



ANÁLISE DA POROSIDADE DE SEDIMENTOS GEOLÓGICOS USANDO A TÉCNICA DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Haimon Diniz Lopes Alves

Dissertação de Mestrado apresentada ao Programa de Pós-graduação em Engenharia Nuclear, COPPE, da Universidade Federal do Rio de Janeiro, como parte dos requisitos necessários à obtenção do título de Mestre em Engenharia Nuclear.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Rio de Janeiro
Fevereiro de 2012

ANÁLISE DA POROSIDADE DE SEDIMENTOS GEOLÓGICOS USANDO A TÉCNICA
DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Haimon Diniz Lopes Alves

DISSERTAÇÃO SUBMETIDA AO CORPO DOCENTE DO INSTITUTO ALBERTO
LUIZ COIMBRA DE PÓS-GRADUAÇÃO E PESQUISA DE ENGENHARIA (COPPE)
DA UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO COMO PARTE DOS
REQUISITOS NECESSÁRIOS PARA A OBTENÇÃO DO GRAU DE MESTRE EM
CIÊNCIAS EM ENGENHARIA NUCLEAR.

Examinada por:

Prof. Ricardo Tadeu Lopes, D.Sc.

Profa. Inayá Corrêa Barbosa Lima, D.Sc.

Prof. Joaquim Teixeira de Assis, D.Sc.

Prof. Mauro Cesar Geraldês, D.Sc.

RIO DE JANEIRO, RJ - BRASIL

FEVEREIRO DE 2012

Alves, Haimon Diniz Lopes

Análise da porosidade de sedimentos geológicos usando a técnica de microtomografia computadorizada/ Haimon Diniz Lopes Alves. – Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2012.

VIII, 102p.: il.; 29,7 cm.

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Dissertação (mestrado) – UFRJ/ COPPE/ Programa de Engenharia Nuclear, 2012.

Referências Bibliográficas: p.96-102

1. Microtomografia. 2. Sedimentos. 3. Estratigrafia. I. Lopes, Ricardo Tadeu. II. Universidade Federal do Rio de Janeiro, COPPE, Programa de Engenharia Nuclear. III. Título.

Resumo da Dissertação apresentada à COPPE/UFRJ como parte dos requisitos necessários para a obtenção do grau de Mestre em Ciências (M.Sc.)

ANÁLISE DA POROSIDADE DE SEDIMENTOS GEOLÓGICOS USANDO A TÉCNICA DE MICROTOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Haimon Diniz Lopes Alves

Fevereiro/2012

Orientador: Ricardo Tadeu Lopes

Programa: Engenharia Nuclear

Há grande interesse econômico no conhecimento de regiões nas quais possam ser encontrados reservatórios de combustíveis. Conhecer qual sedimento e, portanto, qual região está mais sujeita a apresentar estes reservatórios é de fundamental importância. Para isto foram analisadas amostras de diferentes bacias sedimentares brasileiras utilizando uma técnica não destrutiva de análise, a microtomografia computadorizada (μCT). Esta técnica utiliza a atenuação da radiação incidente sobre uma amostra para permitir a posterior visualização bidimensional e tridimensional do seu interior, sem nenhuma necessidade de preparação física ou química, destacando sua facilidade, baixo custo e alta resolução das imagens. As imagens analisadas foram obtidas através de dois métodos diferentes: o visual, no qual o operador quem escolhe o "threshold" (nível de corte para binarização) nas imagens, e o automático, no qual o operador utiliza ferramentas computacionais para obter o "threshold" desejado, sem depender da sua acuidade visual. Em seguida foram obtidos os dados de porosidade para o mesmo tipo de amostra utilizando uma técnica destrutiva muito utilizada pela geologia para obtenção dos valores da porosidade de um sedimento, a petrografia, que consiste basicamente da contagem de pontos referentes a regiões de poros em uma lâmina delgada retirada de um pedaço da amostra analisada. Os resultados mostram que é possível comparar as técnicas utilizadas, mostrando um ganho de tempo e diminuição de custos ao utilizar a μCT em relação à petrografia.

Abstract of Dissertation presented to COPPE/UFRJ as a partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science (M.Sc.)

ANALYSIS OF POROSITY OF GEOLOGICAL SEDIMENTS USING COMPUTED MICROTOMOGRAPHY

Haimon Diniz Lopes Alves

February/2012

Advisor: Ricardo Tadeu Lopes

Department: Nuclear Engineering

There is high economical interest in the knowledge of places where it might be possible to find energy resources' reservoirs. To know which sediment and, therefore, which place is more subject to have these reservoirs is of the utmost importance. For that matter samples from different brazilian geological basins were analyzed using a non-destructive technique, computed microtomography (μCT). This technique uses the attenuation of incident radiation on a sample allowing subsequently bidimensional and tridimensional visualization of the samples' inner structure, without any need for physical or chemical preparation, emphasizing its speed, low cost and high resolution images. Images analyzed were obtained by two different methods: visual, which the operator chooses images' threshold, and automatic, which the operator make use of computational tools to obtain the images' threshold, without concern of visual accuracy. Following that, porosity data were obtained using a destructive technique commonly used by geology to obtain porosity data from sediment, stratigraphy, which basically consists of points' counting related to pores in a thin section taken from an analyzed sample. The results show that comparison between those techniques is possible, showing gains on experimental time and reduction of cost using μCT instead of stratigraphy.

Índice

CAPÍTULO 1: INTRODUÇÃO	1
CAPÍTULO 2: REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	3
CAPÍTULO 3: INTRODUÇÃO TEÓRICA	8
3.1. Descoberta dos Raios X	8
3.2. Origem dos Raios X	10
3.3. Os modelos atômicos	11
3.3.1. Modelo Thomson	11
3.3.2. Modelo de Rutherford	11
3.3.3. Modelo de Bohr	11
3.3.4. Modelo quântico de Schrödinger	12
3.4. Produção de Raios X	17
3.5. Interação da radiação com a matéria	19
3.5.1. Efeito fotoelétrico	19
3.5.2. Efeito Compton	20
3.5.3. Produção de pares	21
3.5.4. Quantificação	22
3.6. Tomografia Computadorizada	24
3.6.1. A transformada de Radon	24
3.6.2. Histórico da tomografia computadorizada	26
3.6.3. Gerações da tomografia	29
3.6.3.1. 1ª geração – feixe “lápiz”	29
3.6.3.2. 2ª geração – feixe leque	30

3.6.3.3. 3ª geração	31
3.6.3.4. 4ª geração	32
3.6.3.5. Tomografia espiral	33
3.6.3.6. Geometria de feixe cônico	33
3.6.3.7. Microtomografia Computadorizada (μ CT)	34
3.6.4. Matemática da tomografia	36
3.6.5. Dectetores da radiação	42
3.6.5.1. Cintilador	42
3.6.5.2. Câmera CCD	44
3.6.6. Formação da imagem	44
3.7. Porosidade	47
3.8. Método para determinação da porosidade	49
3.8.1. Lâmina delgada	49
CAPÍTULO 4: METODOLOGIA	55
4.1. Método visual	55
4.2. Método automático	56
4.3. Equipamento e programas	56
4.3.1. Sistema de microCT: Skycan 1174	57
4.3.2. Programa de Reconstrução de Imagem: NRecon	59
4.3.3. Programa de visualização: Dataviewer	61
4.3.4. Programa de obtenção do threshold: 3D-DOCTOR	62
4.3.5. Programa de quantificação de Imagens: CTan	63
4.3.6. Programa de Processamento de Imagens: Fiji	65
4.4. Estratigrafia	66

4.5. Amostras	67
4.6. Bacias sedimentares	65
4.6.1. Bacia do Paraná	66
4.6.2. Bacia de Sergipe-Alagoas	66
4.6.3. Bacia do Recôncavo Baiano	67
4.6.4. Bacia do Potiguar	67
CAPÍTULO 5: RESULTADOS	69
5.1. Imagens microtomográficas	69
5.1.1. Amostras 1MC2SC	69
5.1.2. Amostra 2MC1SC	70
5.1.3. Amostra3UB27RNS	71
5.1.4. Amostra 7AR155BA	72
5.1.5. Amostra VF4SE	73
5.2. Imagens das lâminas	75
5.2.1. Amostra 1MC2SC	75
5.2.2. Amostra 2MC1SC	76
5.2.3. Amostra 3UB27RNS	77
5.2.4. Amostra 7AR155BA	78
5.2.5. Amostra VF4SE	79
5.3. Método visual	80
5.4. Método automático	83
5.5. Método petrografia por microscopia ótica	86
CAPÍTULO 6: CONCLUSÕES	90
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	93

Capítulo 1

Introdução

Com o avanço das explorações de novas fontes de petróleo e gás para suprir uma demanda cada vez maior de recursos ligados ao fornecimento de energia, há estudos crescentes sobre as regiões e os sedimentos que envolvem estas reservas. Há necessidade de entender melhor qual região é mais propícia tanto para a localização como para a extração destes recursos e a influência exercida pela estrutura das reservas em localizar estas fontes e extrair seu conteúdo, aliando a questão custo com o benefício. A porosidade absoluta determina a porcentagem de vazios em relação ao volume da amostra, nos quais podem se encontrar estes recursos e dos quais estes podem ser extraídos, podendo auxiliar no estudo das regiões mais propícias para obtenção de combustíveis como petróleo e gás.

A tomografia computadorizada é uma técnica não destrutiva que permite a visualização interna de um corpo de prova submetido a uma fonte de radiação ionizante, seja ela raios X, γ , nêutrons, etc, sem necessidade de qualquer tipo de preparação física ou química da amostra. Permite trabalhos em diversas áreas da ciência como medicina, biologia, indústria, geologia, onde é imprescindível, dependendo da aplicação, manter o corpo de prova intacto ou diminuir o dano devido a radiação. Com o advento de novos aparelhos “portáteis”, tubos de raios X menores e com maior potência e câmeras CCD (dispositivo de carga acoplada) com resolução microscópica, foi possível o desenvolvimento e maior acesso a laboratórios de pequeno e médio porte da microtomografia computadorizada (μ CT), que permite a diferenciação interna de estruturas com precisão de micrômetros até nanômetros. Por ser uma técnica já consagrada pela literatura até mesmo em trabalhos petrográficos,

passa a ser também uma técnica inovadora para as pesquisas no campo da geologia que estudam parâmetros de sedimentos como a porosidade, inclusive para estudos de comparação de técnicas dentro da geologia já bem disseminadas para cálculo de porosidade em amostras como a petrografia por microscopia ótica.

Pelas vantagens de ser uma técnica não destrutiva e de visualização interna microscópica, a μ CT torna-se uma candidata para a realização de um estudo de viabilidade para obtenção dos valores da porosidade absoluta, de forma a auxiliar nas pesquisas de exploração de petróleo e os tipos de sedimentos que a influenciam. Não apenas isso, mas também pela redução do custo total para realizar uma pesquisa em pequena escala, bem como o tempo necessário para análise dos sedimentos, gerando benefícios futuros para a efetividade da exploração petrolífera.

Esta dissertação trata da comparação entre a avaliação dos valores de porosidade, de diversas amostras de sedimentos obtidas em bacias geográficas diferentes, obtidos através da μ CT e os valores obtidos através da técnica (destrutiva) de petrografia por microscopia ótica. Os resultados através da técnica de μ CT foram calculados por dois métodos distintos: o método “visual”, onde o operador quem determina o “threshold”, ou valor de binarização, de forma a localizar os poros, e o método “automático”, onde este valor de “threshold” é obtido com o auxílio do computador para separar as regiões de vazio, ou poros, em relação ao resto do material que compõem o sedimento.

A dissertação encontra-se organizada em capítulos da seguinte forma: introdução, revisão bibliográfica, introdução teórica, metodologia, resultados e conclusões.

Capítulo 2

Revisão bibliográfica

Para entendimento do processo de microtomografia computadorizada (μCT), é necessário primeiro entender os princípios da radiação utilizada, no caso, os raios X. A descoberta dos raios X se deu por William Conrad Röntgen [1] ao trabalhar intensamente com tubos de raios catódicos. Este descreve todos os trabalhos feitos previamente a descoberta dos raios X, a “súbita” identificação de uma nova radiação proveniente dos tubos de raios catódicos e a intensa investigação para entender as propriedades físicas referentes a estes raios invisíveis, fosse relacionado a capacidade de reflexão, refração ou de transmissão através de materiais com densidades diferentes. Após sua descoberta, diversos trabalhos na área de medicina se seguiram focados na área de radiografia, pois a tomografia ainda viria a ser desenvolvida anos depois.

Sem ligação com o uso de radiação, Johann Karl August Radon [2] descobrira, alguns anos após a descoberta dos raios X, a solução matemática do que viria a ser a reconstrução de imagens da tomografia por meios algébricos sem ter noção que seu resultado teria aplicação, futuramente, na tomografia computadorizada. Apesar de um trabalho pioneiro, uma extensa e trabalhosa matemática, seu trabalho praticamente não teve reconhecimento e ficou, por muitos anos, sem qualquer menção científica. Somente anos depois Godfrey Newbold Hounsfield [3-4] conseguiria construir um aparato experimental onde obteria a primeira imagem tomográfica de um cérebro humano. Allan McLeod Cormack [5-6], em paralelo, desenvolvera um algoritmo que permitira a reconstrução computacional. A partir daí, com cada vez mais tubos de raios X sofisticados e a partir do rápido crescimento da arquitetura computacional, novos

tomógrafos foram construídos, divididos em gerações, como descreve Buzug [7], obtendo resultados mais rápidos, com melhor resolução e menor dose de radiação em seres vivos.

Inicialmente a tomografia computadorizada apenas satisfazia um esquema de medição bidimensional, mas com a inserção do algoritmo tridimensional de Feldkamp et al [8] pode-se finalmente obter reconstruções das imagens tomográficas de forma mais rápida e com melhor resolução utilizando a geometria de feixe cônico.

A μCT veio por satisfazer a necessidade de aparelhos não só para uso em laboratórios de pesquisa de médio e pequeno porte, como também para aplicações comerciais em diversas áreas do conhecimento, como construção, petróleo e gás, biologia, odontologia, geologia, entre outros. Há necessidade de resolução maior, tempo menor de aquisição e reconstrução para análise dos parâmetros de estudo para todas as áreas, de uma forma geral.

Estudos recentes na área de construção utilizando a μCT são empregados para avaliar parâmetros como a porosidade em amostras de concreto, as quais são ditas ter bastante influência nas propriedades mecânicas do material. Estes estudos vêm sendo desenvolvidos para auxiliar a engenharia de construção, de forma a se determinar o material considerado com melhor custo/benefício para uso. Em geral, métodos para comparação são utilizados para tentar avaliar a eficácia da tomografia em relação a técnicas mais conhecidas e já ditas como referência na bibliografia ou, de forma inversa, utilizando a μCT como técnica de referência para identificar novos métodos para obtenção do mesmo resultado. Carvalho et al [9] comparou dados de porosidade obtidos utilizando a μCT de raios X e um scanner comercial. Com técnicas de processamento digital de imagem e morfologia matemática, a porosidade das amostras foi obtida e os valores foram comparados com aqueles obtidos na literatura, mostrando boa concordância entre os resultados. Cnudde et al [10] comparou

resultados obtidos pelas técnicas de μCT de raios X, absorção de água sob vácuo e porosimetria por intrusão de mercúrio. Os resultados mostram-se compatíveis de acordo com as técnicas, pois técnicas de intrusão possuem capacidade de resolução que chegam a nanômetros, enquanto a μCT estaria limitada, neste trabalho, a micrômetros de precisão, justificando as diferenças nos valores obtidos.

Estudos mais específicos em relação a distribuição de área e volume de partículas de cinza de vulcões resultantes de erupções também são objeto de uso na μCT . Ersoy et al [11] compara estes parâmetros entre a μCT e por microscopia eletrônica de varredura (SEM), mostrando as vantagens da μCT em relação a SEM, como tempo de aquisição menor, nenhuma preparação química na amostra para efetuar as medidas, e também as desvantagens, como a maior resolução da SEM. Existem muitos estudos atuais que fazem estas comparações entre técnicas destrutivas e não destrutivas de forma a verificar qual técnica possui mais adequação ao tipo de amostra estudada e qual apresenta melhor custo/benefício.

Há também estudos utilizando animais de pequeno porte, seja depois do sacrifício ou até mesmo in vivo. Li et al [12] mostra o uso da μCT para visualização interna de pequenos animais. Faz um resumo da técnica e das melhores condições para aplicação, preocupado não apenas com alta resolução e contraste, tempo de medida, mas também dose efetiva, na influência que ela exerce sobre tecidos saudáveis. Klinck et al [13] apresenta alguns tópicos sobre este assunto. Algumas das áreas mais estudadas são, por exemplo, estrutura óssea, que pode fornecer dados sobre o metabolismo ósseo através da avaliação de parâmetros morfológicos, a região pulmonar, que ainda é objeto de grande dedicação por ser uma área difícil de estudar devido a pequena resolução e baixo contraste, tempo de medida alto e artefatos, para estudo de doenças crônicas e agudas, região vascular, para estudar a conectividade entre todo o sistema vascular através de agentes de contraste. Apesar do grande problema do contraste para tecidos moles, a μCT ainda assim é de grande valia para

estudo em áreas biológicas, de forma que é usada também em conjunto com outras técnicas, como a microtomografia por emissão de pósitrons (μPET).

Com o desenvolvimento da μCT , cresceu rapidamente o interesse pela técnica na área de odontologia. Permitiu um avanço em estudos no uso de implantes, cimentos para selar, influência de cáries na dentina, entre outros exemplos. Neves et al [14] mostra a calibração de um sistema de μCT para estudo de técnicas de remoção de cáries de forma quantitativa utilizando técnicas de processamento de imagens, calibração para densidade mineral e correção de artefatos provenientes do sistema de μCT .

Trabalhos de pesquisa vêm sendo desenvolvidos de forma a buscar estudar e quantificar parâmetros histomorfométricos, bem como desenvolver metodologias para melhora na análise das imagens obtidas pela μCT . Oliveira [15] apresenta o desenvolvimento da análise tridimensional em conjunto com análises bidimensionais. Caracteriza em suas análises filtros cerâmicos quanto a porosidade, a relação entre material ósseo e a área total relativa a ossos porosos, entre outros parâmetros. Lima [16] utiliza a μCT em conjunto com a técnica de fluorescência de raios X (XRF) de forma a caracterizar amostras ósseas não apenas por parâmetros histomorfométricos, mas também obter o mapa da distribuição elementar nestas amostras. Sales [17] faz um estudo semelhante sobre amostras ósseas, utilizando a dupla μCT -XRF, mas agora com foco em efeitos do hipertireoidismo e envelhecimento sobre as amostras, e também utilizando diferentes métodos de limiarização para escolha do melhor “threshold” para quantificação da morfologia óssea.

Na área de geologia, extração de petróleo e gás, há bastante interesse no estudo não destrutivo de amostras de rochas reservatório para identificar o potencial petrolífero destas, assim como a análise de outros parâmetros geológicos importantes para geólogos para identificar e separar os diferentes tipos de amostras de rochas e

sedimentos. A μCT é uma alternativa viável, visto que apresenta bons resultados, boa resolução para identificação microscópica e não há necessidade de destruição das amostras. Ketcham et al [18] apresenta detalhes da técnica de μCT , em relação a escolha de tubos de raios X, detectores, artefatos que surgem dependendo do sistema ou da amostra escolhida e algumas aplicações nas geociências como, por exemplo, o uso da μCT para análise quantitativa de texturas metamórficas, obtenção da porosidade de amostras de calcário, morfologia de crânios, entre outras. Zabler et al [19] mostra o estudo da influência de compressão sobre amostras para obtenção de rachaduras que podem comprometer a amostra e levar a fraturas, comparando a amostra inicial e sua deformação após aplicação de uma tensão. Remeysen et al [20] mostra a possibilidade de não só determinar parâmetros como porosidade das amostras de rocha, como também identificar suas diferentes fases minerais, utilizando a técnica de μCT por dupla energia de forma a se obter informação quantitativa sobre densidade e número atômico das amostras e implementação de um algoritmo para segmentação para separar as fases minerais. Validação da metodologia foi feita através da comparação dos resultados da μCT com análises petrográficas em pequenas seções finas do mesmo tipo de formação rochosa. É possível ver a grande vantagem da μCT em relação a petrografia bidimensional de seções finas, por ser uma técnica não destrutiva, rápida, e fornecer muitas informações sobre a heterogeneidade das fases minerais sobre a amostra em uma escala tridimensional, a conectividade dos poros e, portanto, da permeabilidade e potencial de reservatório.

Capítulo 3

Introdução teórica

3.1. Descoberta dos Raios X

A descoberta dos raios X se decorreu no final do ano de 1895 quando Wilhelm Conrad Röntgen (fig.1) estudava os efeitos de descargas elétricas em tubos de raios catódicos (tubo de Crookes) (fig.2). Ele colocara uma pequena e fina janela de alumínio para permitir a saída dos raios catódicos do tubo, mas envolvera o experimento com uma cartolina a fim de preservar o alumínio de dano devido ao forte campo elétrico usado no tubo. Apesar de a cartolina impedir que luz escapasse do experimento, Röntgen notou um pequeno efeito fluorescente em uma tela pintada com platino cianeto e bário localizada próxima ao experimento.



Figura 1: Wilhelm Conrad Röntgen [21]

Tentando descobrir a causa deste efeito, Röntgen montou um aparato parecido com o usado anteriormente, envolvendo o experimento com cartolina preta e

escurecendo a sala para garantir os níveis de opacidade da cartolina. Foi neste momento, durante as descargas realizadas no tubo, que Röntgen percebeu um fraco brilho alguns metros de distância, exatamente onde se encontrava uma tela pintada com platino cianeto e bário que ele pretendia utilizar para confirmar algumas de suas idéias. Deste ponto em diante Röntgen estipulou que este efeito só poderia ser causado por alguma espécie nova de raios provenientes do tubo de raios catódicos, visto que os conhecidos como a luz eram barrados pela cartolina, o qual ele deu o nome de Raios X, devido a sua natureza até então desconhecida. Diversos experimentos foram realizados em seguida para garantir os efeitos observados até então, verificar algumas outras propriedades em relação ao alcance e penetração desta radiação de acordo com os materiais utilizados para envolver o aparato experimental bem como propriedades como reflexão e refração, da mesma forma como feito com a luz. [1]

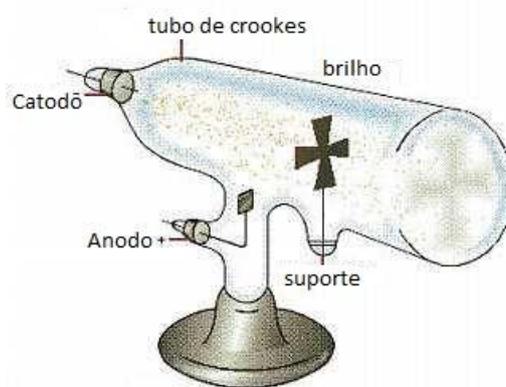


Figura 2: Tubo de Crookes [22]

Após estudos em relação à penetração da radiação recém-descoberta devido a diversos materiais de diferentes composições e espessuras, Röntgen percebeu que os raios X podiam ser atenuados por alguns materiais e estes apresentavam “sombras” dos mesmos se colocados diretamente no caminho entre o tubo de raios catódicos e a tela fluorescente. Daí surgiu a idéia inicial de tentar se visualizar a estrutura interna,

gerando assim a primeira radiografia que se tem conhecimento, da mão de sua esposa, Anna Bertha. (fig.3)



Figura 3: Primeira radiografia [23]

3.2. Origem dos Raios X

Os raios X são radiações eletromagnéticas tendo origem na estrutura atômica da matéria e são caracterizados por energias de poucos eV até cerca de milhares de eV. São produzidos, principalmente, pela interação de partículas carregadas ou fótons com a matéria. Quando elétrons são desacelerados na matéria, um espectro contínuo de raios X, conhecido como Bremsstrahlung, é gerado. Ao mesmo tempo, raios X monoenergéticos chamados de característicos são emitidos quando elétrons orbitais são retirados no processo de interação da radiação (efeito fotoelétrico). Estes raios X característicos fornecem informações acerca do número atômico do material (no caso do anodo de um tubo de raios X) ou dos elementos constituintes de uma amostra. Por isso, são chamados de característicos do material, ou seja, representam a assinatura do material ou da composição elementar de uma amostra.

