gantry*, o campo de visão (FOV) do detetor mais pequeno contém um diâmetro de 27 cm aproximadamente, o que não permite a cobertura de todo o corpo na maior parte dos pacientes, limitando a avaliação de lesões do fígado, de ambos os rins e do pulmão (DSCT.COM, 2013 e Kerl et al., 2011). Cada detetor é formado por 40 fileiras de detetores, em que as 32 fileiras centrais têm cortes colimados com uma espessura de 0,6 mm e as quatro fileiras externas em ambos os lados têm cortes colimados com uma espessura de 1,2 mm. Desta forma, cada detetor adquire 64 sobreposições de cortes com 0,6 mm de espessura por rotação, sendo o menor tempo de rotação da *gantry* de 0,33s (Ohnesorge, Flohr, Becker, Knez, Reizer, 2007). No entanto, com a introdução da segunda geração, o *SOMATOM Definition Flash*, veio abrir um novo nível de possibilidades, nomeadamente, o aumento do detetor mais pequeno, que passa de 27 cm para 33 cm de diâmetro com uma colimação de 0,6 mm, tornando-se suficiente para adquirir o diâmetro do tórax e do abdómen da maior parte dos pacientes (Lell et al., 2010 e DSCT.COM, 2013). A velocidade de obter imagens de um tórax em menos de um segundo e, se necessário, sem apneia respiratória, assim como adquirir imagens de pacientes com maior dificuldade (pacientes obesos e traumáticos, crianças inquietas, pacientes que não completam uma apneia respiratória prolongada), veio melhorar em muito a prática clínica. Nesta versão foi introduzido um filtro de estanho (Sn) de 0.1 mm, para uma melhor diferenciação dos espectros de energia; esta atenuação das energias permite reduzir os fótons de baixa energia provenientes do tubo de raios-x, mesmo em pacientes obesos. Com esta geração, os detetores de 4 cm, cada um adquire 128 cortes, o tempo de rotação da *gantry* desce para 0,28s, o que se traduz numa resolução temporal de 75ms (Carrington, 2008).

A aceitação clínica da DSCT cardíaca está diretamente relacionada com a dose de radiação nos exames de rotina comparada com outras técnicas (Kerl et al.,

2011). De acordo com o estudo de Flohr, et al. (2006a) se não houvesse uma otimização da técnica, a dose de radiação na DSCT aumentaria quase um fator de dois, desta forma, com a conjugação de vários mecanismos dedicados à redução de dose pode comprovar-se efetivamente uma redução comparativamente com uma TC cardíaco de uma única fonte de energia, como é o caso da TC de 64 cortes. A segunda geração da DSCT tem como característica principal: essa mesma redução de dose de radiação para o paciente. Assim, um dos principais benefícios do DSCT é o facto de todas as técnicas de redução de dose tais como *CARE Dose 4D*, *Adaptive Dose Shield*, *X-Care* poderem ser aplicadas, bem como as técnicas iterativas de reconstrução, *IRIS* ou *SAFIRE*, em cada um dos tubos de raios-x de forma independente para efetivamente reduzir a dose de radiação, mantendo uma qualidade de imagem elevada (Aulbach, 2011).

## PROTOCOLO DE AQUISIÇÃO DA IMAGEM CORONÁRIA POR DSCT

A angiografia coronária com o DSCT é realizada conforme o peso do paciente. O posicionamento do paciente é na direção crânio-caudal e anteroposterior (Schwarz et al., 2008). Faz-se uma avaliação da variação dos sinais do ECG, tendo em conta um intervalo de segurança adicional de 10 batimentos por minuto (bpm) que devem ser subtraídos antes do ajuste automático do *pitch* e da velocidade da mesa. Com os valores dados do *pitch*, torna-se óbvio que este sistema pode proporcionar uma cobertura do volume mais rápido. Tipicamente, os tempos de apneia respiratória neste equipamento estão compreendidos entre os 10s, para uma frequência cardíaca baixa e 5s, para uma frequência cardíaca elevada, assumindo uma *range* de 12 cm para cobrir todo o coração (Ohnesorge et al., 2007). Segundo o estudo de Mahabadi et al. (2010), diversas publicações recomendam que a frequência cardíaca seja inferior a 60 bpm, no entanto, a maior parte dos pacientes observados na prática clínica possuem uma frequência cardíaca muito acima dos 75 bpm, aos quais consequentemente, na ausência de contraindicações, devem ser administrados beta-