3.3. Os modelos atômicos

3.3.1. Modelo de Thomson

J.J.Thomson em 1910 descreveu um modelo para o átomo, onde as cargas negativas, conhecidas como elétrons, estariam no meio de uma distribuição contínua de carga positiva. A estabilidade ocorreria devido a repulsão mútua, mantendo os elétrons uniformemente distribuídos (fig.4) [26].

3.3.2. Modelo de Rutherford

E. Rutherford em 1914 descreveu um modelo para o átomo, onde as cargas positivas estariam concentradas numa pequena região localizada no centro do átomo, ou seja, o núcleo. Os elétrons estariam localizados em volta do núcleo, circulando em torno dele em órbitas semelhantes aquelas que os planetas fazem em torno do Sol (fig.4) [26].

3.3.3. Modelo de Bohr

Tanto os modelos de Thomson como de Rutherford apresentavam o problema da instabilidade atômica. Corpos girando ao redor do núcleo estariam sujeitos a uma aceleração e, de acordo com a teoria clássica do eletromagnetismo, corpos carregados acelerados irradiam energia na forma de radiação eletromagnética. Estes corpos então perderiam energia durante o movimento circular, até atingir o núcleo. Não só experimentalmente isto não era observado, como não fazia sentido pois a matéria em si não poderia existir desta forma.

O modelo de Bohr estabelece alguns postulados para explicar este problema. Basicamente o elétron se encontraria em regiões bem definidas, conhecidas como orbitais ou estados estacionários, onde o elétron se encontraria e apenas ali. Por estar preso a uma órbita, este não emitiria radiação eletromagnética. Também postulou-se a quantização da energia do elétron, relacionado ao seu nível orbital. Por fim a radiação eletromagnética só poderia surgir se houvesse um salto de um orbital para outro, onde a energia liberada da radiação seria exatamente a diferença entre a energia do elétron no seu orbital e para o qual ele transitou. (fig.4)

Apesar de explicar em diversos pontos a estrutura do modelo atômico, não havia justificativa, até então, do porque o elétron deveria estar em estados estacionários ou possuir energias quantizadas [26].

3.3.4. Modelo quântico de Schrödinger

O modelo quântico de Schrödinger vem colocar fim aos problemas do modelo atômico e é, atualmente, o modelo aceito.

Este modelo elimina a idéia de orbitais definidos e, no seu lugar, insere a noção de regiões de probabilidade. O elétron deixa de ser considerado uma partícula e passa a ser uma função de onda, onde o módulo do quadrado dessa função dá a probabilidade de se encontrar o elétron numa dada região do espaço. O elétron pode ser encontrado nos limites desta “nuvem eletrônica” para cada orbital seu, mas não se sabe exatamente sua localização, devido ao princípio de incerteza de Heisenberg. Sabe-se que o elétron encontra-se nesta região definida, mas exatamente qual o seu movimento é, até o momento, impossível de se prever. O elétron continua com seus estados de energia quantizados, os “pacotes de energia”, que estão associados a eles de acordo com o orbital que se encontram, ou estado quântico. Mudar de estado

quântico, ou seja, realizar um salto quântico implica mudar seu estado de energia e, portanto, liberar esta diferença em forma de radiação eletromagnética (fig.4).

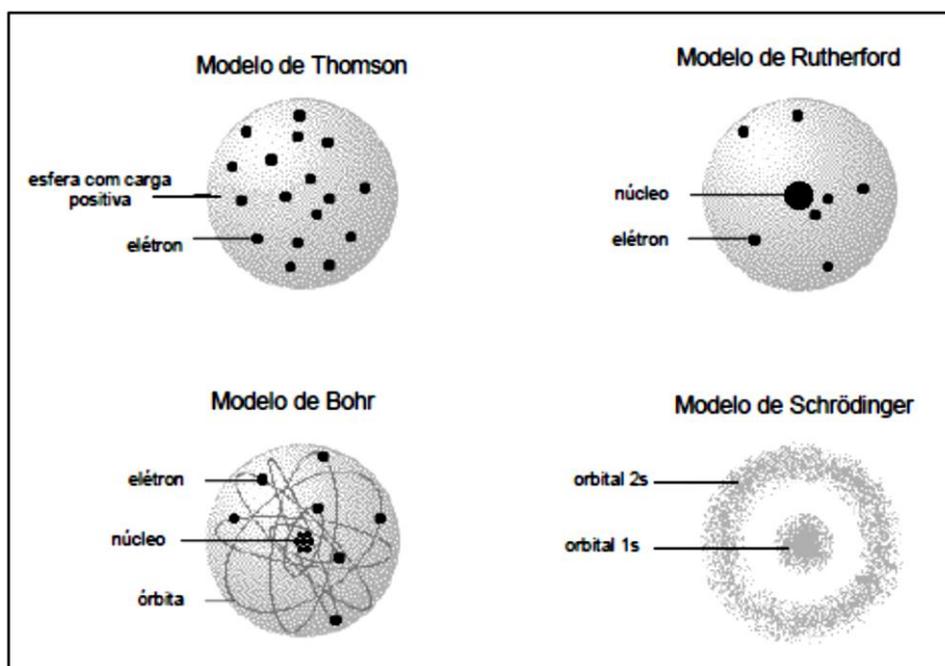


Figura 4: Representação dos modelos atômicos [24]

Todos os modelos atômicos desenvolvidos tinham como objetivo fornecer informações sobre as distribuições dos elétrons ao redor do núcleo. O modelo atômico atual (quântico) foi o que apresentou maior sucesso em explicar como os elétrons estavam se movimentando ao redor do núcleo (fenômenos que no começo do século XX não podiam ser explicados pelos modelos clássicos tais como o espalhamento Compton e o efeito fotoelétrico foram explicados com sucesso pelo modelo atual).

O modelo quântico prevê que os elétrons se distribuem ao redor do núcleo confinados em orbitais quantizados (camadas ou subcamadas), que na realidade são regiões ou “nuvens” de probabilidade onde há a possibilidade de se encontrar os elétrons, de acordo com o princípio de incerteza de Heisenberg, e somente emitem

radiação eletromagnética quando realizam transições entre estes orbitais (do maior potencial para o menor potencial). (fig.5)

Os orbitais são definidos por quatro números quânticos: O número quântico principal n define a camada principal. O número quântico l está relacionado ao momento angular do elétron. O número quântico j descreve o vetor soma de l . O número quântico s está relacionado ao spin intrínseco do elétron.

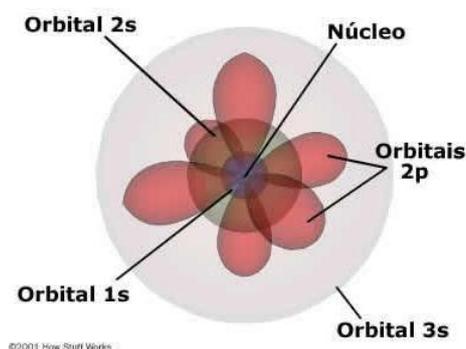


Figura 5: Regiões de probabilidade no modelo atômico de Schrödinger [25]

Na terminologia, é associado ao número quântico principal de valor 1 o nome camada K. Esta é a camada mais firmemente ligada e mais próxima do núcleo do átomo. Associado a n igual a 2 tem-se a camada L e assim em diante.

Raios X são produzidos por transições eletrônicas entre uma camada atômica e outra. As mais importantes transições eletrônicas correspondem às camadas K e L, devido a sua maior probabilidade de ocorrência e intensidade. Os raios X da série K correspondem à ocupação de uma vacância na camada K por um elétron de um orbital superior, da mesma forma que os raios X da série L correspondem à ocupação de uma vacância na camada L por um elétron de um orbital superior e assim em diante. (fig.6)

Uma vez que uma vacância é criada em alguma camada, o átomo se encontra num estado excitado. Nenhuma transição atômica pode ocorrer a não ser que

camadas de nível superior estejam ocupadas. É por isso que os elementos hidrogênio e hélio não possuem raios X, já que suas camadas L não estão ocupadas.

Pelo efeito fotoelétrico, a radiação eletromagnética incide sobre o material, transferindo sua energia total para um único elétron, ejetando-o (processo de ionização). Ao ser excitado, o elemento ejeta elétrons dos níveis mais internos dos seus átomos e, devido às vacâncias deixadas por esses elétrons, elétrons mais afastados performam um salto quântico para preencher essa vacância. Níveis eletrônicos possuem associados energias específicas. Quando o elétron muda de um nível para outro, este libera a energia excedente na forma de um fóton de raio X, o qual possui energia característica e bem definida para cada elemento. Para que esta transição eletrônica ocorra, é necessária uma energia mínima de excitação superior à energia de ligação do elétron respectiva a sua camada. [26]

Esta energia de ligação do elétron a sua camada pode ser calculada através da teoria atômica para o átomo de hidrogênio, visto que grande parte das transições e produção de raios X por elétrons excitados é proveniente da camada K e L. Portanto o cálculo das energias para os elétrons dessas camadas é dado pela equação 1:

$$E = \frac{me^4(Z - b)^2}{8\epsilon_0 h^2 n^2} \quad (\text{eq. 1})$$

Onde:

E = energia de ligação eletrônica (joules);

m = massa de repouso do elétron = $9,11 \cdot 10^{-31}$ kilogramas;

e = carga elétrica do elétron = $1,6 \cdot 10^{-19}$ coulombs;

Z = número atômico do elemento emissor dos raios X;

b = constante de Moseley, com valores iguais a 1 e 7,4, para as camadas K e L, respectivamente;

ϵ_0 = permissividade elétrica no vácuo = $8,8534 \cdot 10^{-12}$ coulombs.newton⁻¹.metro⁻²;

h = constante de Planck = $6,625 \cdot 10^{-34}$ joules.s;

n = número quântico principal do nível eletrônico ($n = 1$ para camada K, $n = 2$ para camada L, etc.);

Substituindo os valores das constantes na equação 1:

$$E = 2,18 \times 10^{-18} (Z - b)^2 / n^2 \quad (\text{eq. 2})$$

e, sabendo que 1elétronvolt (eV) = $1,6 \cdot 10^{-19}$ joules, a equação 2 pode ser reescrita em termos de eV, unidade muito utilizada para energias de raios X:

$$E = 13,65 (Z - b)^2 / n^2 \quad (\text{eq. 3})$$

Como dito anteriormente, a diferentes níveis eletrônicos estão associados diferentes energias, portanto um salto quântico do elétron para ocupar uma vacância é caracterizado pela emissão de um fóton de raio X característico, cuja energia pode ser calculada pela diferença entre esses níveis eletrônicos. Portanto a energia do raio X é dada pela equação 4:

$$E_x = E_{ni} - E_{nf} \quad (\text{eq. 4})$$

sendo:

E_x = energia do raio X característico emitido, e

E_{ni} , E_{nf} = energias do elétron nos níveis inicial e final, respectivamente.

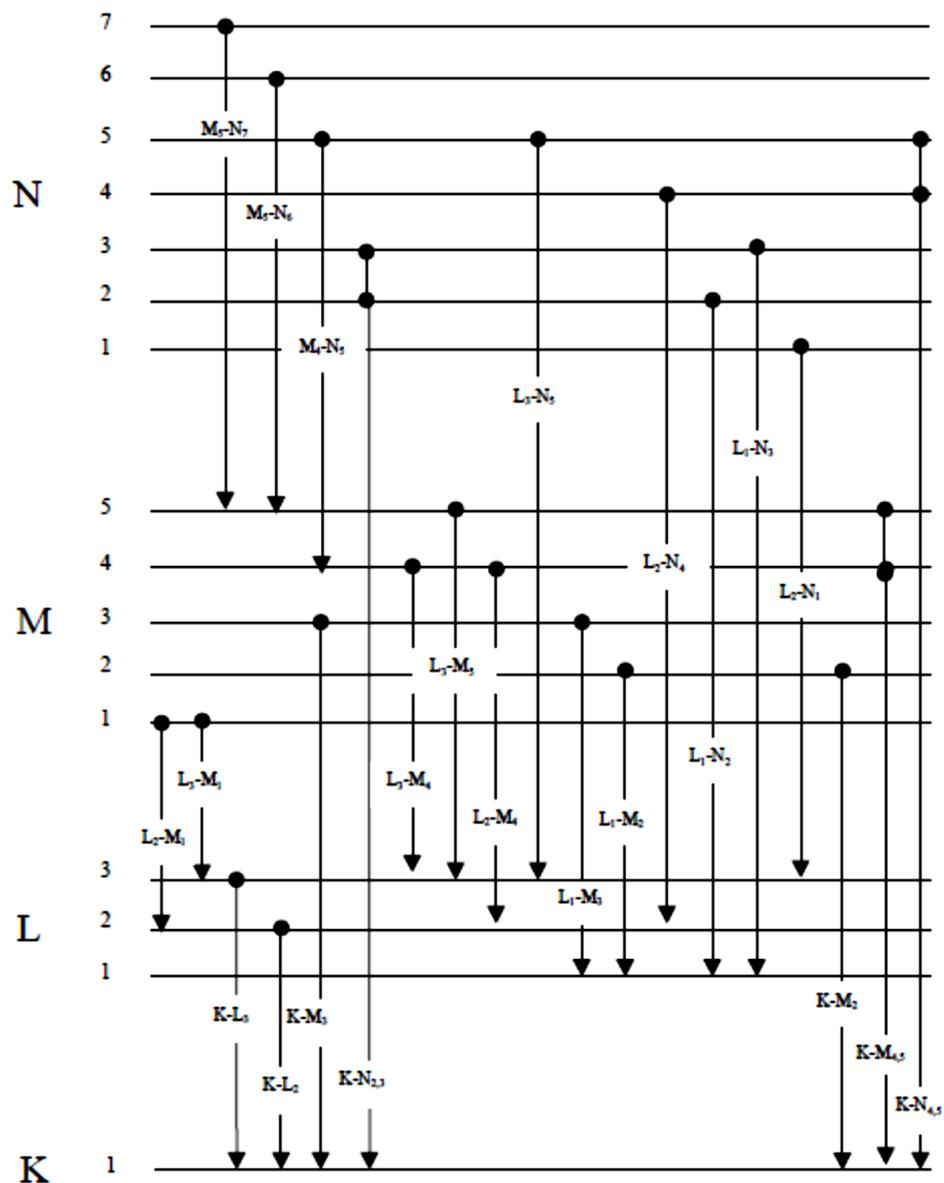


Figura 6: Níveis eletrônicos e energias associadas [24]

3.4. Produção de raios X

Para que ocorra a produção de raios X, é necessária a excitação das amostras a qual pode ser realizada através de diversas formas como desaceleração de elétrons de alta energia (tubos de raios X), aceleração de elétrons em órbitas circulares com velocidades próximas à da luz (radiação síncrotron), transições eletrônicas entre níveis atômicos internos de átomos ou utilizando fontes radioativas que, através da emissão γ , podem gerar raios X. (fig.7)

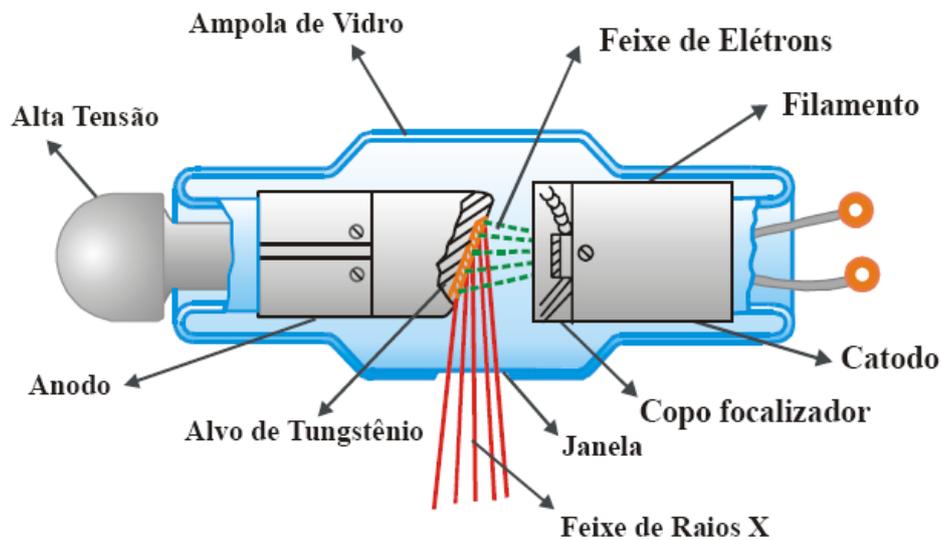


Figura 7: Esquema interno de um tubo de raios X [26]

Os raios X atualmente utilizados em pesquisa costumam ser produzidos por tubos de raios X, onde dentro deles elétrons são emitidos por um catodo de filamento quente e são acelerados por um campo elétrico muito intenso que surge devido a uma grande diferença de potencial entre o anodo e o catodo. Quando estes elétrons atingem o anodo são desacelerados através de colisões com o material alvo do anodo, em geral tungstênio (W), devido ao alto calor gerado na desaceleração dos elétrons emitidos e a necessidade de um material de elevado ponto de fusão, onde interagem e provocam a emissão de raios X ou radiação de frenamento (Bremsstrahlung). Neste processo a maior parte da energia devido à desaceleração é transformada em calor, sendo apenas 0,01 ~ 1% transformada em radiação. Quanto maior for a diferença de potencial no tubo de raios X, maior será a energia associada ao espectro contínuo de raios X emitidos pelo tubo e, portanto, maior será a penetração dos mesmos em relação a amostra. A corrente, ou seja, o fluxo de elétrons que colidem com o material alvo dentro do tubo de raios X apenas determina a intensidade da radiação, e não seu poder de penetração.

3.5. Interação da radiação eletromagnética com a matéria

3.5.1. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico foi descoberto por Heinrich Hertz em 1887. Elétrons são emitidos pela matéria devido à absorção da energia de radiação eletromagnética incidente. Ao incidir sobre o material, o elétron pode absorver toda ou parte da energia da radiação incidente, mas em geral é uma situação onde o elétron costuma absorver toda a sua energia, mesmo que parte dela se transforme em energia cinética do elétron. Se esta energia obtida for maior que a energia de ligação do elétron, este é emitido (fotoelétron) e escapa de seu orbital. Ao criar uma vacância, o átomo encontra-se numa situação de instabilidade. Por sua vez um elétron mais externo fará um salto quântico, liberando a diferença de energia entre os orbitais na forma de raios X característicos, os quais podem ser detectados diretamente ou podem contribuir para a emissão de elétrons Auger. (fig.8) O efeito fotoelétrico é predominante para baixas energias e para elementos de elevado número atômico.

Matematicamente, pode-se obter a energia cinética máximo do elétron de acordo com a energia da radiação incidente e da energia de ligação do elétron ao átomo (equação 5):

$$K_{max} = hf - \varphi \quad (eq. 5)$$

Onde

K_{max} – energia cinética máxima do elétron

h – constante de planck

f – frequência da radiação incidente

φ – energia de ligação do elétron ao átomo

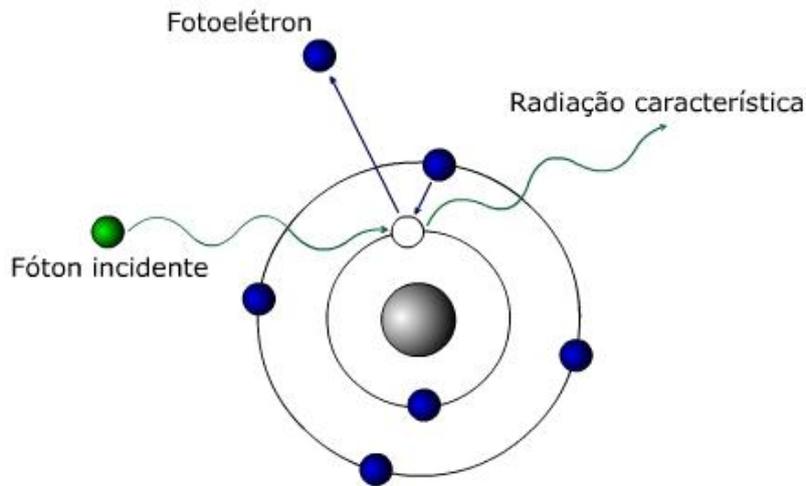


Figura 8: Esquema do efeito fotoelétrico [27]

3.5.2. Efeito Compton

O efeito Compton ou espalhamento Compton foi observado por Arthur Holly Compton em 1923. É um tipo de espalhamento onde a radiação incidente, no caso, raios X ou γ são espalhados pelo material no qual incidem. Este tipo de espalhamento, resulta numa perda de energia por parte da radiação incidente para um elétron orbital. O elétron, se receber energia suficiente para superar a energia de ligação ao átomo, é ejetado, entretanto neste fenômeno o fóton não perde toda a sua energia, apenas parte dela, resultando então em um “novo” fóton espalhado numa direção de acordo com a interação com o elétron orbital e com uma energia menor do que a inicial (fig.9). O efeito Compton é predominante para energias médias e altas.

Matematicamente, pode-se obter a energia do fóton espalhado de acordo com a energia inicial do fóton incidente e do ângulo de espalhamento:

$$h\nu = \frac{h\nu_0}{1 + \alpha(1 - \cos\phi)} \quad (\text{eq. 6})$$

Onde:

α – frequência do fóton antes do espalhamento

ϕ – ângulo de espalhamento

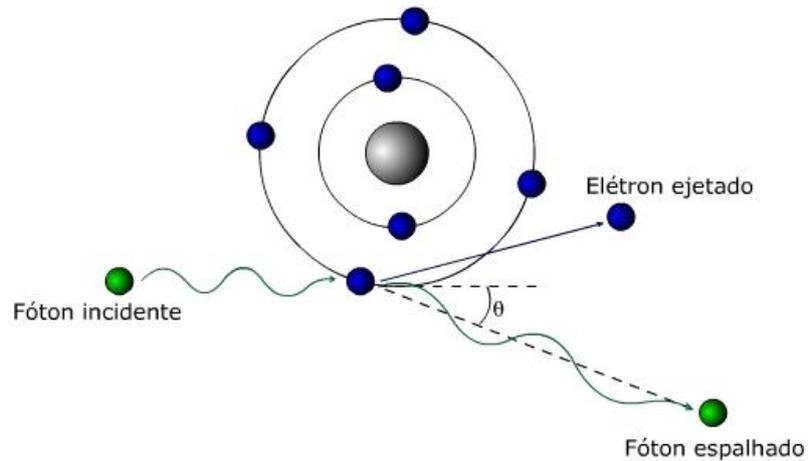


Figura 9: Esquema do efeito Compton [28]

3.5.3. Produção de Pares

A produção de pares foi observada por Patrick Blackett em 1933. É um efeito onde um fóton incidente gera duas partículas, no caso, um elétron (ou nêutron) e um pósitron. Este caso é particular, pois ele somente ocorre com fótons que possuam energia maior que o dobro da energia de repouso do elétron, aproximadamente 1.022MeV. Por conservação de carga, gera-se então uma partícula e sua anti-partícula. A produção de pares mantém a conservação de energia e momento. O pósitron acaba por se combinar com um elétron do meio, gerando assim dois fótons de energia equivalente a 511keV. (fig.10) Predomina para altas energias acima do valor limite correspondente a 1.022MeV.

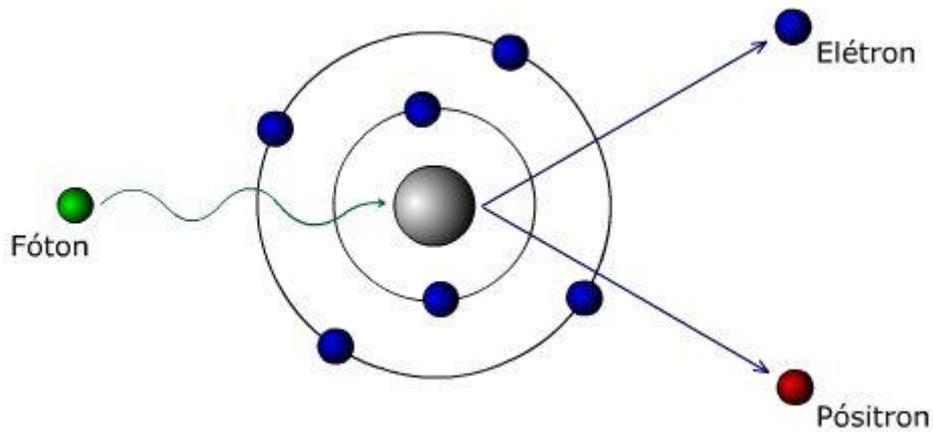


Figura 10: Esquema da produção de pares [29]

3.5.4. Quantificação

Todos os efeitos citados anteriormente possuem uma probabilidade de ocorrência, dependendo principalmente da energia incidente da radiação e do material sobre o qual a radiação incide. (fig.11) Para fins teóricos, todos os efeitos devem ser contabilizados, mas dependendo da aplicação prática a influência de alguns destes efeitos de interação pode ser praticamente excluída da análise.

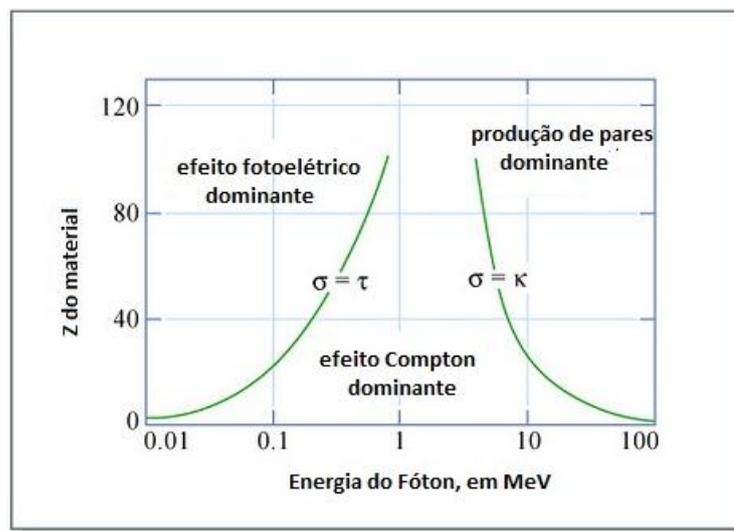


Figura 11: Efeitos da radiação de acordo com a energia e o número atômico Z do material [30]

Temos então que, à medida que um feixe incidente de radiação interage com uma amostra, este está sujeito a todos os efeitos citados. Portanto de acordo com os processos de absorção ou espalhamento do feixe, teremos uma radiação que será atenuada.

Matematicamente pode se calcular a atenuação da radiação na matéria conhecendo-se a intensidade do feixe incidente e comparando com o feixe detectado.

Temos então:

$$-\frac{\Delta I}{I} \cdot \frac{1}{\Delta x} = \tau_{(x)} + \sigma_{(x)} + \kappa_{(x)} \quad (\text{eq. 7})$$

Onde:

τ – coeficiente de atenuação devido ao efeito fotoelétrico;

σ - coeficiente de atenuação devido ao efeito compton;

κ - coeficiente de atenuação devido ao efeito de produção de pares;

No limite infinitesimal a equação 7 fica:

$$\frac{dI}{I} = -\mu_{(x)} dx \quad (\text{eq. 8})$$

Onde:

μ – coeficiente de absorção equivalente a soma dos coeficientes de todos os efeitos contabilizados da interação da radiação com a matéria ou coeficiente de atenuação do material;

Integrando a equação 8 para toda a espessura do material:

$$I = I_0 e^{-\int_0^x \mu(x) dx} \quad (\text{eq. 9})$$

Esta equação mostra a relação exponencial entre a atenuação da intensidade do feixe incidente sobre a amostra e os efeitos de interação da radiação com a matéria, ligados ao tipo do material sobre o qual o feixe incide.

É bom lembrar que o coeficiente de atenuação possui uma dependência com a energia do feixe de raios X, o que levaria a uma solução da equação por todo o espectro de energia dos raios X, ao invés da solução aproximada para um feixe monoenergético [15]:

$$I = \int I_0(E) e^{-\int_0^x \mu(x,E) dx} dE \quad (\text{eq. 10})$$

3.6. Tomografia Computadorizada

3.6.1. A transformada de Radon

Antes mesmo do desenvolvimento da tomografia computadorizada, um matemático pelo nome de Johann Karl August Radon (fig.12) já havia descrito todo o longo processo matemático para obtenção da função que define um objeto através de uma série infinita de projeções, o que se assimila a idéia da reconstrução de imagens bidimensionais, em 1917, assim como a sua inversa, sem sequer imaginar que um dia uma técnica seria desenvolvida na qual seus teoremas seriam aplicados.



J. Radon

Figura 12: Johann Karl August Radon [31]

A transformada de Radon consiste na integral de uma função ao longo de linhas retas. (fig.13) Depois Radon incluiu fórmulas para o caso tridimensional, onde as integrais da função vão ao longo de planos.

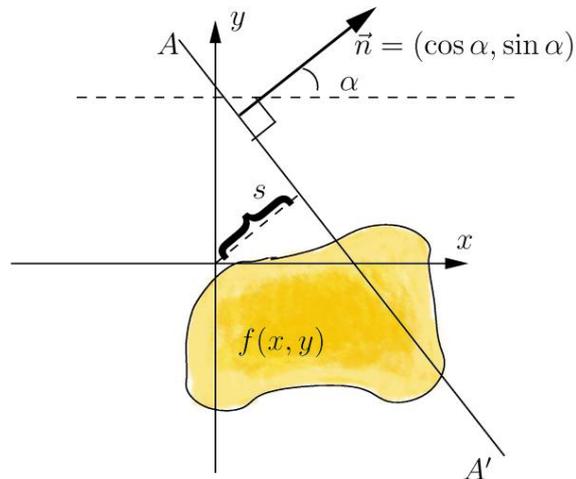


Figura 13: Conceito visual da transformada de Radon [32]

Na tomografia, uma função $f(x,y)$ representa o coeficiente de atenuação da amostra e a transformada de Radon são os dados obtidos durante a tomografia, o sinograma. Daí a transformada inversa de Radon tem como objetivo recuperar, através dos dados obtidos, a informação relacionada à densidade da amostra. (fig.14)

Este processo se dá através da reconstrução utilizando algoritmos já conhecidos e estabelecidos na ciência baseados no método matemático de Radon [2].

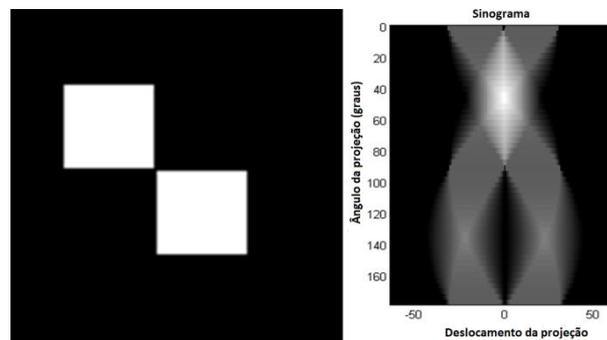


Figura 14: Imagem e sinograma da imagem, respectivamente [33].[34]

3.6.2. Histórico da tomografia computadorizada

Em 1963, Allan McLeod Cormack (fig.15), desenvolveu a matemática necessária para reconstrução pelo método iterativo de imagens bidimensionais através de radiografias obtidas em diversas direções. Neste período ainda não havia sido desenvolvida a tomografia computadorizada, mas resolvendo a matemática do problema de reconstrução, a princípio sem conhecer o trabalho desenvolvido inicialmente por Radon, o problema matemático estava, enfim, solucionado e pronto para ser usado na prática. Enquanto a tomografia não foi desenvolvida, seu trabalho teve praticamente nenhum reconhecimento, mas rendeu-lhe o prêmio Nobel junto com Hounsfield após a invenção da tomografia computadorizada. Atualmente há diversos tipos de métodos de reconstrução, alguns baseados na teoria de Radon, retroprojetando iterativamente cada coeficiente de Radon, aplicando uma filtragem dos dados por meio de convolução (técnica da retroprojeção filtrada) e aqueles que usam diretamente as transformadas de Fourier (técnica direta de Fourier)

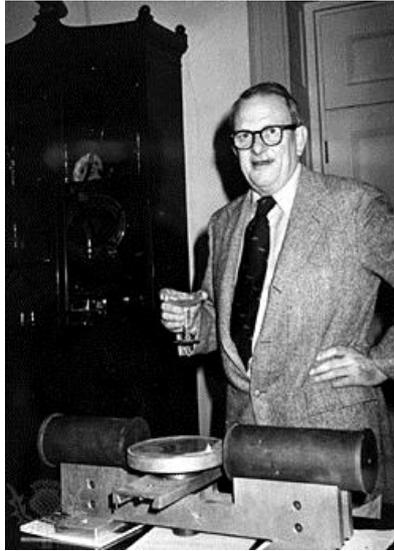


Figura 15: Allan McLeod Cormack [35]

Apesar do problema matemático já estar praticamente resolvido, a tomografia ainda não havia sido desenvolvida. Apenas quase 50 anos depois após o trabalho de Radon, em 1969, Sir Godfrey Newbold Hounsfield (fig.16), um engenheiro elétrico trabalhando para as empresas EMI (Electric and Musical Industries), teve a idéia de que poderia se descobrir o que há dentro de qualquer objeto bastando obter radiografias em todas as direções ou linhas que passam pelo objeto.



Figura 16: Sir Godfrey Newbold Hounsfield [36]

Hounsfield então construiu um computador que pudesse obter as informações de entrada da absorção dos raios X após terem sido atenuados por uma amostra em diversos ângulos e processar todas estas informações usando um algoritmo de reconstrução iterativo.

Inicialmente a aplicação da tomografia era médica, sendo que o primeiro teste realizado deu-se numa amostra de cérebro humano preservado. O primeiro protótipo não usava um tubo de raios X, mas sim uma fonte de Americio 241, e o processo de reconstrução da imagem levou cerca de nove dias. (fig.17)

Eventualmente perceberam-se as ilimitadas aplicações da tomografia computadorizada nos campos da indústria, geologia, odontologia, biologia, entre outros, já que a tomografia é uma técnica não destrutiva e, em diversos casos, as amostras analisadas não podem ser destruídas para efeitos de análise. O desenvolvimento da tomografia computadorizada rendeu a Hounsfield, junto com Cormack, o prêmio nobel em fisiologia ou medicina em 1979.

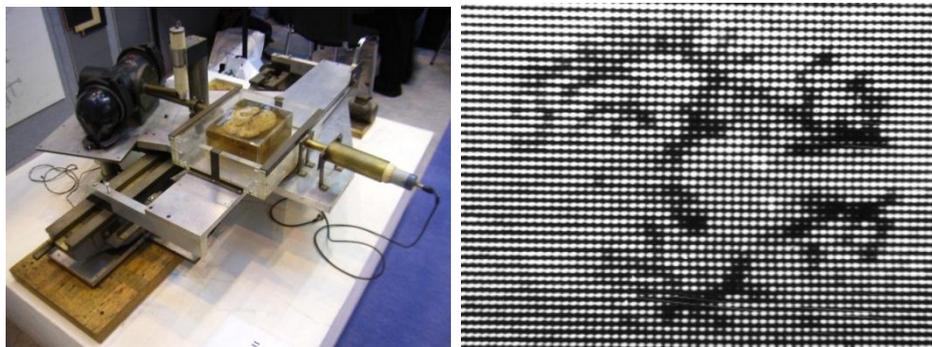


Figura 17: Primeiro protótipo e tomografia de um cérebro humano, respectivamente [37-38]

O primeiro tomógrafo de aplicação médica para cabeça (fig.18) foi desenvolvido por Hounsfield dentro da empresa EMI e causou grande alarde pela ajuda fornecida aos campos da medicina em diagnosticar problemas internos dos pacientes bem como localizar tumores devido às diferenças de densidade que, com o

avanço e desenvolvimento dos tomógrafos e computadores, passaram a ser evidentes pelo ganho de resolução e qualidade de imagem.

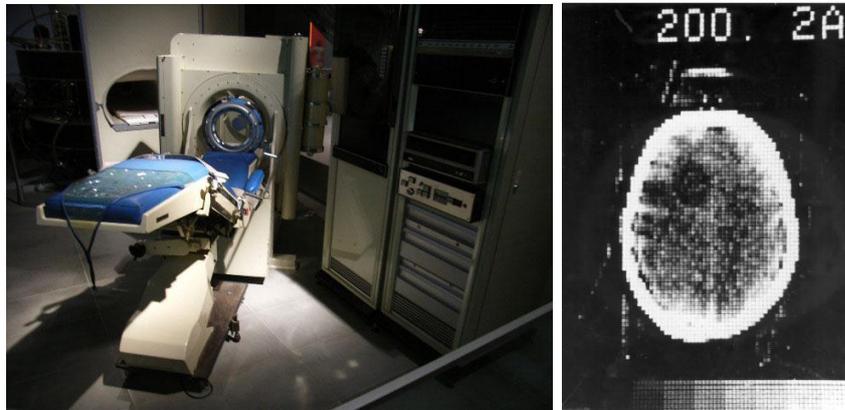


Figura 18: Primeiro tomógrafo médico e tomografia da cabeça, respectivamente [38],[39]

3.6.3. Gerações da tomografia

3.6.3.1. 1ª geração – feixe “lápiz”

A primeira geração de tomógrafos consiste de tubos de raios X emitindo feixes colimados na forma pontual (feixe na forma de “lápiz”). (fig.19) Um único detector é colocado no lado oposto ao tubo de raios X. O detector é movido em sincronia com o tubo de raios X. O deslocamento é linear e é repetido para diversos ângulos de projeção diferentes. Translação e rotação são feitos, então, separadamente [7].

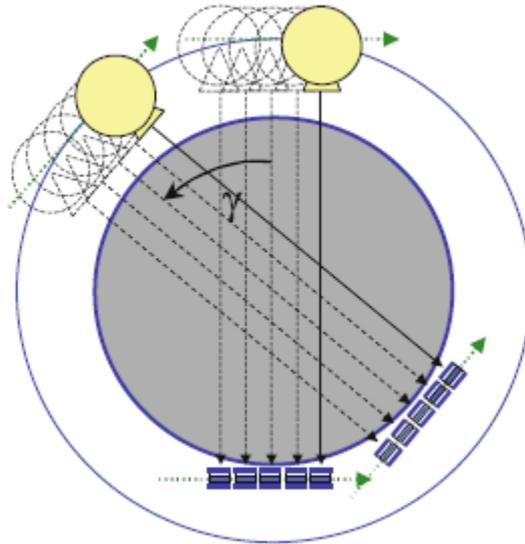


Figura 19: Geometria 1ª geração feixe "lápis" [7]

3.6.3.2. 2ª geração – feixe leque

Na segunda geração de tomógrafos o feixe do tubo de raios X passa a ser em forma de leque, apesar de ainda estreito em comparação com os desenvolvidos posteriormente. Deixa também o uso de apenas um detector, e passa a utilizar um pequeno número de detectores em linha (fig.20). O deslocamento é linear e é repetido para diversos ângulos de projeção diferentes. Translação e rotação são feitos, então, separadamente. Apesar da diminuição do tempo de medida por fatia, ainda assim o feixe era muito estreito, permitindo apenas medidas de regiões pequenas, usualmente o crânio [7].

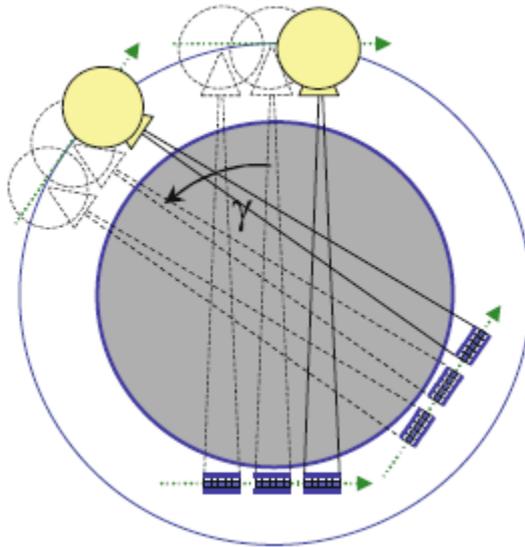


Figura 20: Geometria 2ª geração feixe "leque" [7]

3.6.3.3. 3ª geração

Na terceira geração de tomógrafos, o feixe em forma de leque é mantido, mas agora apresenta um ângulo de abertura maior do que a geração anterior. Da mesma forma o número de detectores aumenta, na forma de um arco ao invés de linha (fig.21). Com a mudança do feixe e forma do detector, não há mais necessidade do deslocamento linear, podendo-se realizar a tomografia como um todo apenas fazendo-se a rotação dos elementos em torno da amostra. O tempo de medição, portanto, é bastante reduzido novamente [7].

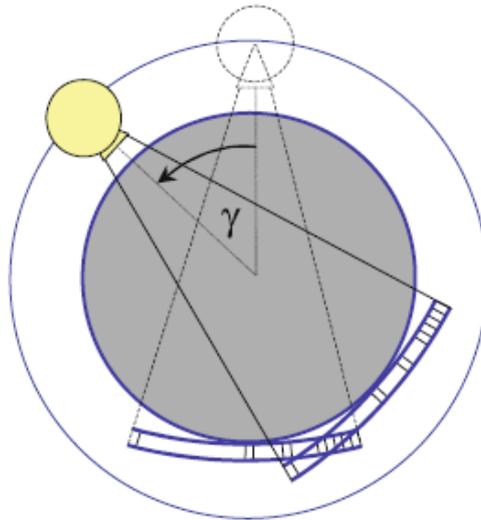


Figura 21: Geometria 3ª geração [7]

3.6.3.4. 4ª geração

Na quarta geração de tomógrafos, há pouca mudança em relação a geração anterior no que diz respeito ao tubo de raios X e a rotação do tubo ao redor da amostra. O que muda é o detector, que agora passa a ser um anel estacionário fechado ao redor da amostra, onde o tubo de raios X pode girar dentro ou fora deste anel de detecção (fig.22) [7]

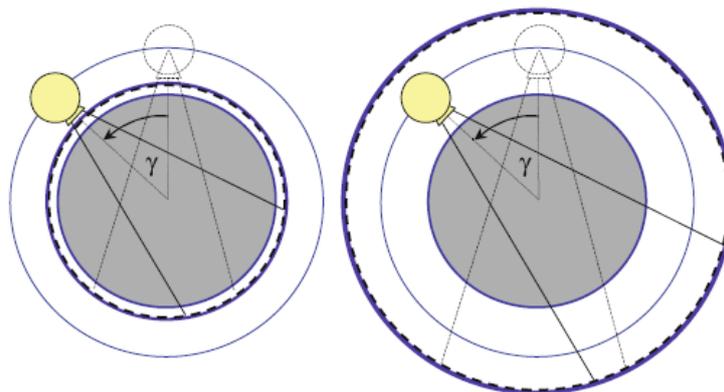


Figura 22: Geometria 4ª geração [7]

3.6.3.5. Tomografia espiral

Desenvolvida pelo físico médico Willi Kalender, o tubo de raios X gira ao redor da amostra de forma helicoidal enquanto um detector bidimensional mede a radiação transmitida. Este sistema é montado num dispositivo que realiza a translação do sistema em relação a amostra enquanto faz a rotação do tubo e do detector. (fig.23) O feixe é em forma de leque ou cone. Permite tempos menores e melhor resolução, mas o cálculo matemático aumenta consideravelmente, tendo se tornado uma técnica mais visada com o desenvolvimento de computadores com capacidade de processamento maior. Por não ser uma geometria “fixa” como na geração anterior, garante que artefatos como os em forma de anel não surgirão.

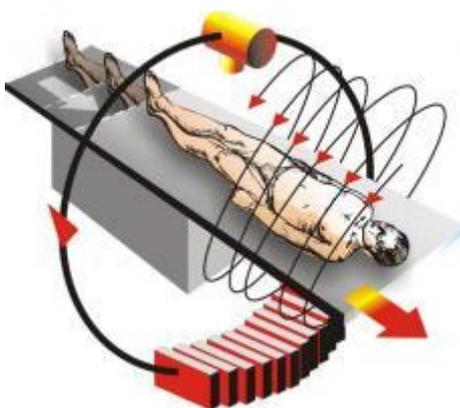


Figura 23: Tomografia espiral [40]

3.6.3.6. Geometria de feixe cônico

As gerações que utilizam feixes pontuais ou em forma de leque fazem uso de colimadores para obter tais geometrias de feixe. A natural busca se deu para obter o uso de feixes cônicos, que são a forma natural na qual os raios X são produzidos dentro dos tubos, de forma a tentar maximizar o aproveitamento dos mesmos, visto que apenas 1% da energia é realmente passível de aproveitamento. Para o surgimento de tubos com geometria de feixe cônico, alguns problemas deveriam ser resolvidos: o uso de um detector flat-panel para substituir o conjunto de linhas ou

multi-linhas de detectores; a quantidade exorbitante de dados a serem transferidos no dado instante de aquisição e processados por um computador; a matemática da reconstrução que é mais sofisticada em comparação a geometria leque, sem o uso do eixo z. (fig.24)

Atualmente os tomógrafos mais modernos utilizam algoritmos baseados no desenvolvido por Feldkamp [8] para reconstrução utilizando feixes cônicos modificando os algoritmos anteriores feitos para geometrias de feixe em forma de leque, ou seja bidimensionais, acrescentando a coordenada z.