bloqueantes antes do exame, para uma redução significativa da frequência cardíaca. Após administração dos beta-bloqueantes é efetuado o topograma desde a artéria pulmonar até ao diafragma, à face do coração. O *pitch* é, então, adaptado segundo a frequência cardíaca. Administra-se uma injeção de contraste intravenoso, antecubital, com um cateter de calibre 18 *gauge* conectado a um injetor de contraste *dual-syringe* com opção dupla de fluxo. Na injeção *bolus* é determinado o tempo *delay*, para cada mililitro de contraste não iónico, seguido de soro fisiológico. As imagens são adquiridas numa única secção, ao nível aórtico, durante uma pausa respiratória (Schwarz et al., 2008 e Pfloderer et al., 2010). Com a intenção de reduzir a dose de radiação, devemos ter em conta tensões baixas (100 kV), assim como tempos de exposição reduzidos, entre 330 mAs e 400 mAs, de modo a atenuar a energia e o tempo de exposição de radiação (Schwarz et al., 2008 e Gottlieb et al., 2010).

O *SOMATOM Definition Flash* oferece 38,4 mm de cobertura de detetores e 0,28 s de tempo de rotação, com um *pitch* de 3.4, a velocidade da mesa é de 450 mm/s, o que é suficiente para cobrir todo o coração de 12 cm em 0,27 s (Siemens, 2013). O protocolo pode sofrer variação dependendo do tipo de aquisição, se prospetiva ou retrospectiva, influenciando a qualidade do exame, nomeadamente no tempo da aquisição. Com aquisição retrospectiva, a dose de radiação é modulada durante toda a aquisição helicoidal com base na informação do ECG, consistindo numa monitorização contínua e num algoritmo que calcula as durações médias dos ciclos cardíacos anteriores predizendo o início da fase desejada. Já na aquisição prospetiva, os cortes axiais iniciam-se na fase pré-definida relativamente às ondas R, a mesa move-se e para no momento da aquisição, fundamentando a importância da sincronização do ECG que proporciona uma menor exposição de radiação pelo paciente (Ohnesorge et al., 2000; Flohr e Raupach, 2008 e Duarte et al., 2010). A utilização da modulação de dose por ECG permite reduzir a exposição durante a sístole, período do ciclo cardíaco com movimento, dando importância à diástole, fase na qual o coração se encontra praticamente imóvel, e que gera imagens com menos

artefactos de movimento (Schwarz et al., 2008 e Gottlieb et al., 2010).

## DIAGNÓSTICO CLÍNICO ATRAVÉS DO DSCT

Normalmente, o EAM não resulta de um elevado nível de estenose coronária mas sim da rutura de uma placa vulnerável, e para estimar a ameaça de ocorrer a rutura da placa é necessário primeiro reconhecer a composição da placa. As placas mais perigosas são aquelas que têm finas capas fibrosas e núcleos grandes cheios de gordura e não as placas calcificadas (Kaulen, 2008). Kaulen (2008) defende que, no futuro, o objetivo é usar a TC para determinar com exatidão a extensão e a composição da placa aterosclerótica, porém, para uma análise qualitativa, é necessário primeiramente diferenciar tecido fibroso, tecido lipídico, calcificado e necrótico, e o DSCT com a aplicação *Plaque Analysis Program* incluído no *syngo Circulation* da Siemens, é considerado uma ferramenta razoável. A composição da placa pode ser caracterizada baseada em valores de TC. A região de interesse (ROI) e a curva de perfil são métodos tradicionais para calcular valores de TC, no entanto, não reveste o vaso por inteiro e de uma só vez. O método de análise *Plaque Map* converte a imagem DICOM correspondendo a imagens coloridas baseadas na atenuação da TC; este método demonstra placas coronárias vulneráveis (Komatsu et al., 2007). Segundo a Siemens (2013), a aplicação do *Plaque Analysis* tem o potencial de avaliar a vulnerabilidade de lesões ateroscleróticas e avaliar estratégias para estabilizar a placa e o tratamento específico para cada paciente. Esta ferramenta permite uma classificação quantitativa de estenoses e apoia leitores inexperientes de TC cardíaca, para uma melhor precisão diagnóstica pois possui um baixo número de falsos-positivos (Leschka et al., 2009) e embora a calcificação coronária esteja associada ao pior prognóstico cardiovascular, a sua presença não diminui a estabilidade mecânica da placa. Em contrapartida, a presença de placas fibróticas com capa fina e de placas lipídicas é considerado determinante para o aumento do risco de ocorrer uma rutura da placa e a capacidade de se reconhecer essas placas vulneráveis seria um avanço importante