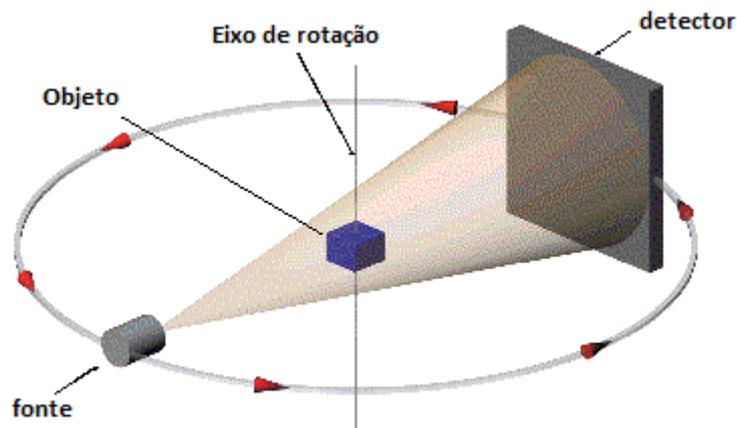


Figura 24: Geometria feixe cônico [41]

3.6.3.7. Microtomografia Computadorizada (μCT)

A microtomografia computadorizada, μCT , tornou-se nos últimos anos comercialmente disponível para pesquisa de laboratórios de pequeno e médio porte (fog.25), visto que até então os tomógrafos disponíveis eram essencialmente médicos ou necessitavam de grandes espaços.

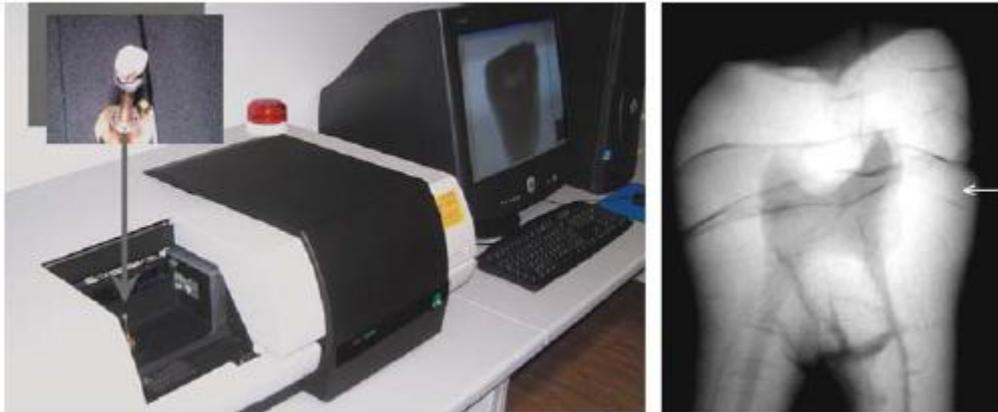


Figura 25: Microtomógrafo e detalhes da projeção, respectivamente [7]

Mais voltada para pesquisa e análise de materiais de forma geral, a μCT vem sendo utilizada pela sua “portabilidade”, custo reduzido, fácil acesso, resultados rápidos e confiáveis. Consegue resoluções na ordem de micrômetros e hoje já é possível encontrar tomógrafos com resoluções de nanômetros. Utiliza o mesmo esquema descrito na geometria de feixê cônico. A grande diferença é que, em geral, o tubo de raios X é fixo, bem como o detector. A amostra, localizada num suporte giratório, é que faz a rotação durante todo o processo de medida.

Os pontos mais importantes da μCT são: o tamanho do tubo de raios X, mais precisamente, o tamanho do seu foco e o tamanho dos elementos do detector, o qual determina a resolução espacial. A redução do foco do tubo de raios X e o tamanho do elemento do detector são de grande importância pois permitiram uma melhora na focalização das estruturas inspecionadas e na obtenção de detalhes da imagem, o que se traduz diretamente numa melhora na qualidade da imagem obtida.

Por ser de tamanho reduzido, os aparelhos de μCT também apresentam potência reduzida o que implica em quantidades muito menores de tensão e corrente disponíveis ou a necessidade de utilizar amostras de tamanho reduzido em relação a tomógrafos convencionais. Em compensação conseguem resolução de imagem muito

melhor que tomógrafos convencionais, focando suas aplicações em áreas onde a busca por pequenas estruturas na amostra são desejáveis. (fig.26)

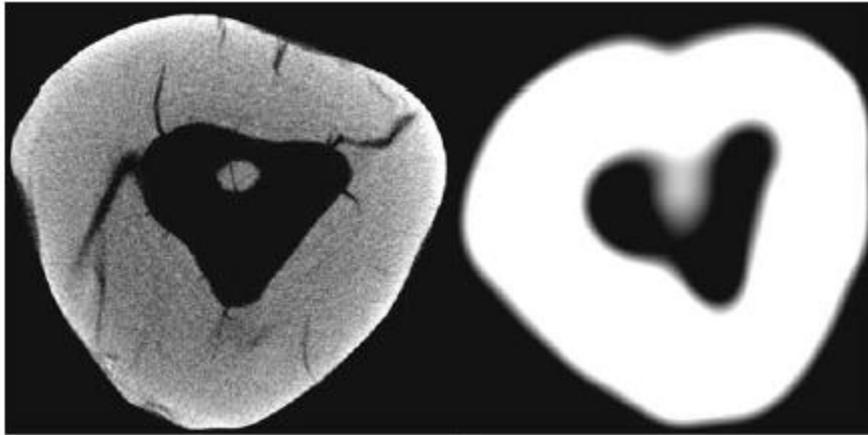


Figura 26: Comparação entre detalhes da reconstrução em microtomografia e tomografia convencional, respectivamente [7]

3.6.4. Matemática da tomografia

A projeção de um objeto num dado ângulo θ é composta por um conjunto de integrais de linha. As integrais de linha representam a atenuação total de um feixe à medida que atravessa o objeto em linha reta. A imagem resultante é um modelo 2D do coeficiente de atenuação, $\mu(x,y)$. O feixe fino de radiação que atravessa o objeto é conhecido como raio. A integral de $\mu(x,y)$ ao longo de um raio é conhecido como raio-soma. O conjunto de raios-soma para um determinado ângulo θ é chamado de projeção, $P_{\theta}(r)$. (fig. 27) A matemática aqui descrita é para análise bidimensional, ou seja, feixes em forma de leque, podendo ser reduzida para feixes pontuais, sendo que para análise tridimensional é necessário a introdução da coordenada z, obtida pelo algoritmo de feldkamp. [42]

Na figura 27, a equação da linha AB é dada por:

$$r = x \cos \theta + y \sin \theta \quad \text{eq.11}$$

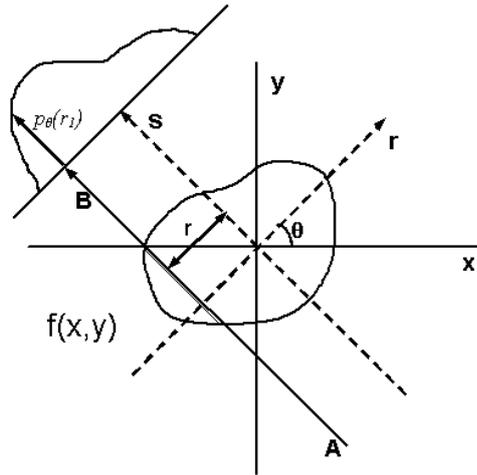


Figura 27: Projeção de uma função $f(x,y)$ associada [42]

Para cada distância r da origem, a projeção $P_\theta(r)$ será dada por:

$$P_\theta(r) = \int_{\text{raioAB}} \mu(x, y) ds = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \mu(x, y) \delta(x \cos \theta + y \sin \theta - r) dx dy \quad \text{eq.12}$$

Como dito anteriormente, a tomografia computadorizada parte do princípio da formação da imagem bidimensional através da atenuação à medida que a radiação passa através da amostra. Ao detectar esta radiação e utilizar um algoritmo de reconstrução, obtem-se os dados do coeficiente de atenuação da amostra e, no final, uma imagem em níveis de cinza relacionando os níveis ao coeficiente. No caso os dados obtidos são as projeções tomadas da amostra em todas as direções possíveis.

A intensidade da radiação com feixes finos e paralelos que atravessa um objeto é dada pela lei de Beer-Lambert.

$$I(r, \theta) = I_0 \exp \left[- \int_L \mu(x, y) du \right] \quad \text{eq.13}$$

Desta equação, podemos relacionar o raio-soma com a intensidade medida e definir a projeção $g_{(r,\theta)}$ referente à medida para cada distância r e ângulo θ (fig.27):

$$g(r, \theta) = \ln \frac{I_0}{I(r, \theta)} = \int_L \mu(x, y) du, \quad -\infty < r < \infty$$

$$0 \leq \theta < \pi \quad \text{eq.14}$$

As características de transmissão do objeto são traduzidas em forma de imagem. O problema da reconstrução da imagem consiste na determinação de $\mu(x, y)$ a partir de $g(r, \theta)$ pelo uso de transformadas

A transformada de Radon segue a definição de projeção, a saber:

$$g(r, \theta) = \mathfrak{R}\mu(x, y) \quad \text{eq.15}$$

Onde o símbolo \mathfrak{R} é o operador transformada de Radon ou operador de projeção.

É uma função definida no espaço de linhas L em \mathbb{R}^2 pela integral de linha junto com cada linha, ou seja, ela mapeia funções definidas no espaço \mathbb{R}^2 em funções definidas no espaço $\mathbb{R} \times [0, \pi]$.

Fazendo-se uma mudança de variáveis:

$$r = x \cos \theta + y \sin \theta \text{ e } u = -r \cos \theta + y \cos \theta \quad \text{eq.16}$$

$$x = r \cos \theta - u \sin \theta \text{ e } y = r \sin \theta + u \cos \theta \quad \text{eq.17}$$

Temos então:

$$g(r, \theta) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(r \cos \theta - u \sin \theta, r \sin \theta + u \cos \theta) du \quad \text{eq.18}$$

Definindo as transformadas de Fourier Unidimensional e Bidimensional, respectivamente:

$$G(\zeta) \triangleq \mathcal{F}_1[g(x)] \triangleq \int_{-\infty}^{\infty} g(x) e^{-j2\pi\zeta x} dx \quad \text{eq.19}$$

$$G(\zeta_1, \zeta_2) \triangleq \mathcal{F}_2[g(x, y)] = \iint_{-\infty}^{\infty} g(x, y) e^{-j2\pi(x\zeta_1 + y\zeta_2)} dx dy \quad eq. 19$$

E as respectivas transformadas inversas:

$$g(x) \triangleq \mathcal{F}_{1,1}^{-1}[G(\zeta)] = \int_{-\infty}^{\infty} G(\zeta) e^{j2\pi\zeta x} d\zeta \quad eq. 20$$

$$g(x, y) \triangleq \mathcal{F}_{2,1}^{-1}[G(\zeta_1, \zeta_2)] = \iint_{-\infty}^{\infty} G(\zeta_1, \zeta_2) e^{j2\pi(x\zeta_1 + y\zeta_2)} d\zeta_1 d\zeta_2 \quad eq. 21$$

Para se obter a transformada de Radon, pode-se fazer uso do operador retroprojeção B:

$$b(x, y) = Bg(s, \theta) = \int_0^{\pi} g(x\cos\theta + y\sin\theta, \theta) d\theta \quad eq. 22$$

A retroprojeção representa a acumulação de todos os raios-soma que passam pelo ponto (x,y).

O operador B mapeia a função de coordenadas (s,θ) em uma função de coordenadas (x,y)

Usando

$$g(r, \theta) = \mathfrak{R}\mu(x, y) \quad eq. 23$$

Pode-se definir

$$\bar{\mu}(x, y) \triangleq Bg(s, \theta) = B\mathfrak{R}\mu(x, y) \quad eq. 24$$

A reconstrução de imagens está associada à transformada inversa de Radon da projeção $g(s, \theta)$, lembrando:

$$g(s, \theta) = \int_L \mu(x, y) du \quad eq. 25$$

A transformada inversa de Fourier de $\mu(x, y)$ pode ser escrita em coordenadas polares:

$$\mu(x, y) = \int_0^{2\pi} \int_0^\infty F_p(\zeta, \theta) e^{j2\pi\zeta(x\cos\theta + y\sin\theta)} \zeta d\zeta d\theta \quad eq. 26$$

Daí então a transformada inversa de Radon é obtida do teorema da fatia de Fourier:

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi \left\{ \int_{-\infty}^\infty |\zeta| G(\zeta, \theta) e^{j2\pi\zeta(x\cos\theta + y\sin\theta)} d\zeta \right\} d\theta \quad eq. 27$$

Ou, na forma de retroprojeção:

$$\mu(x, y) = \int_0^\pi \tilde{g}(x\cos\theta + y\sin\theta, \theta) d\theta = B\tilde{g} \quad eq. 28$$

Onde:

$$\tilde{g}(r, \theta) \triangleq \int_{-\infty}^\infty |\zeta| G(\zeta, \theta) e^{j2\pi\zeta r} d\zeta \quad eq. 29$$

Também representado por:

$$\tilde{g}(r, \theta) = \mathcal{F}_{1-1}(|\zeta|G(\zeta, \theta)) \quad eq. 30$$

Finalmente obtem-se a transformada inversa de Radon filtrando-se, primeiramente, cada projeção com um filtro unidimensional de resposta em frequência $|\zeta|$ e o resultado $\tilde{g}(r, \theta)$ é retroprojetado, obtendo-se, então, $\mu(x, y)$.

Aplicando o filtro no espaço de r , o método é conhecido como Convolução Retroprojeção filtrada:

$$\tilde{g}(r, \theta) = g(r, \theta) \otimes h(r) \quad eq. 31$$

e

$$\mu(x, y) = B\tilde{g}(r, \theta) \quad eq. 32$$

As projeções $g(r, \theta)$ são filtradas, para cada θ , utilizando um filtro unidimensional ($h(r)$) cuja resposta em frequência é $|\zeta|$, obtendo-se, então, $\tilde{g}(r, \theta)$

Faz-se a retroprojeção das projeções filtradas, $\tilde{g}(r, \theta)$, obtendo-se, finalmente, $\mu(x, y)$.

A operação de filtragem é implementada por uma convolução direta no domínio de r . (fig.28)

Construção de uma função de convolução discreta na forma

$$\tilde{g}(md, n\Delta) \cong \tilde{g}_n(m) \triangleq \sum_{k=-\frac{M}{2}}^{\frac{M}{2}-1} g_n(k) \tilde{h}(m-k) \quad -\frac{M}{2} \leq m \leq \frac{M}{2} \quad eq. 33$$

Interpolação linear $\tilde{g}_n(m)$ para obter uma função contínua por partes:

$$\tilde{g}(r, n\Delta) \cong \tilde{g}_n(m) + \left(\frac{r}{d} - m\right) [\tilde{g}_n(m+1) - \tilde{g}_n(m)] \quad eq. 34$$

$$md \leq r \leq (m+1)d$$

Solução da integral de retroprojeção pela equação:

$$\mu(x, y) \cong \tilde{\mu}(x, y) \triangleq B_n \tilde{g} \triangleq \Delta \sum_{n=0}^{N-1} \tilde{g}(x \cos n\Delta + y \sin n\Delta, n\Delta) \quad eq. 35$$

Onde B_n é chamado de operador de retroprojeção discreto

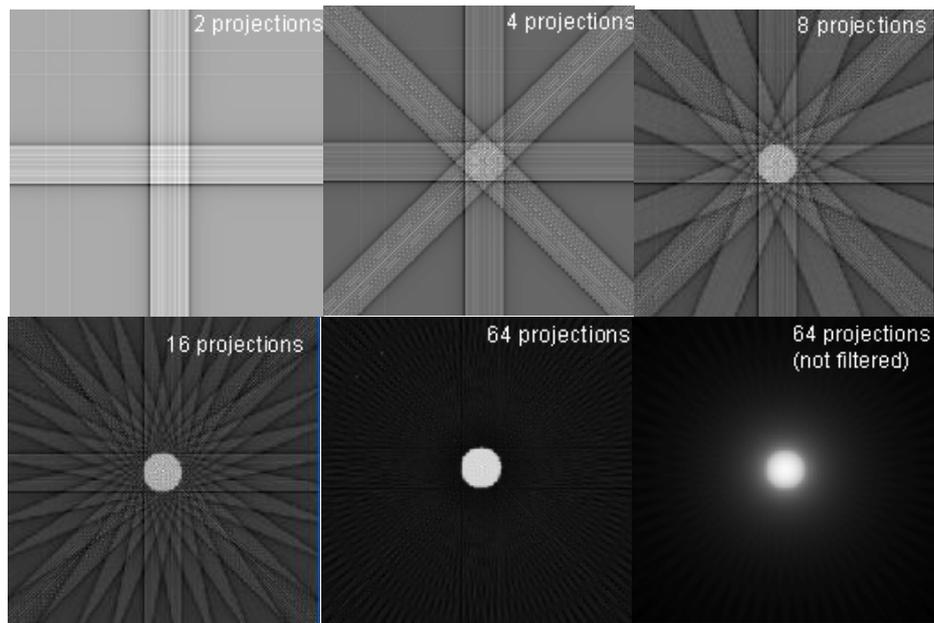


Figura 28: Reconstrução de acordo com o número de projeções e uso ou não de filtro [43]

3.6.5. Detectores de radiação

Diversos dispositivos podem ser utilizados na detecção da radiação. Dependendo de alguns fatores como, por exemplo, o tipo da radiação que se deseja detectar, um dispositivo adequado de detecção será empregado. Existem diversos detectores como o contador proporcional, geiger-müller, semi-condutor, mas o utilizado para detecção da radiação em tomografia computadorizada neste trabalho foram os detectores cintiladores.

3.6.5.1. Cintilador

Consiste de um cristal transparente, usualmente fósforo que fluoresce, ou seja, emite luz quando atingido por radiação ionizante. O material luminescente absorve sua energia e a reemite na forma de luz. Esta luz é transformada em fotoelétrons por efeito fotoelétrico, sendo “capturadas” por uma fotomultiplicadora que amplifica o número de elétrons de forma a aumentar a intensidade do sinal de saída. (fig.29)

O princípio da cintilação se dá devido a estrutura eletrônica de banda encontrada em cristais. Uma partícula pode excitar um elétron de uma banda de valência tanto para a banda de condução como para de excitação, separadas por um nível de energia (gap). Ao se adicionar impurezas, cria-se níveis eletrônicos na zona proibida, exatamente onde se localizava a separação entre as bandas. Na região de excitação, os elétrons estão fracamente ligados em pares elétrons-buracos, até serem capturados pelas impurezas. Estes elétrons então rapidamente se desexcitam emitindo luz. A idéia é que as impurezas sejam escolhidas de forma a se obter luz no espectro do visível onde as fotomultiplicadores possam ser utilizadas.

O material utilizado como cintilador no detector foi o P43, que consiste de $Gd_2O_2S:Tb$, com emissão de luz verde ao ser excitado, e possui alta absorção para raios X. [55]

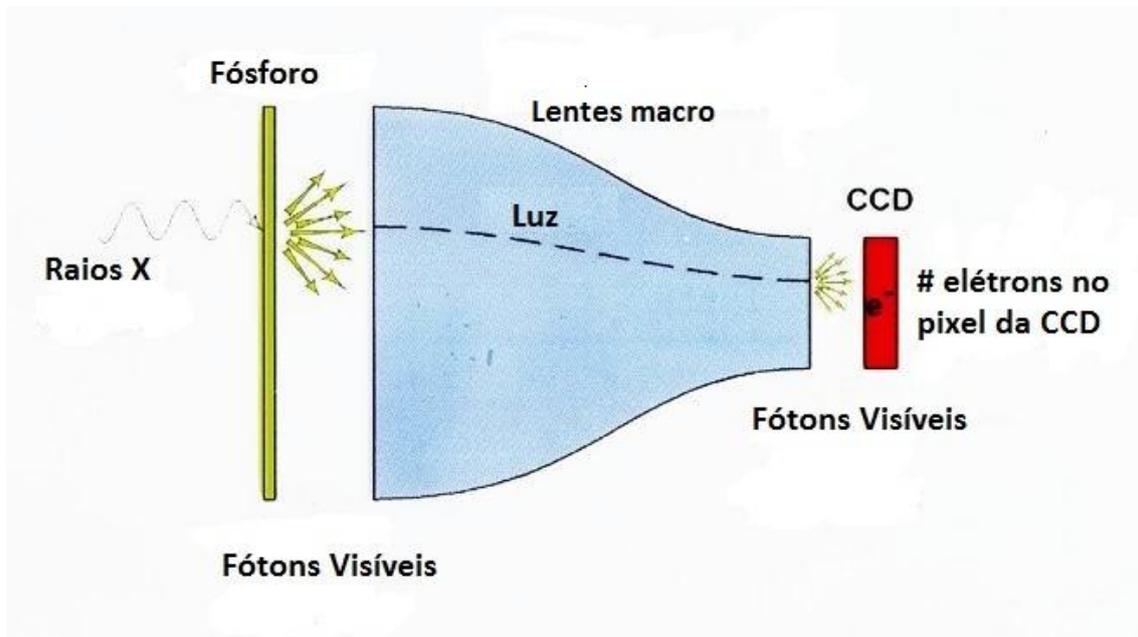


Figura 29: Conversão de raios X em cintiladores [44]

3.6.5.2. Câmera CCD

O dispositivo de detecção de carga acoplada (CCD) permite conversão de fótons detectados em cargas elétricas, podendo medir estas cargas. São utilizados quando busca-se imagens de alta qualidade. [30]

Basicamente a imagem é projetada através do uso de lentes ópticas na região fotoativa, com presença de capacitores, de forma que cada um deles acumulará uma carga proporcional a intensidade da luz detectada naquela região. Ao ser exposto a imagem, um circuito eletrônico efetua a transferência de carga de cada capacitor para o capacitor posicionado imediatamente em seguida. O último capacitor joga a carga toda num amplificador, que converte esta carga em uma voltagem. Repetindo este processo para toda série de capacitores, obtem-se uma série de voltagens respectivas as cargas de cada capacitor que, num dispositivo digital, toda esta informação é digitalizada e salva num dispositivo de armazenamento como a memória do computador ou permite a transmissão e reprodução ao vivo da imagem num dispositivo analógico onde o sinal é contínuo. (fig.30)

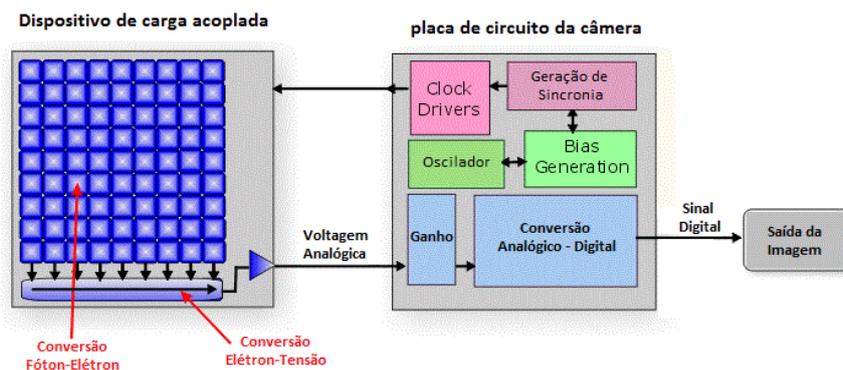


Figura 30: Conversão da carga elétrica em imagem [45]

3.6.6. Formação da imagem

Após todo o processo de reconstrução, o resultado são seções transversais que representam “fatias” do interior da amostra analisada. A imagem digital gerada

apresenta-se na forma de uma matriz $N \times M$, onde cada elemento da imagem é denominado pixel. O número de pixels influencia diretamente na resolução da imagem pois quanto maior o número dos mesmos, maior o nível de detalhes possíveis de serem observados na imagem. (fig.31)



Figura 31: Efeito da resolução sobre a imagem final: (a) imagem original; (b) 128x128; (c) 64x64; (d) 32x32; (e) 16x16; (f) 8x8 [46]

Cada elemento da imagem estará relacionado ao coeficiente de atenuação da amostra por níveis de cinza. Quanto mais denso for a região da amostra, ou seja, mais a radiação é atenuada e a intensidade detectada é menor, um tom de cinza mais claro será observado. Em contrapartida, quanto menos denso for a região da amostra, ou

seja, menos radiação é atenuada e a intensidade detectada é maior, um tom de cinza mais escuro será observado. (fig.32)

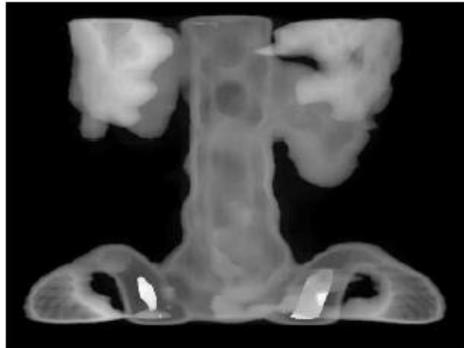


Figura 32: Variação da atenuação de acordo com a densidade [46]

Utilizando as informações obtidas pela reconstrução de todas as seções transversais da amostra dentro dos limites de interesse estabelecidos, é possível obter uma visualização realística tridimensional. Ao acrescentar o tamanho da seção transversal reconstruída, obtém-se uma matriz volumétrica, onde os elementos são conhecidos como voxels. (fig.33)

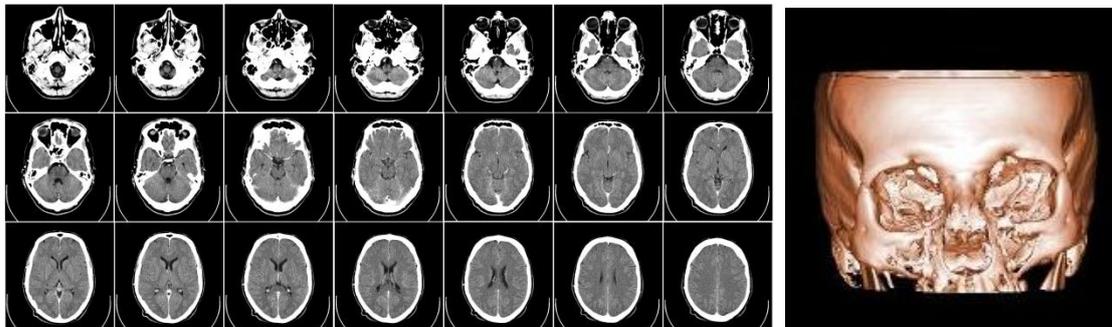


Figura 33: Visualização bidimensional e tridimensional, respectivamente [47-48]

A representação da imagem é binária, própria da computação, e os tons de cinza surgem exatamente da diferente combinação de 0 e 1. A escala é realizada de forma que estão disponíveis 256 tons de cinza (1byte - 8bits, mais comum $\rightarrow 2^8 - 256$, onde o 2^x é de acordo com a combinação de 0 e 1): 0 ([0 0 0 0 0 0 0]) equivale ao tom preto, 255 ([1 1 1 1 1 1 1]) ao tom branco e os valores intermediários equivalem

a todo o espectro de tons de cinza, o que representam as diferentes combinações binárias disponíveis. A digitalização da imagem corresponderá a cada pixel apresentar um valor diferente de tom de cinza.

3.7. Porosidade

A porosidade é a medida do espaço vazio dentro de um material, no caso, amostras de sedimentos geológicos. Relaciona a quantidade de vazio ou poros em relação ao material disponível da amostra, em relação ao volume total avaliado, e pode ser relacionado com a capacidade da amostra em armazenar algum tipo de substância como, por exemplo, petróleo, gás, água ou ar. [49]

É definida como sendo a razão entre o volume, área ou linha, de espaço vazio e o volume, área ou linha, total do material e pode variar entre 0% e 100%: (fig.34)

$$\phi = \frac{V_v}{V_t} = \frac{A_v}{A_t} = \frac{L_v}{L_t} \quad \text{eq. 36}$$

Onde:

ϕ – porosidade;

$V_v/A_v/L_v$ – volume/área/linha de espaço vazio;

$V_t/A_t/L_t$ – volume/área/linha do material;

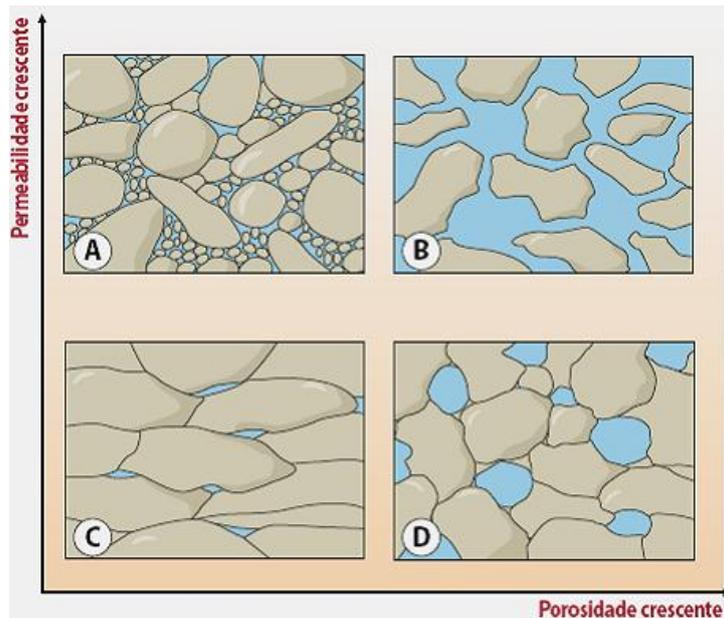


Figura 34: Porosidade e permeabilidade [50]

A análise da porosidade é um importante fator para avaliar a capacidade de armazenamento de um sedimento qualquer em relação à quantidade de água ou hidrocarbonetos que é capaz de conter, visto que estas substâncias são muitas vezes de grande importância seja para extração ou exploração de petróleo ou até mesmo para identificação de lençóis freáticos.

A porosidade está relacionada à história do sedimento. Pode ser devido ao processo de formação do sedimento, conhecida como porosidade primária, ou à história geológica do mesmo, conhecida como porosidade secundária [49].

A porosidade primária é representada fisicamente pelos espaços intergranulares. Entretanto, este percentual dificilmente reflete a porosidade original da rocha, visto que os processos de transformação que esta sofre após a deposição, devido a mudanças de pressão, temperatura, etc, conhecidos como processos diagenéticos, acabam por envolver precipitação de materiais dentro dos vazios o que reduz o tamanho real dos poros.

A porosidade secundária ocorre após o processo de formação, envolvendo qualquer processo físico ou químico que contribua para a mudança da porosidade original ao longo de sua história geológica [50].

A macroporosidade, ou porosidade total ou absoluta (fig.34-(d)), representa o somatório da porosidade primária com a secundária, desconsiderando a porosidade a nível microscópico, ou seja, aquela visualmente não identificável. O valor da macroporosidade varia bastante de acordo com o tipo de amostra, devido a uma distribuição heterogênea dos cimentos carbonáticos e da matriz deposicional. (fig. 35)

	Média	Máximo
Macroporosidade	10,3	43,5
Intergranular	6,5	34,0
Intragranular em K-feldspato	1,5	9,0
Intragranular em plagioclásio	0,2	1,5
Intragranular em f. r. plutônica	0,4	2,5
Intragranular em f. r. metamorfica	0,1	3,0
Intragranular em mica	0,1	2,0
Intragranular em mineral pesado	0,1	1,0
Intragranular em bioclasto	0,0	0,3
Móldica	1,4	8,0
Fratura	0,0	0,5
Shrinkage	0,1	2,0

Figura 35: Exemplos de porosidade para diferentes tipos de sedimentos [51]

A porosidade efetiva (fig.34-(b)) está relacionada à fração do volume total onde há possibilidade de fluxo de substâncias ou que contribua para o fluxo de alguma forma através do sedimento. Inclui todos os poros conectados por onde o fluxo possa ocorrer e exclui qualquer poro fechado sem ligação com os demais. Este parâmetro é importante e o mais buscado no estudo de rochas reservatórios pois permite uma avaliação da susceptibilidade do sedimento como reserva de gás ou óleo, ou formação de aquíferos. [49]

3.8. Método para determinação da porosidade

3.8.1. Lâmina delgada

A lamina delgada é produzida em laboratório a partir de um pedaço da amostra de sedimento, o qual é cortado em fatias de 0,5 a 1,0 cm, usando uma serra diamantada. Em seguida esta fatia é colocada numa lâmina de vidro e polida com pó abrasivo progressivamente mais fino até atingir a espessura desejada, de cerca de $30\mu\text{m}$. (fig.36)

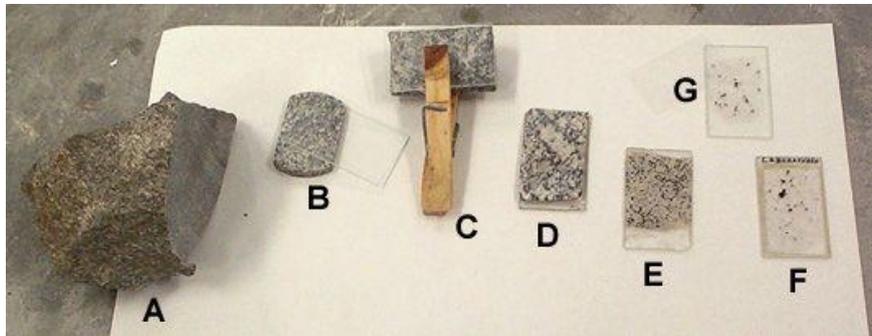


Figura 36: Fases do processo de rocha a lâmina delgada. A - amostra; B - Esquírola; C - Colagem; D - Amostra colada; E - Amostra desgastada; F - Lâmina delgada; G - Lâmina delgada polida e finalizada [52]

Ao ser colocada para visualização no microscópio (fig.37), entre dois filtros polarizantes que fazem noventa graus entre si de forma a monocromatizar a luz, as propriedades ópticas dos minerais encontrados no sedimento alteram a cor e intensidade da luz que passa pela lâmina delgada e é vista pelo avaliador, podendo-se identificar os diferentes minerais que compoem as rochas. [53]

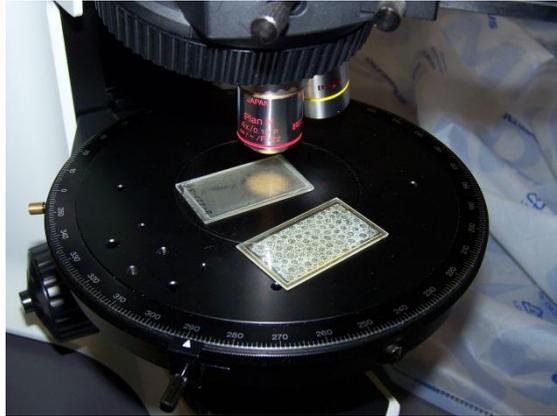


Figura 37: Microscópio para visualização das lâminas [54]

É possível inserir um líquido penetrante na amostra de forma a facilitar a identificação para o observador de regiões que contribuam para a porosidade efetiva (fig.38).

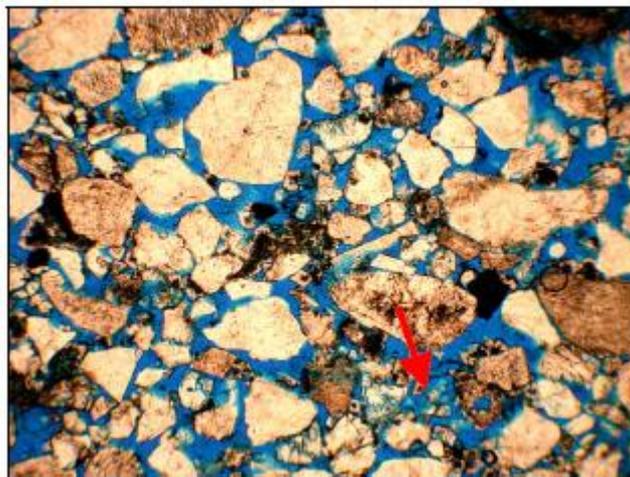


Figura 38: Exemplo de porosidade em amostras identificada em azul [51]

Normalmente a avaliação da porosidade da amostra seria por contagem de pontos vistos no microscópio como sendo poros e o número total de pontos. É possível, entretanto, obter uma imagem digital ao acoplar uma câmera de alta resolução ao microscópio. A imagem pode ser processada utilizando ferramentas computacionais de processamento digital de imagem, modificando parâmetros necessários como, por exemplo, contraste para melhorar a identificação das regiões

diferentes de material e vazios. Segmenta-se a imagem separando as cores, destacando a coloração do líquido penetrante, afim de obter a separação entre os fragmentos de minerais e o espaço vazio.

Com a imagem final processada, é necessário um programa que calcule a área relativa aos poros em relação a área total da imagem, que pode ser relacionada ao número de pixels após binarização.

Capítulo 4

Metodologia

A metodologia foi baseada na utilização da técnica de μ CT para análise da porosidade através das imagens 2D, as quais permitem a visualização interna das amostras de sedimentos analisadas. A porosidade foi obtida utilizando dois métodos de seleção de “threshold” das imagens tomográficas: o visual e o automático, com o auxílio de diversos programas computacionais para seleção de “threshold” (o valor o qual binariza as imagens), processamento das imagens e quantificação dos valores de porosidade. Os mesmos dados relativos a porosidade foram obtidos através da extração de uma seção fina de uma amostra de forma a se comparar os valores de porosidade.

4.1. Método visual

Consiste em o operador determinar o melhor “threshold”, ou nível de corte, para obtenção de uma imagem binarizada onde há separação do material que compõem a amostra e o que se identifica como vazio. Depende da acuidade visual do operador e, por consequência disso, pode variar sensivelmente de acordo com a pessoa que realiza esta separação, o que torna questionável a validade deste método como forma geral para identificação de poros ou outros parâmetros de estudo.

Utilizando o software 3D-DOCTOR[®] (item 4.3.4.), é possível obter um valor de “threshold” mais adequado de acordo com a acuidade visual do “operador”, visto que este permite a visualização da binarização à medida que esta é feita na imagem

original. O valor médio final da porosidade do volume pode então ser calculado pelo software CTan[®]. (item 4.3.5.)

É bom mencionar que, apesar dos programas serem diferentes, o histograma apresentou-se o mesmo para ambos, comparando os valores e/ou gráficos obtidos em cada programa, o que permite utilizar o valor de “threshold” obtido pelo 3D-DOCTOR[®] no CTan[®] (fig.39).

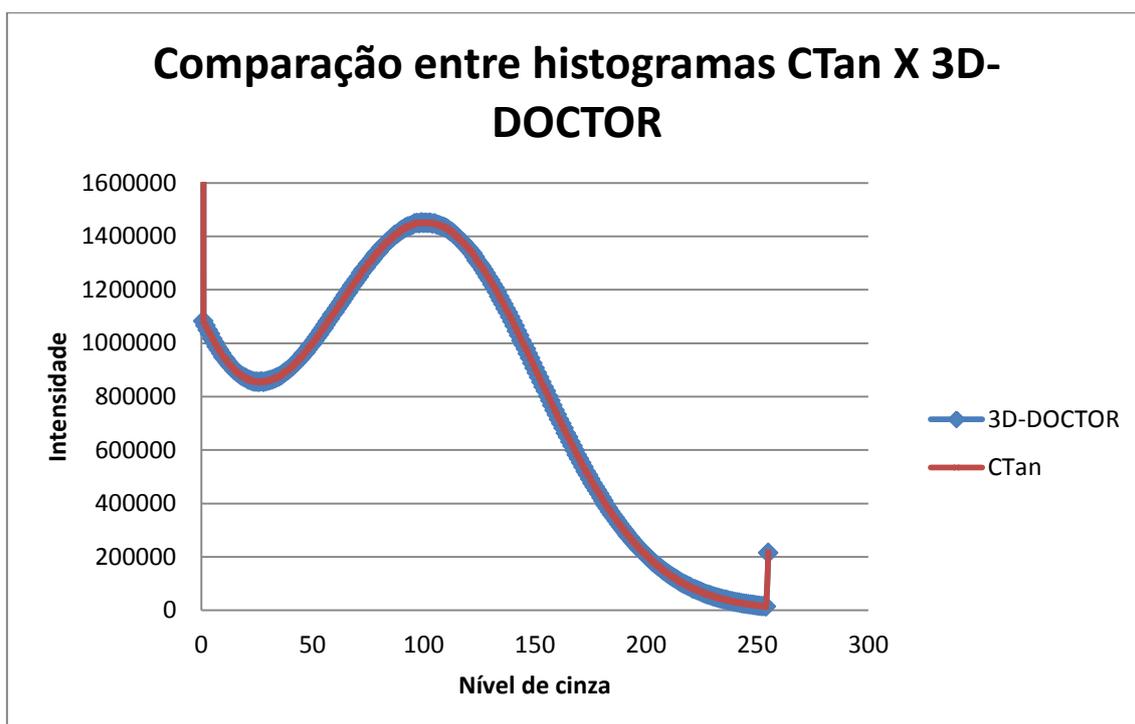


Figura 39: Comparação entre histogramas

4.2. Método automático

Consiste na determinação do melhor “threshold” para separar o parâmetro de estudo, no caso a porosidade, em relação ao material sem necessitar de intervenção direta do operador, mas sim do desenvolvimento da técnica de processamento de imagem e do desempenho do equipamento operacional.

Utilizando o programa Fiji[®] (item 4.3.6.), extensão do ImageJ[®], mas voltado para processamento de imagens, utiliza-se um plugin de “multiplicação”, o qual

multiplica os tons de cinza por um valor escolhido para intensificar os pontos brancos em relação aos pretos, ou seja, saturação dos poros em relação ao material que o circunda, e é feito o recorte da área de análise. O valor escolhido para multiplicar os tons de cinza foi determinado de acordo com a saturação da imagem, com valor máximo de 255. À medida que o valor aumentava, era calculada a porosidade até que esta não variasse mais, mostrando a saturação e predominância dos pontos pretos equivalentes aos vazios. Com as imagens recortadas na região de interesse, estas são inseridas no programa CTan[®] onde são calculados os valores de porosidade para cada fatia reconstruída, do qual obtém-se um valor médio final do volume para comparação.

4.3. Equipamento e programas

Foram utilizados para a realização deste trabalho o seguinte equipamento:

- **Skyscan 1174, software de controle e PC acoplado(v.1.5.8)**, do IPRJ/UERJ;
- **Amostras de sedimentos**;
- **Software Nrecon[®] (v.1.6.4.1)**, para reconstrução das fatias 2D;
- **Software Dataviewer[®] (v.1.4.4)**, para gerar as visões sagitais e coronais (item 4.3.3.);
- **Software 3D-DOCTOR[®] (v.4.0.2)**, para determinação do “threshold” da binarização no método visual;
- **Software Fiji[®] (v.1.4.5b)**, para processamento das imagens no método automático;
- **Software CTan[®] (v.1.11.4.2+)**, para quantificação da porosidade das amostras;

4.3.1. Sistema de microCT: Skyscan 1174

Sistema compacto de μ CT (fig.40). Possui um tubo como fonte de raios X de tensão e corrente ajustáveis(fig.40-1), hermeticamente selado, refrigerado a ar e mantido sob temperaturas em torno de 18° , com tensão variando de 20 até 50 kV, corrente até $800 \mu\text{A}$ e potência máxima de 40 W. Câmera CCD sensível a raios X (fig.40-2) de 1.3 megapixel com aquisição da imagem através de uma tela cintiladora (fig.40-2b), com regulagem motorizada de lentes macro de alta resolução (fig.40-2c), para detecção da radiação que emerge do corpo de prova (fig.40-3). Resolução espacial de 6 até $30 \mu\text{m}$ dependendo do tamanho da amostra, dando suporte de 5 a 30 mm de diâmetro de acordo com a composição elementar, tempo disponível e objetivo de estudo. Possui um suporte para amostras para realização da rotação da amostra durante o processo tomográfico. Possui suporte para colocação de filtros na saída do tubo de raios X, de forma a diminuir os efeitos de endurecimento de feixe (Beam-Hardening (item 4.3.2.)) [55].

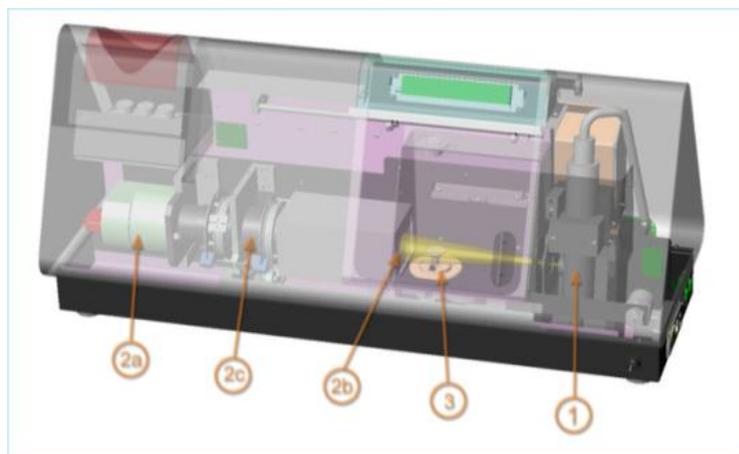


Figura 40: Corte do Sistema Skyscan 1174

As projeções foram obtidas com as seguintes condições experimentais do tomógrafo 1174:

- **Tensão: 50 kV**
- **Corrente: 800 μ A**
- **Resolução espacial: 18 μ m**
- **Passo Angular: 1 grau**
- **Número de projeções: 360**
- **Filtro: 0,25 mm de Al**
- **Tempo de medida: ~30 min**
- **Tamanho da matriz: 1024x1024**

Obtêm-se como resultado diversas radiografias (fig.41), que variam de acordo com o passo angular escolhido, e que serão utilizadas no programa de reconstrução para obter as imagens de visualização interna da amostra e, se desejado, visualização tridimensional da amostra.