para a deteção do risco, e possivelmente, preventiva para diagnosticar síndromes coronárias agudas (Leschka et al., 2010). O *Dual Source CT* de elevada *pitch*, proporciona uma elevada precisão de diagnóstico na avaliação de estenoses, combinado com uma taxa de 1% dos segmentos não diagnosticados com uma dose de radiação abaixo de 1 mSv, em pacientes com frequências cardíacas inferiores a 60 bpm, comprovando uma sensibilidade de 100%, uma especificidade de 91% e um valor preditivo negativo de 100% (Leschka et al., 2009).

## CONCLUSÃO

Assim, pode dizer-se que o DSCT contribui para um diagnóstico mais preciso com diversas vantagens nomeadamente na elevada qualidade de imagem, baixa exposição à radiação, tempo de aquisição reduzido, elevada resolução temporal e num diagnóstico mais precoce, apesar de ainda se encontrar em estudo a sua acuidade diagnóstica e possuir como limitação o seu custo elevado, encontrando-se, desta forma, ainda em número bastante reduzido na prática clínica. No entanto, através de uma revisão de artigos pode comprovar-se informação qualitativa para que o DSCT seja uma alternativa não invasiva a considerar para a avaliação, deteção e caracterização das placas ateroscleróticas na artéria coronária. Penso assim, que a realização de um estudo que permita analisar a sensibilidade e especificidade do *Dual Source* na deteção e caracterização das diferentes fases das placas ateroscleróticas coronárias, a capacidade de reconhecer placas vulneráveis, seria um avanço importante para a deteção do risco, e possivelmente, preventivo para diagnosticar síndromes coronárias agudas. A utilização de uma tecnologia que permite doses de exposição inferiores ao que é praticado, ou seja, doses de radiação abaixo de 1 mSv, pode contribuir futuramente na sua implementação para um diagnóstico precoce, mais preciso e com maior proteção radiológica.

## REFERÊNCIAS

- Aulbach (2011). Dose neutral dual energy scanning with dual source CT. Disponível em: [http://health.siemens.com/ct\\_applications/somatomsessions/index.php/dose-neutral-dual-energy-scanning-with-dual-source-ct/](http://health.siemens.com/ct_applications/somatomsessions/index.php/dose-neutral-dual-energy-scanning-with-dual-source-ct/)
- Azevedo, Victor, e Oliveira (2010). Diabetes mellitus e aterosclerose: Noções básicas da fisiopatologia para o clínico geral. *Revista Brasileira de Clínica Médica*, 8(6), 520-526.
- Carrington (2007). Dual source CT reshapes clinical imaging. *SOMATOM Sessions*, 20, 4-10.
- Carrington (2008). SOMATOM Definition Flash dual source CT: Leaving dose behind. *SOMATOM Sessions*, 23, 6-13.
- Chen, (2007). Coronary artery disease assessment with cardiac CT. *Applied Radiology*, 36(1), 4-13.
- Dey, Cheng, Slomka, Nakazato, RameshGurudevan, ... Berman (2009). Automated 3-dimensional quantification of noncalcified and calcified coronary plaque from coronary CT angiography. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 3(6), 372-382.
- DSCT.COM - Dual Source CT experts community (2013). *Dual energy*. Disponível em: <http://www.dsct.com/index.php/tag/dual-energy/>
- Duarte, Bettencourt, Costa, e Fernandez (2010). Coronariografia por tomografia computadorizada num único ciclo cardíaco com dose de radiação média de aproximadamente 1 mSv: Experiência inicial. *Revista Portuguesa de Cardiologia*, 29(11), 1667-1676.
- Flohr, Bruder, Stierstorfer, e McCollough (2006a). SOMATOM definition: Radiation dose with dual source CT. *SOMATOM Sessions*, 18, 38-40.
- Flohr, McCollough, Bruder, Petersilka, Gruber, Süß, ... Ohnesorge (2006b). First performance evaluation of a dual source CT (DSCT) system. *European Radiology*, 16(2), 256-268.
- Flohr, Raupach (2008). Reduction of radiation exposure in CT – Where are we Today? *SOMATOM Sessions*, 22, 56-59.
- Gottlieb, Kaufman, Rizzi, Kuroki, Berensztejn, Paiva, ... Lima (2010). Fatores associados à menor dose de radiação em pacientes submetidos à angiotomografia de artérias coronárias de 64 Canais. *Revista Brasileira de Cardiologia*, 23(4), 224-229.
- Henzler, Porubsky, Kayed, Harder, Krissak, Meyer, ... Fink (2011). Attenuation-based characterization of coronary atherosclerotic plaque: Comparison of dual source and dual energy CT with single-source CT and histopathology. *European Journal of Radiology*, 80(1), 54-59.
- Kaulen (2008). Virtual histology with dual source CT. *SOMATOM Sessions*, 23, 60-63.