Figura 41: Radiografia de uma amostra

4.3.2. Programa de Reconstrução de Imagem: NRecon®

Programa de reconstrução das fatias bidimensionais através das projeções obtidas no Skyscan 1174. [56] Utiliza um algoritmo baseado no original de Feldkamp para reconstrução de geometria de feixe cônico de raios X. É possível definir os limites superior e inferior das radiografias que serão reconstruídas, bem como o passo entre as fatias que serão geradas. Permite uma pré-visualização de qualquer fatia dentro dos limites das projeções obtidas, o que permite mudanças em variáveis do programa antes da reconstrução. (fig.42)

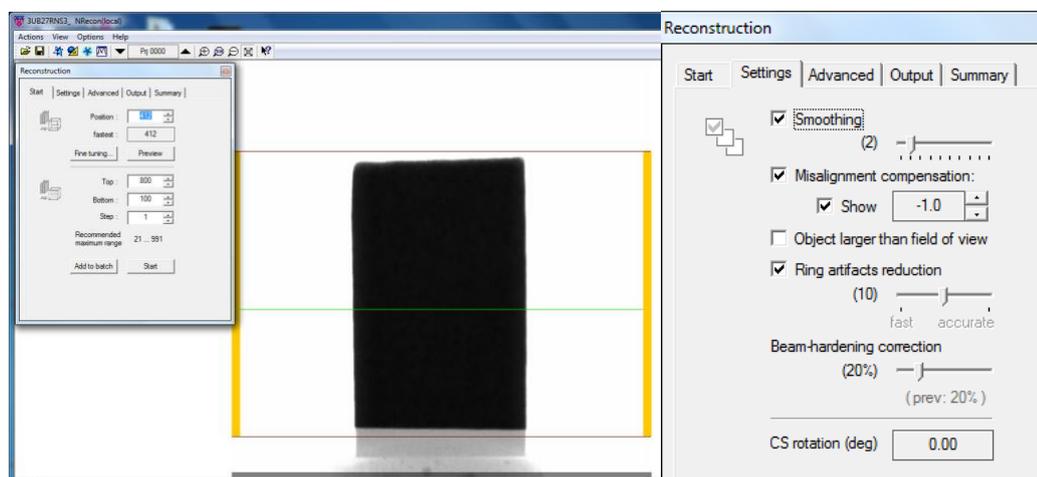


Figura 42: Visualização do NRecon

Algumas variáveis podem ser mudadas para a obtenção de uma reconstrução com um número menor de artefatos e de ruídos:

- **Smoothing:** Uma função com o objetivo de capturar padrões importantes nos dados enquanto retira aspectos que fogem ao padrão, suavizando a imagem. Existem diversos métodos em processamento de imagens para suavizar as imagens. O mais utilizado é o cálculo de uma média dos pixels que circundam o pixel analisado, de forma a manter um padrão. Entretanto não são utilizados

pixels que tenham um valor muito diferente do analisado por um certo desvio, pois fogem da distribuição ao redor do pixel avaliado.

- **Misalignment compensation:** Compensa qualquer diferença entre a projeção atual e a projeção na posição imediatamente oposta, a 180°;
- **Ring artifacts reduction:** Aplica um filtro passa-baixa, reduzindo os artefatos em forma de anéis que surgem na imagem (fig.43), devido a não linearidade dos fotoelementos da câmera CCD, por defeito do detector ou calibração inadequada. É um erro que surge em cada posição angular medida, o que no final resulta em um artefato circular. Atualmente tomógrafos com a opção de escaneamento em forma espiral eliminam, teoricamente, os artefatos circulares.

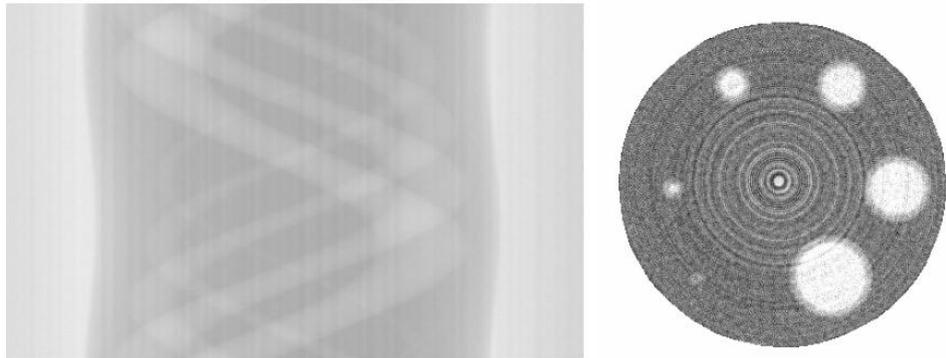


Figura 43: Efeito dos anéis circulares

- **Beam-hardening correction:** Um feixe de raios X é composto de fótons individuais com uma certa gama de energias até um máximo correspondente a energia máxima do tomógrafo. À medida que este feixe passa por um objeto, ele se torna “duro”, ou seja, sua energia aumenta, pois os fótons de baixa energia são absorvidos mais rapidamente do que os fótons de alta energia. Em qualquer amostra, o feixe ao passar pelo centro da mesma se tornará mais “duro” do que ao passar pelas bordas, pois há mais material no caminho. Desta

forma ele é menos atenuado, ou seja, mais intenso quando chega ao detector. (fig.44) Esta correção reduz o efeito de Beam-hardening, ou endurecimento de feixe, linearizando estas diferenças de atenuação que ocorrem no centro do corpo de prova em relação as suas bordas. O uso de filtros na saída do feixe de raios X também ajuda no processo de correção do efeito de endurecimento de feixe;

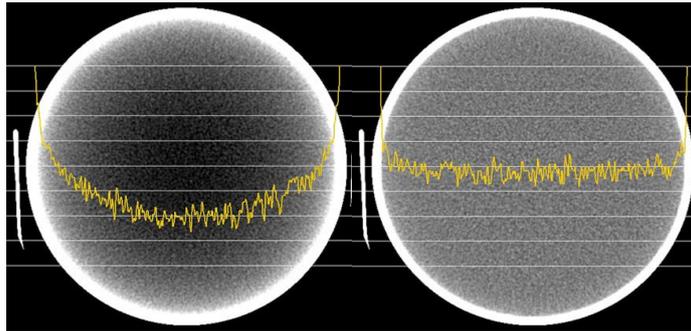


Figura 44: Efeito de endurecimento de feixe

Estas variáveis dependem das amostras sendo utilizadas e, dificilmente, os valores usados para um tipo de amostra são usados para outras. Devem ser cuidadosamente testadas para cada conjunto de amostras, podendo ser efetuada uma visualização prévia à reconstrução de forma a verificar as mudanças de acordo com o valor da variável escolhido. Para as amostras de sedimento, os valores utilizados foram os seguintes:

- **Smoothing: 2**
- **Misalignment compensation: de acordo com o software**
- **Ring Artifacts Reduction: 10**
- **Beam-Hardening correction: 20%**

4.3.3. Programa de Visualização: Dataviewer®

Software para visualização rápida e criação de vídeos. Para aumentar a acuidade dos resultados utilizou-se, além da visão transaxial (eixo z) para o cálculo da porosidade, as visões sagitais (eixo x) e coronais (eixo y) criadas e salvas neste software de forma a se comparar os resultados nas três direções, visto que esta não deve exercer muita influência no resultado final. (fig.45)

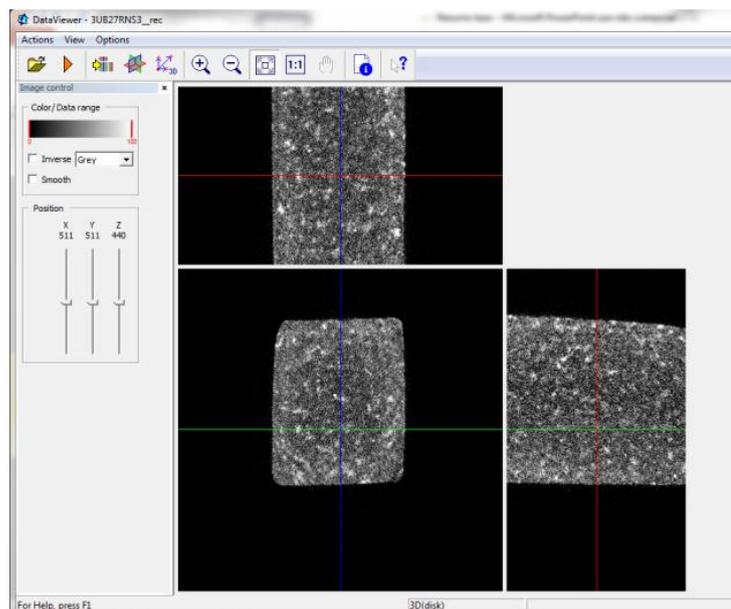


Figura 45: Visualização do Dataviewer

4.3.4. Programa de obtenção do “threshold”: 3D-DOCTOR®

Software utilizado para escolha do “threshold” das imagens. “Threshold” é o limite de corte entre duas fases efetuado para a binarização, ou seja, é o corte efetuado para quais níveis de cinza serão separados entre pontos pretos e brancos e serão permitidos na visualização do que se procura (fig.46). A escolha do “threshold” é um problema em processamento de imagens, pois algumas vezes ela é dependente da acuidade visual humana, mas existem técnicas de processamento de imagem que auxiliam na escolha do “threshold” sem depender da acuidade visual como, por exemplo, o método de Otsu [17].

Há programas que determinam o melhor “threshold”, mas é necessário atenção pois estes nem sempre são feitos para qualquer tipo de amostra. A grande vantagem deste software é que ele permite a visualização simultânea da imagem e do resultado após mexer no “threshold”, durante as mudanças de “threshold”, o que aumenta a precisão do resultado final.

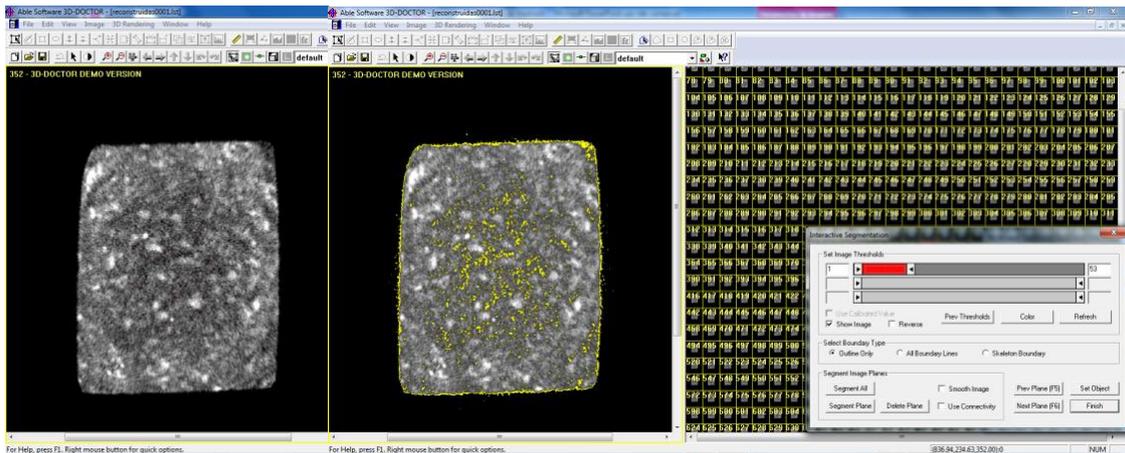


Figura 46: Visualização do 3D-DOCTOR

4.3.5. Programa de quantificação de imagens: CTan[®]

Software de quantificação [57]. Com o valor de threshold obtido no 3D-DOCTOR[®], é possível binarizar mais corretamente a imagem e quantificar a porosidade absoluta da amostra em questão (fig.47). As etapas se dividem da forma explicada a seguir:

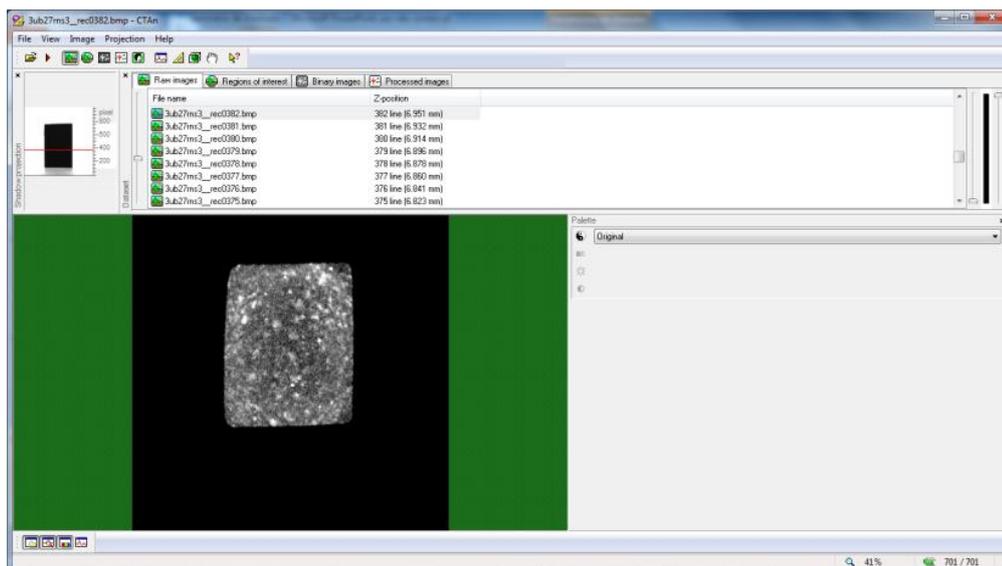


Figura 47: Visualização do CTan

Determinação da região de interesse (ROI): nem toda região da amostra analisada é de interesse para o estudo e algumas fatias, mesmo com o pré-processamento, podem apresentar artefatos que prejudicam na quantificação. Portanto é possível decidir o ROI da imagem e das fatias, escolhendo a melhor região e eliminando qualquer área indesejada da análise da amostra em estudo (fig.48). Neste caso, a geometria escolhida foi retangular e centrada, mas variava de dimensão devido a não homogeneidade das amostras utilizadas. O mesmo motivo se aplica ao número de fatias utilizadas, que não foi constante.

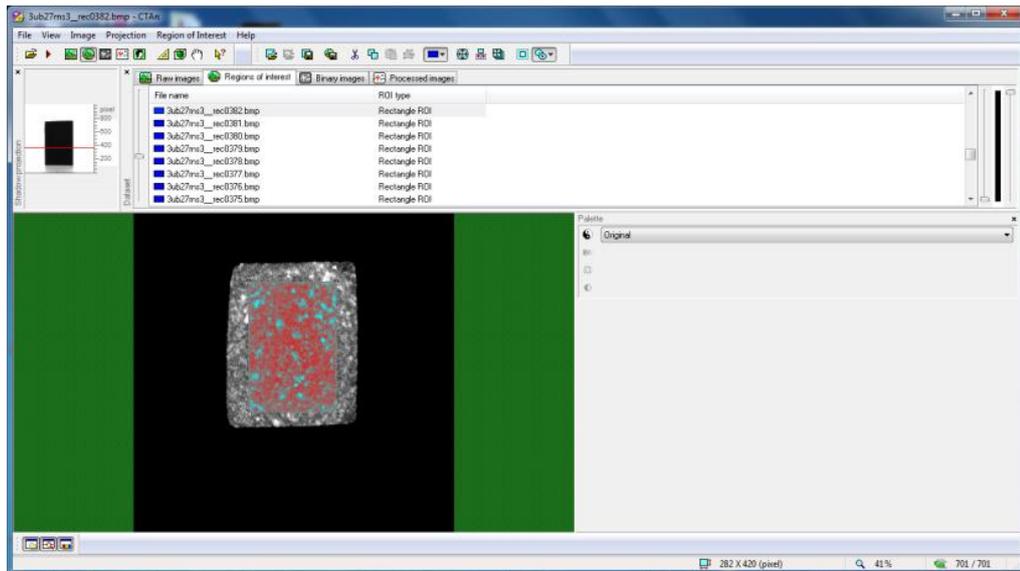


Figura 48: Escolha do ROI no CTAn

Binarização da imagem (threshold): Como explicado anteriormente, para a quantificação, é necessário “filtrar” os níveis de cinza para aqueles que traduzem a informação que se deseja, neste caso, os poros. Ao separar os dados de interesse do resto do material, obtêm-se uma imagem binarizada, ou seja, apenas pixels pretos ou brancos. (fig.49) O valor de “threshold” também varia de acordo com a amostra, sendo necessário estabelecê-lo, mesmo para um mesmo grupo de amostras.

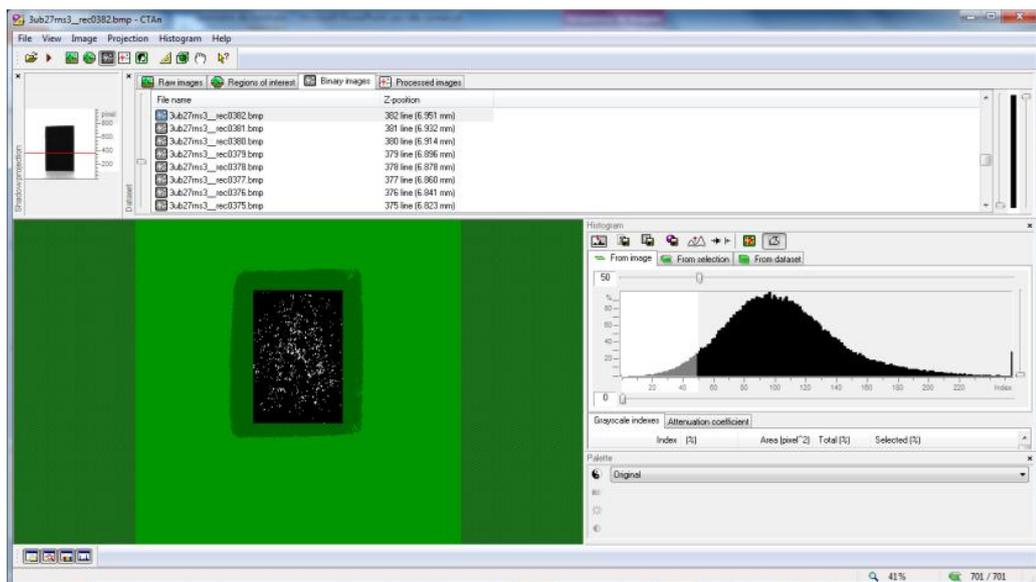


Figura 49: Escolha do threshold no CTAn

Quantificação das imagens processadas: Após os processos descritos acima, pode-se realizar a quantificação da porosidade absoluta, efetiva ou qualquer outro parâmetro de interesse disponível, como número de poros conectados ou poros fechados por exemplo. O resultado final sairá em porcentagem, mostrando a proporção entre o volume de material identificado, no caso, os poros e o volume de material total. (fig.50)

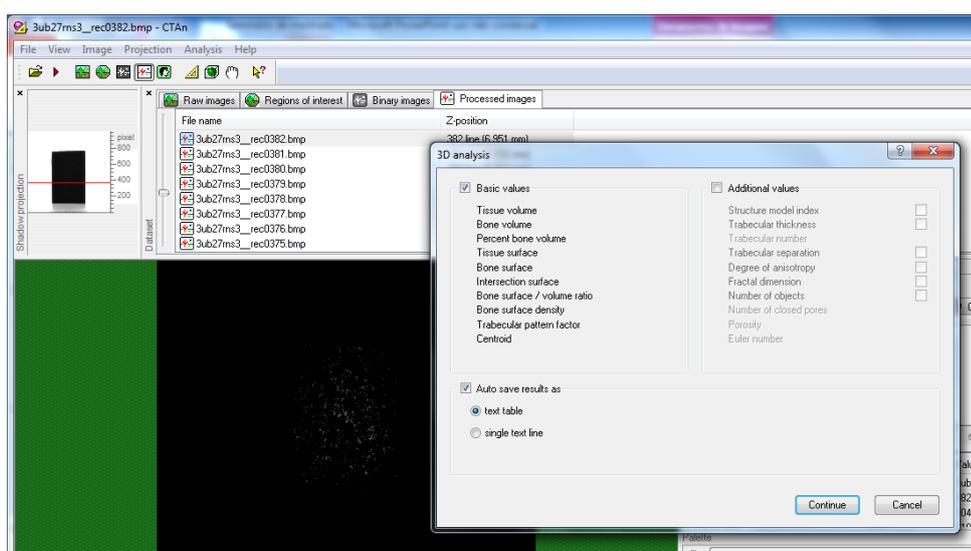


Figura 50: Quantificação no CTan

4.3.6. Programa de processamento de imagens: FIJI®

Pacote de processamento de imagem vinculado ao programa ImageJ®. Por ser um projeto OpenSource, ou seja, código aberto qualquer desenvolvedor ou programador pode criar seus próprios plug-ins relacionados a várias técnicas de processamento de imagem. É possível não só fazer modificações na imagem, como suavizar e binarizar, como também é possível fazer quantificações, relacionadas às identificações feitas no programa [14].

O objetivo ao usar este programa foi de saturar a imagem usando um plugin de multiplicação. Basicamente o que ele faz é multiplicar os tons de cinza, que vão de 0 até 255, por um valor qualquer escolhido. Como os tons de cinza não podem

ultrapassar 255, a tendência é que pontos com valores altos de tom de cinza fiquem mais brancos e aqueles com valores baixos de tom de cinza permaneçam praticamente inalterados. Estes pontos que continuam pretos são os que podem ser considerados poros efetivos. (fig.51)

A questão ficará em qual valor de multiplicação utilizar. A maneira encontrada foi testar valores até que os resultados obtidos de porosidade passassem a não variar ou variassem muito pouco, mostrando que o material da amostra encontrava-se todo branco e os poros efetivos eram o restante, identificados como pretos. O valor encontrado para multiplicação foi de 20, mostrando que os poros encontram-se numa faixa de tons de cinza de 0 até 10 aproximadamente. As imagens foram multiplicadas, binarizadas e recortadas. Utilizando o “stack” de imagens finais já processadas, estas foram abertas diretamente pelo CTan e obteve-se o valor de porosidade utilizando o mesmo.

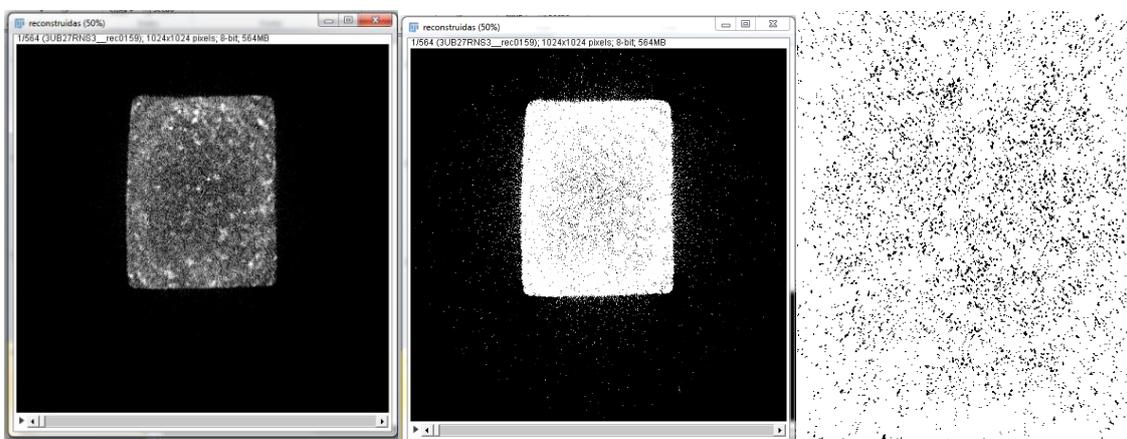


Figura 51: Processo de saturação da imagem no Fiji

4.4. Petrografia por microscopia ótica

Processo de obter lâminas delgadas da região central de uma amostra, gerando seções finas em lâminas. Uma técnica destrutiva, onde o resultado é uma ou várias lâminas da amostra. Insere-se um líquido com coloração azul de forma que ele

penetre nas regiões porosas e, após obtenção das lâminas, é possível identificar onde se localizavam os poros. Utilizando uma câmera associada a um microscópio, imagens foram feitas destas lâminas. Com o auxílio do programa Fiji, ajustando o “threshold”, neste caso, de acordo com a combinação de cores do tipo RGB (vermelho, verde, azul) foi possível segmentar a imagem, binarizar e foram obtidos valores para a porosidade das lâminas calculados através da relação da área correspondente a coloração azul em relação à área total da imagem. (fig.52)

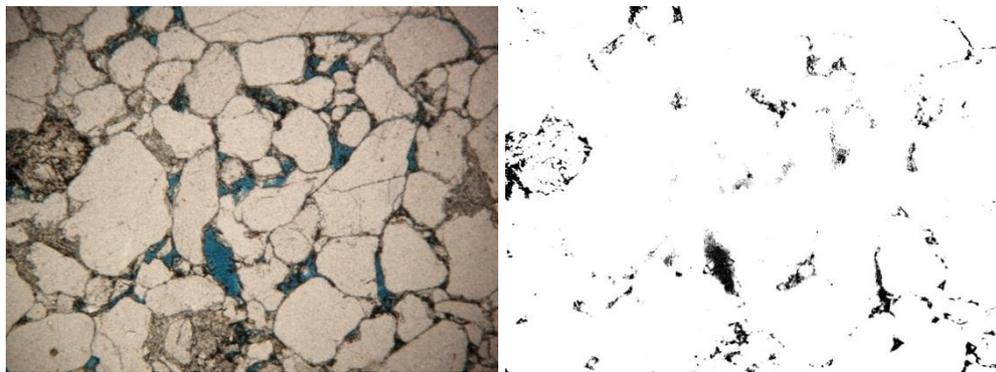


Figura 52: Segmentação das imagens obtidas das lâminas delgadas

4.5. Amostras

As amostras analisadas foram obtidas de diversas bacias geográficas brasileiras (item 4.6.). (fig.53) De acordo com o sedimento original, foram obtidas 31 amostras cúbicas de 1cm³ aproximadamente, das quais se dividem da seguinte forma:

- **11 amostras 1MS2SC da bacia do Paraná**
- **4 amostras 2MC1SC da bacia do Paraná**
- **5 amostras 3UB27RNS da bacia do Potiguar**
- **6 amostras 7AR155BA da bacia do Recôncavo-Baiano**
- **5 amostras VF4SE da bacia de Sergipe-Alagoas**



Figura 53: Fotografia das amostras utilizadas

4.6. Bacias sedimentares

As amostras de sedimentos possuem origem nas seguintes bacias sedimentares brasileiras (fig.54):

- **1MC2SC e 2MC1SC do Paraná;**
- **VF4SE de Sergipe-Alagoas;**
- **7AR155BA do Recôncavo Baiano;**
- **3UB27RNS do Potiguar;**

Destas, apenas a bacia do Paraná não é produtora de petróleo.

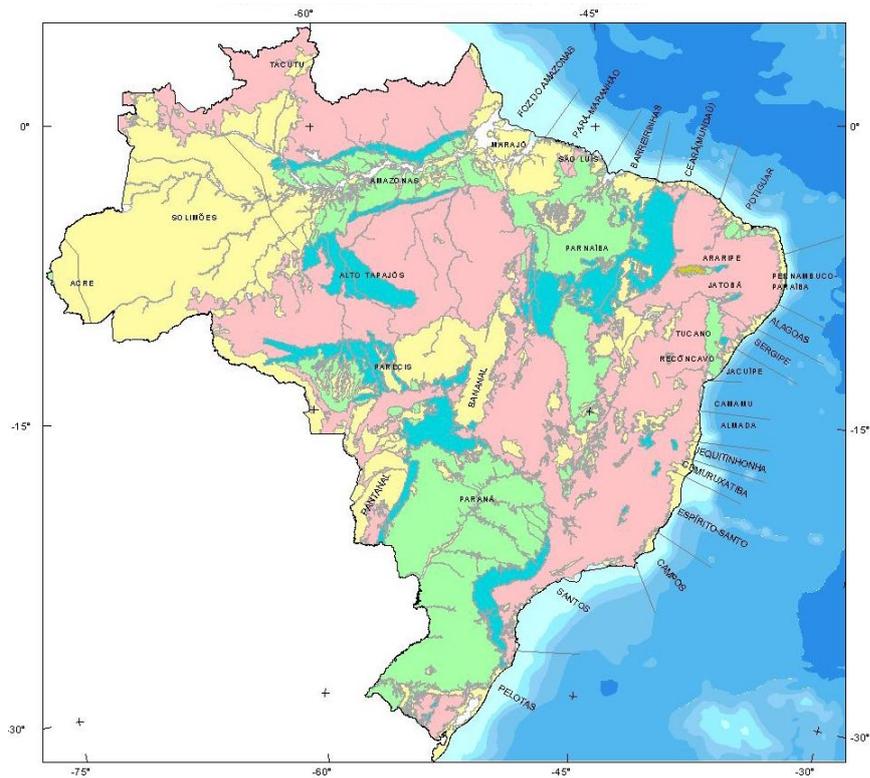


Figura 54: Bacias sedimentares do Brasil [58]

4.6.1. Bacia do Paraná

Constituída por rochas sedimentares e ígneas aflora na região sudeste e sul do Brasil, além de Argentina e Paraguai. Apresenta níveis estratigráficos enriquecidos em restos de animais e vegetais fósseis. Estas camadas são de grande importância econômica na extração de carvão, gás natural e materiais para construção civil. É a única que não apresenta extração de petróleo, mas a mesma é produtora. Apresenta potencial petrolífero pois é formada por rochas sedimentares que muitas vezes formam rochas porosas e permeáveis, onde petróleo e hidrocarbonetos podem ser encontrados. [59]

4.6.2. Bacia de Sergipe-Alagoas

Esta bacia faz parte das bacias plataformais da costa brasileira e destaca-se pelos seus afloramentos de terra. Apresenta um potencial petrolífero ainda não descoberto, com a última jazida encontrada no ano de 2010. Possuem boas características porosas as quais influenciam na extração de recursos energeticos. [60]

4.6.3. Bacia do Recôncavo Baiano

Localiza-se na região agrícola de cultivo de cana de açúcar do nordeste brasileiro. Esta Bacia é uma das mais antiga de extração de petróleo e apresenta grande importância econômica para o estado da Bahia devido a sua extração e produção de petróleo. Um forte intemperismo sobre as rochas sedimentares da região formaram o que é hoje conhecido como solo Massapê, um solo residual de textura fina. [61]

4.6.4. Bacia do Potiguar

Uma das mais visadas devido ao conhecimento de grandes reservas petrolíferas na sua região. É a mais afetada por eventos sísmicos, o que influencia tanto na extração como produção de recursos. Grande potencial aquífero, mas de fácil contaminação se não monitorado. [62]

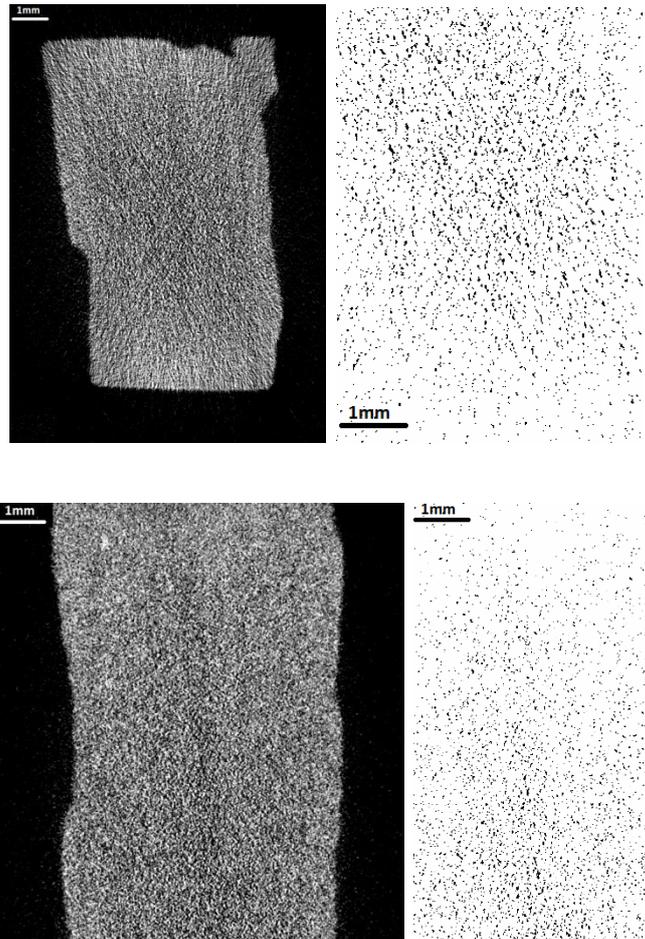
Capítulo 5

Resultados

5.1. Imagens microtomográficas

As fig. 55-59 mostram as imagens obtidas do meio da reconstrução da μCT e respectivas saturações de um recorte selecionado da imagem para uma amostra dos tipos 1MC2SC, 2MC1SC, 3UB27RNS, 7AR155BA ,VF4SE, nas três visões, transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.1.1. Amostra 1MC2SC



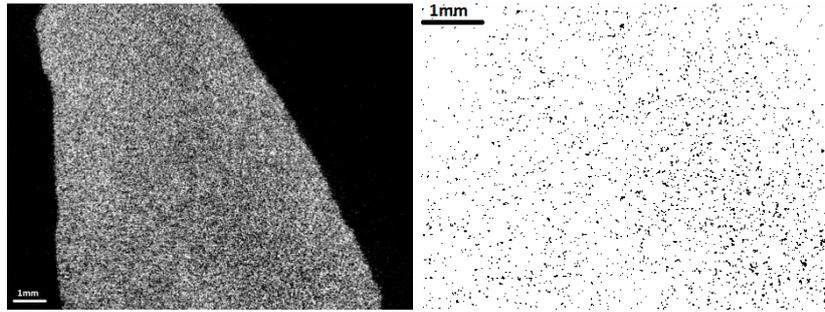
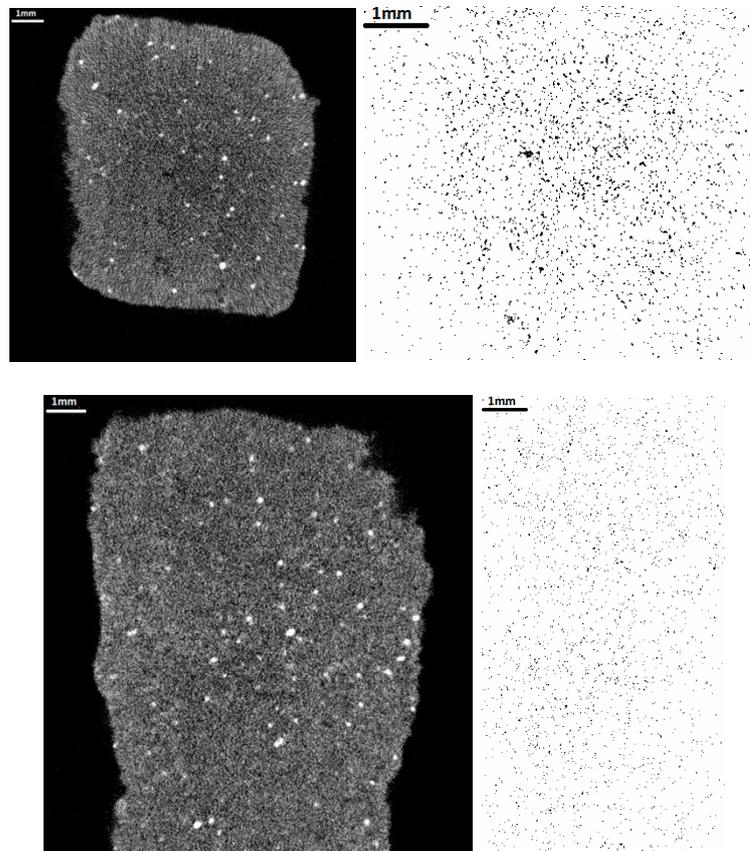


Figura 55: Reconstruções e saturações de uma amostra 1MC2SC para as visões transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.1.2. Amostra 2MC1SC



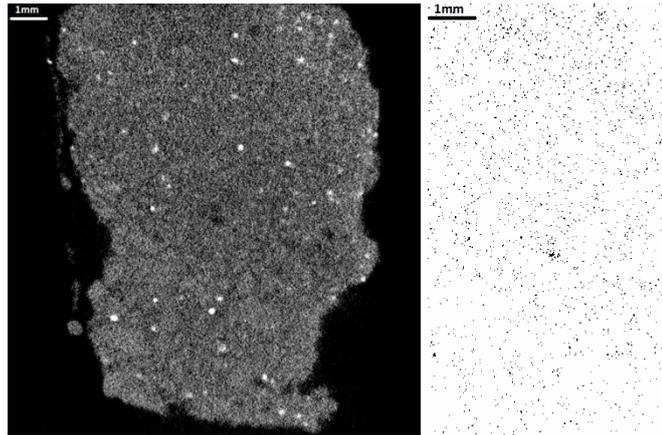
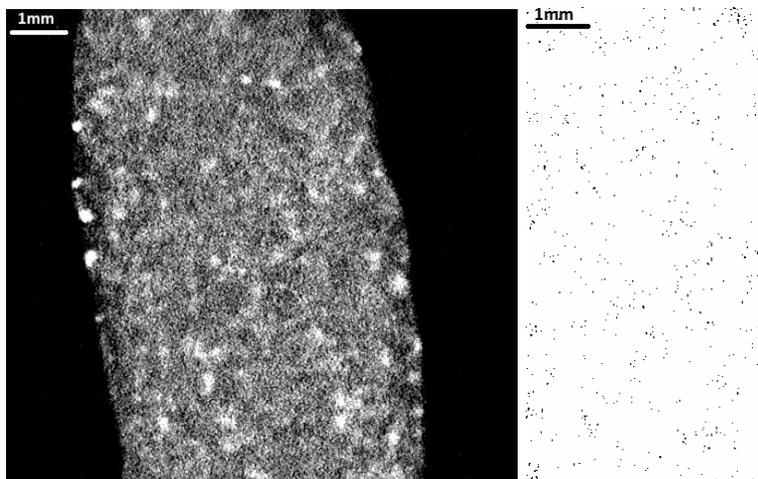
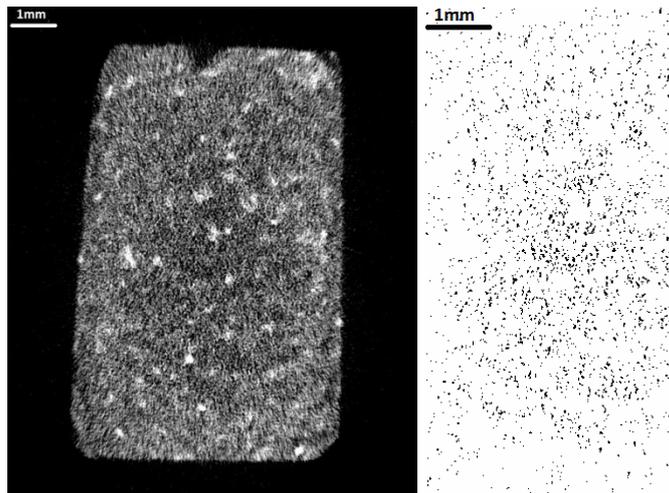


Figura 56: Reconstruções e saturações de uma amostra 2MC1SC para as visões transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.1.3. Amostra 3UB27RNS



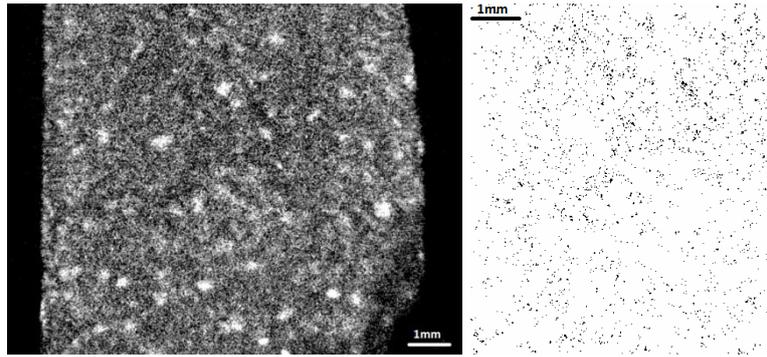
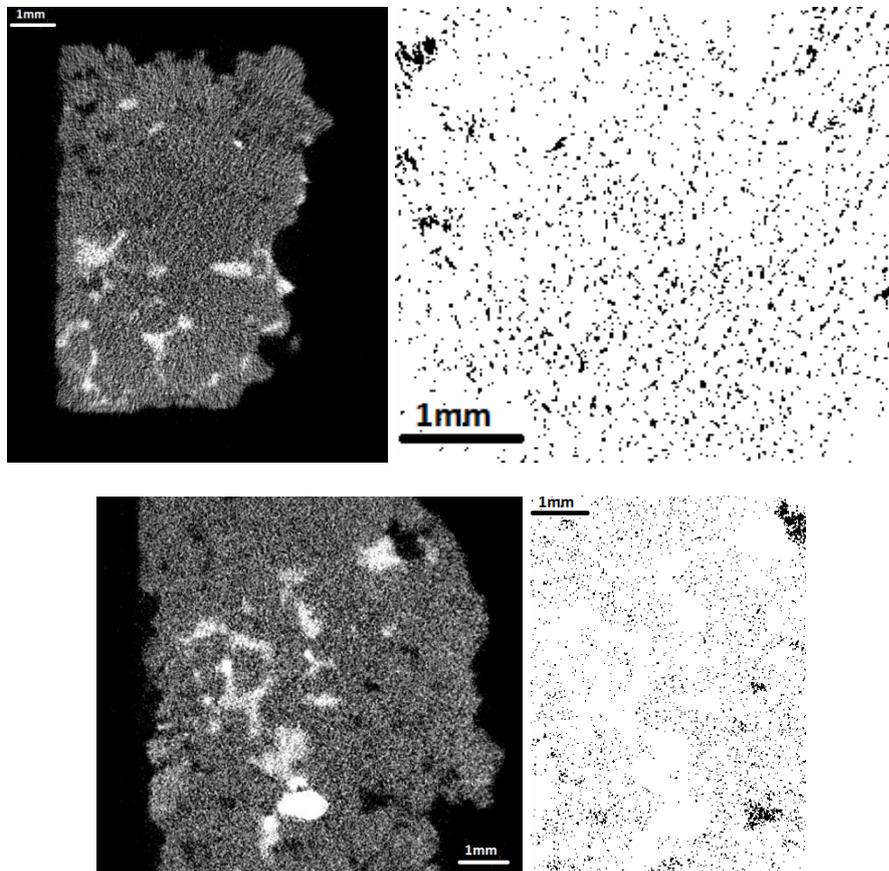


Figura 57: Reconstruções e saturações de uma amostra 3UB27RNS para as visões transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.1.4. Amostra 7AR155BA



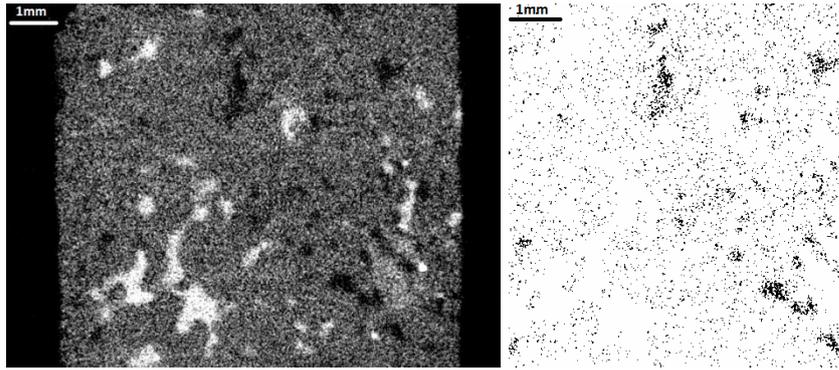
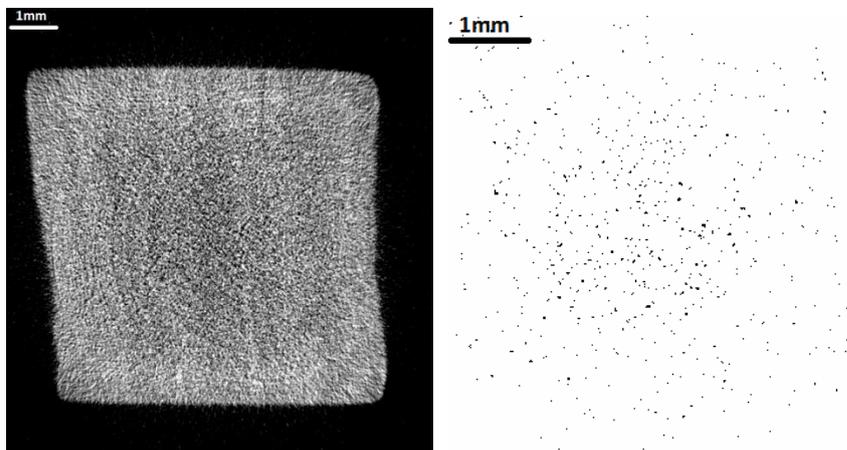


Figura 58: Reconstruções e saturações de uma amostra 7AR155BA para as visões transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.1.5. Amostra VF4SE



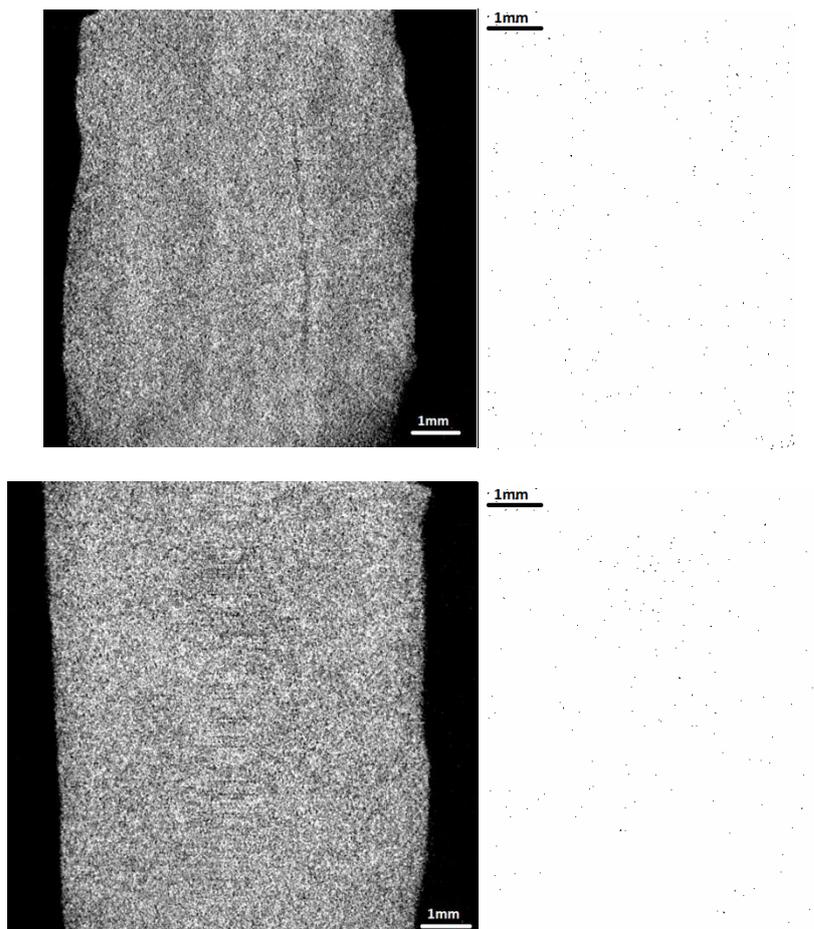


Figura59: Reconstruções e saturações de uma amostra VF4SE para as visões transaxial, coronal e sagital, respectivamente.