- Kerl, Bauer, Maurer, Aschenbach, Korkusuz, Lehnert, ... Vogl (2011). Dose levels at coronary CT angiography – A comparison of dual energy-, dual source- and 16-slice CT. *European Radiology*, 21(3), 530-537.
- Komatsu, Ropers, Küttner, Ropers, Wechsel, Pfloderer, ... Achenbach (2007). Dual source CT: Detecting coronary atherosclerosis by dual source computed tomography images with color maps. *SOMATOM Sessions*, 20, 46-47.
- Lell, Marwan, Schepis, Pfloderer, Anders, Flohr, ... Achenbach (2009). Prospectively ECG-triggered high-pitch spiral acquisition for coronary CT angiography using dual source CT: Technique and initial experience. *European Radiology*, 19(11), 2576-2583.
- Lell, Hinkmann, Nkenke, Schmidt, Seidensticker, Kalender, ... Achenbach (2010). Dual energy CTA of the supraaortic arteries: Technical improvements with a novel dual source CT system. *European Journal of Radiology*, 76(2), e6-e12.
- Leschka, Stolzmann, Desbiolles, Baumüller, Goetti, Schertler, ... Alkadhi (2009). Diagnostic accuracy of high-pitch dual-source CT for the assessment of coronary stenoses: First experience. *European Radiology*, 19(12), 2896-2903.
- Leschka, Seitun, Dettmer, Baumüller, Stolzmann, Goetti, ... Alkadhi (2010). Ex vivo evaluation of coronary atherosclerosis plaques: Characterization with dual-source CT in comparison with histopathology. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 4(5), 301-308.
- Mahabadi, Achenbach, Burgstahler, Dill, Fischbach, Knez, Möhlenkamp (2010). Safety, efficacy and indications of  $\beta$ -adrenergic receptor blockade to reduce heart rate prior to coronary CT angiography. *Radiology*, 257(3), 614-623.
- Ohnesorge, Flohr, Becker, Kopp, Schoepf, Baum, ... Reiser (2000). Cardiac imaging by means of electrocardiographically gated multisection spiral CT: Initial experience. *Radiology*, 217(2), 564-571.
- Ohnesorge, Flohr, Becker, Knez, Reiser (2007). *Multi-slice and dual source CT in cardiac imaging: Principles, protocols, indications, outlook* Heidelberg, Germany: Springer.
- Pfloderer, Marwan, Schepis, Ropers, Seltmann, Muschiol, ... Achenbach (2010). Characterization of culprit lesions in acute coronary syndromes using coronary dual-source CT angiography. *Atherosclerosis*, 211(2), 437-444.
- Schwarz, Ruzsics, Schoepf, Joseph; Bastarrika, Chiaramida, ... Zwerner (2008). Dual-energy CT of the heart – Principles and protocols. *European Journal of Radiology*, 68(3), 423-433.
- Seidensticker e Hofmann (2008). *Dual source CT imaging*. Heidelberg, Germany: Springer.
- Siemens (2013). *Computed tomography – Dual source CT*. Disponível em: <http://healthcare.siemens.com/computed-tomography>
- Silva (2008). *Compreender a aterosclerose para prevenir – Revista Clube Rei Coração*, 7. Disponível em: <http://www.fpcardiologia.pt/docs/N7.pdf>
- Stary (2000). Natural history and histological classification of atherosclerotic lesions: An update. *Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology*, 20(5), 1177-1178.
- Toth (2008). Subclinical atherosclerosis: What it is, what it means and what we can do about it. *The International Journal of Clinical Practice*, 62(8), 1246-1254.
- Van Velzen, Schuijf, De Graaf, Jukema, De Roos, Kroft, ... Bax (2009). Imaging of atherosclerosis: Invasive and noninvasive techniques. *Hellenic Journal of Cardiology*, 50(4), 245-263.
- WHO (2013). *Cardiovascular diseases (CVDs)*. Disponível em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs317/en/>