5.2. Imagens das lâminas

As fig. 60-64 as imagens das lâminas e respectivas segmentações obtidas para uma amostra dos tipos 1MC2SC, 2MC1SC, 3UB27RNS, 7AR155BA, VF4SE respectivamente.

5.2.1. Amostra 1MC2SC

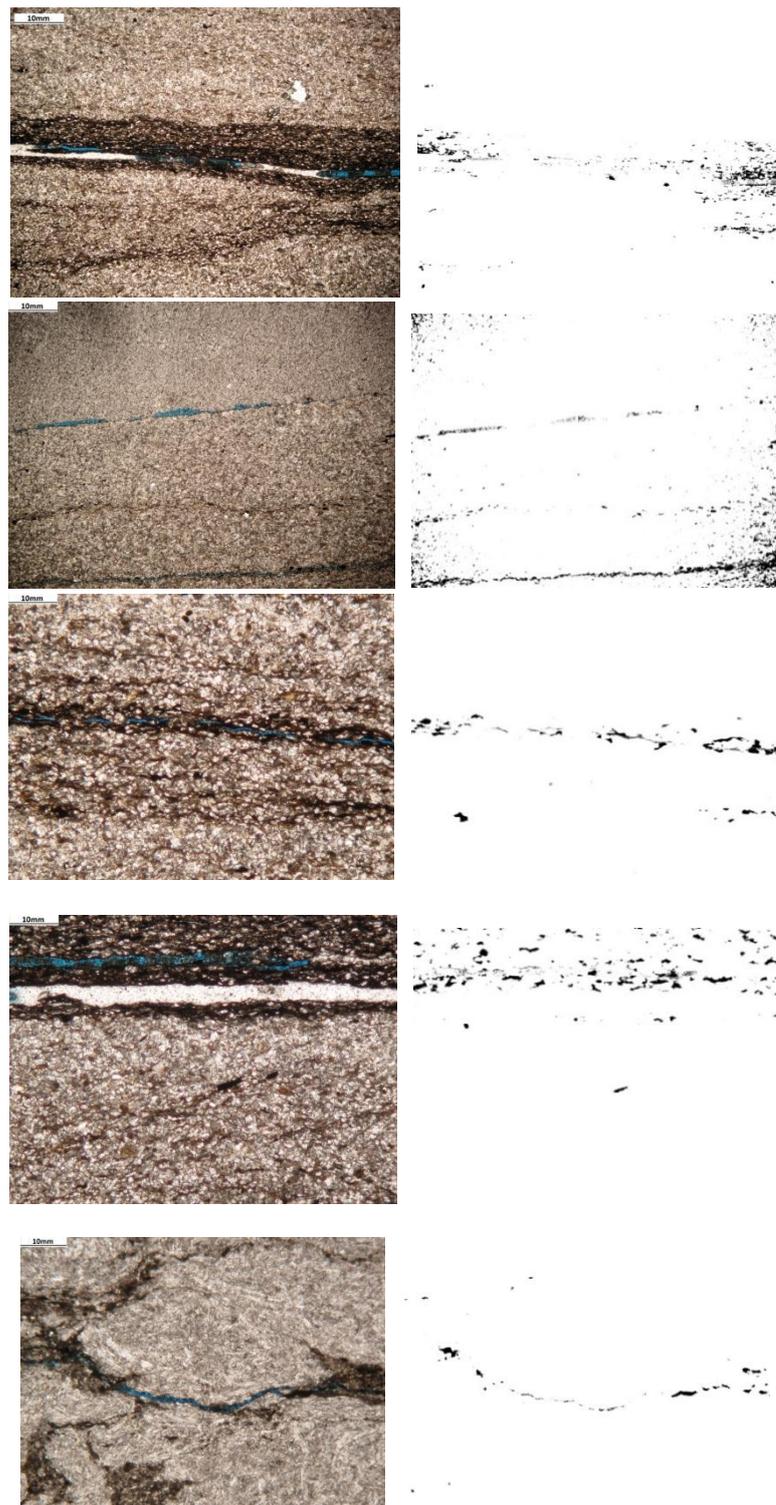


Figura 60: Imagens das lâminas para amostras 1MC2SC

5.2.2. Amostra 2MC1SC

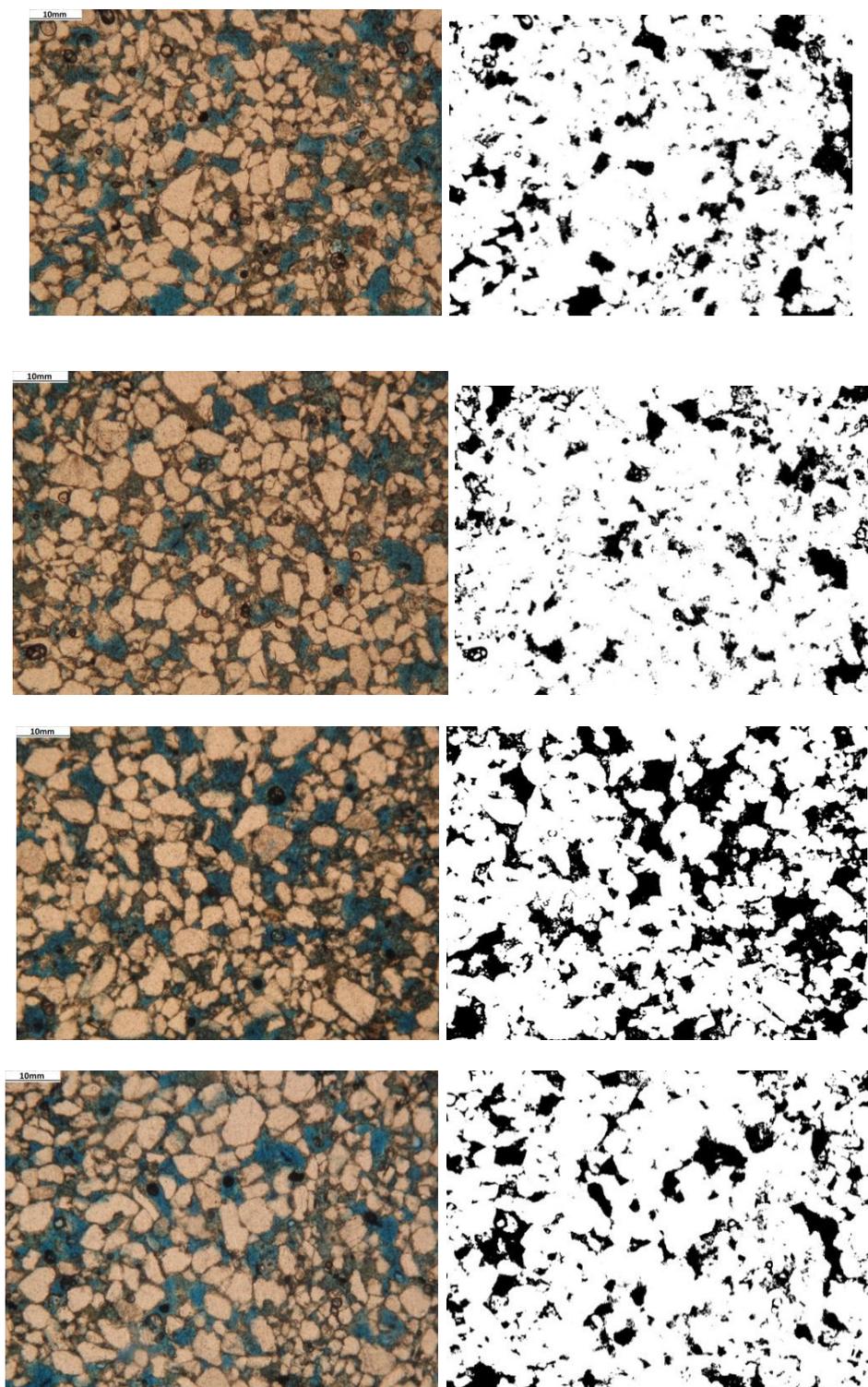


Figura 61: Imagens das lâminas para amostras 2MC1SC

5.2.3. Amostra 3UB27RNS

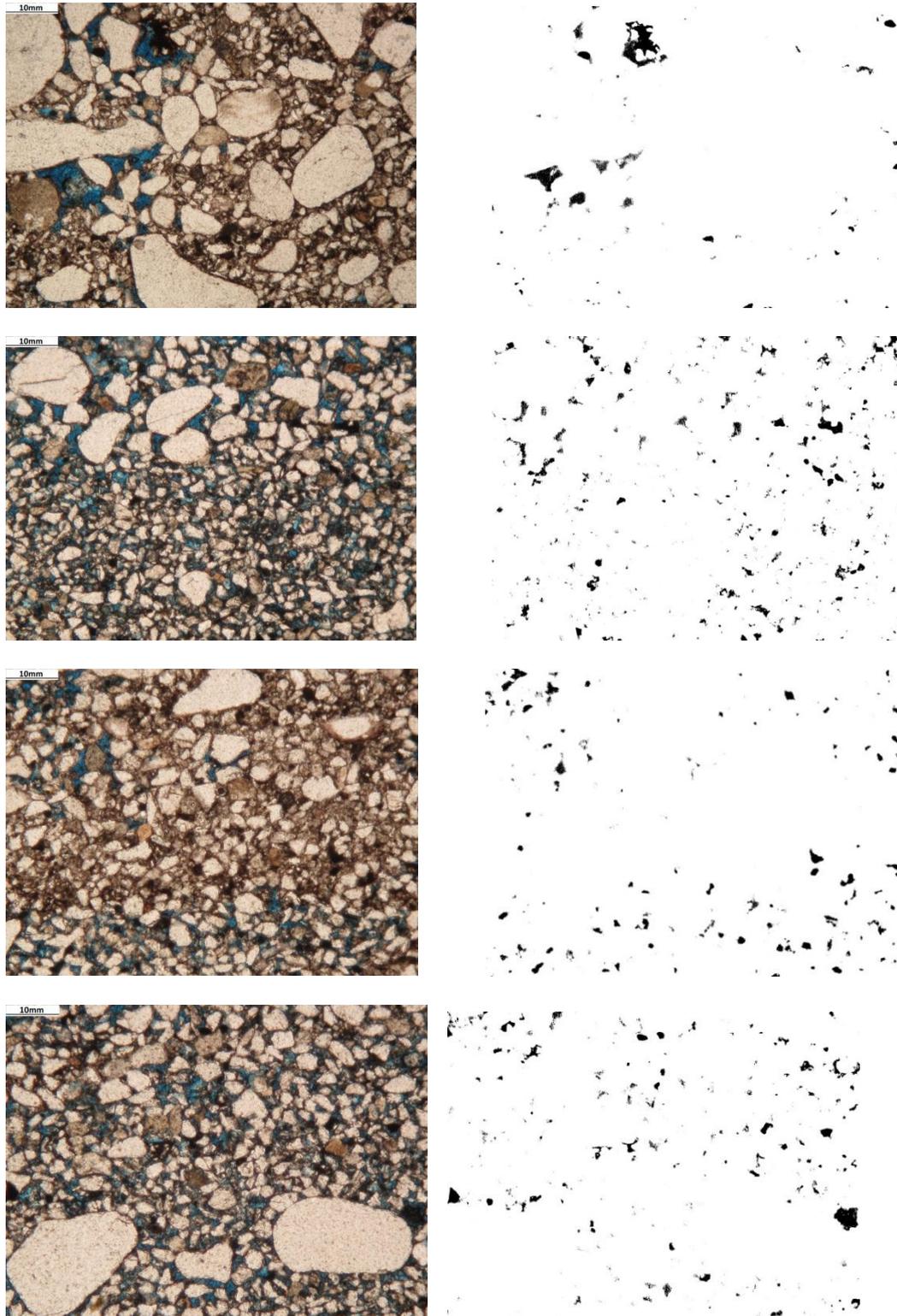


Figura 62: Imagens das lâminas para amostras 3UB27RNS

5.2.4. Amostra 7AR155BA

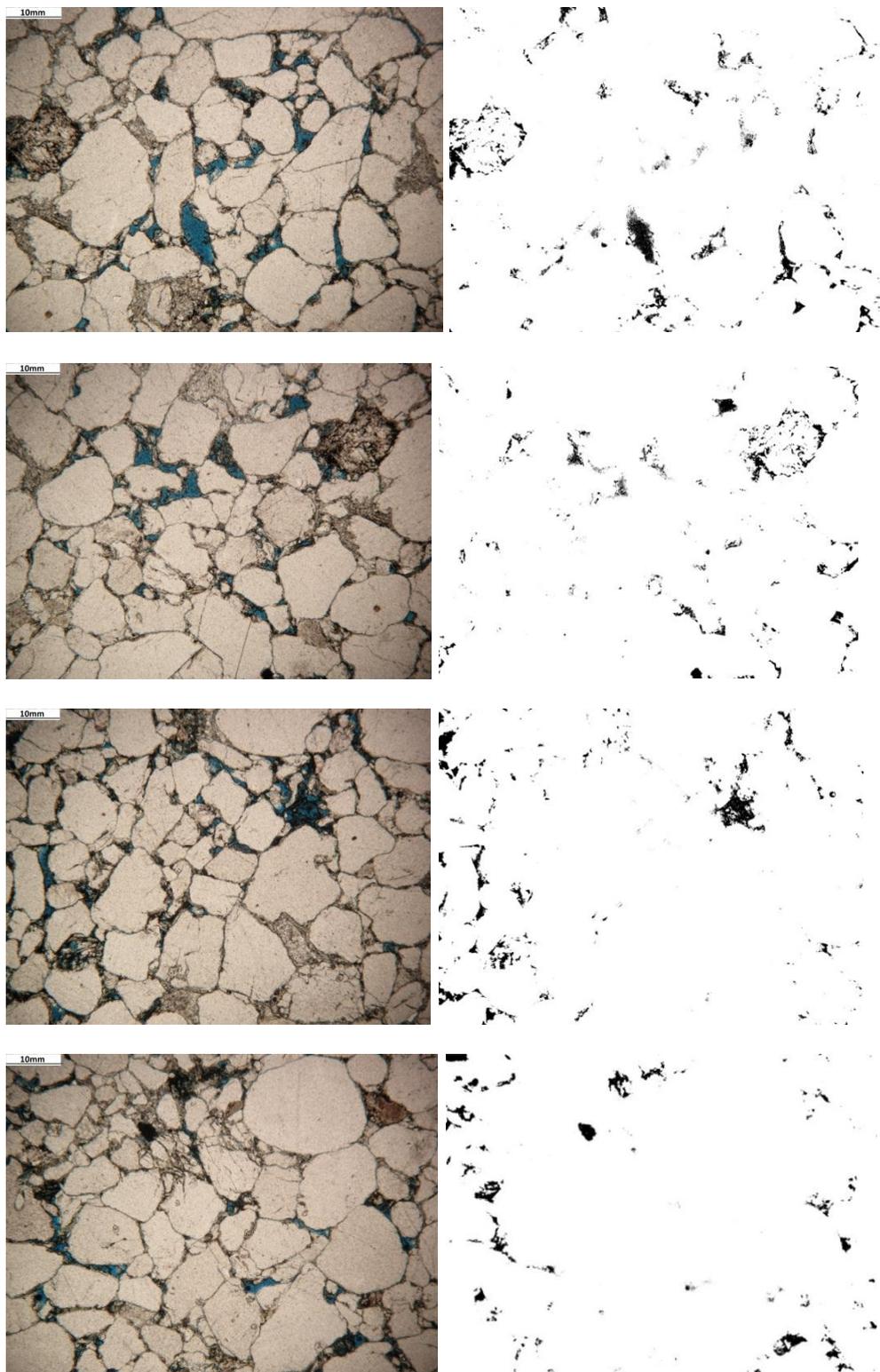


Figura 63: Imagens das lâminas para amostras 7AR155BA

5.2.5. Amostra VF4SE

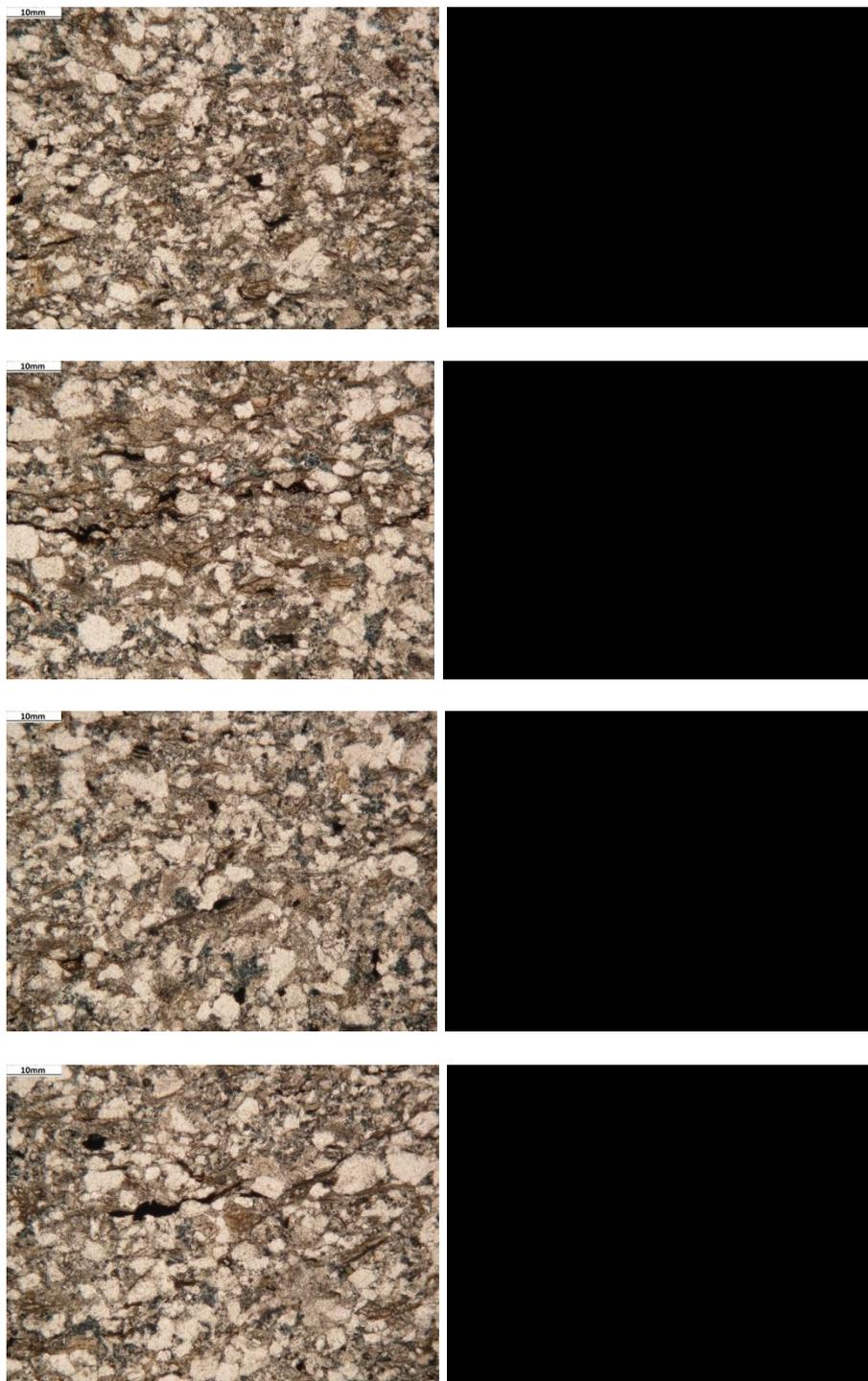


Figura 64: Imagens das lâminas para amostras VF4SE

5.3. Método Visual

Para o método visual, as reconstruções tomográficas foram avaliadas utilizando o programa 3D-DOCTOR, onde foram obtidos o valor de “threshold” para cada tipo de amostra e, com este valor, fez-se a segmentação e posterior cálculo da porosidade no programa CTan. Estes valores são diferentes para cada amostra.

As tabelas de 1 a 5 mostram os valores de porosidade obtidos para todas as amostras analisadas utilizando o método visual:

Tabela 1: Valores de porosidade para uma amostra 1MC2SC pelo método visual

RESULTADOS VISUAIS											
Amostras 1MC2SC - Bacia do Paraná											
Visão/Amostras	Porosidade absoluta (%)										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Transaxial	0,07	5,51	1,20	0,46	3,50	2,88	2,72	0,98	2,63	3,82	7,46
Sagital		4,41	1,81	0,34	4,09	3,15	2,56	1,16	2,48	3,98	6,99
Coronal	3,42	4,67	1,63	0,33	2,92	1,70	2,50	1,47	2,43	3,19	6,69
valor médio	2,87										

Tabela 2: Valores de porosidade para uma amostra 2MC1SC pelo método visual

RESULTADOS VISUAIS				
Amostras 2MC1SC - Bacia do Paraná				
Visão/Amostras	Porosidade absoluta (%)			
	1	2	3	4
Transaxial	1,55	1,93	4,70	0,41
Sagital	1,49	2,02	4,68	0,42
Coronal	1,63	1,85	4,28	0,44
valor médio	2,01			

Tabela 3: Valores de porosidade para uma amostra 7AR155BA pelo método visual

RESULTADOS VISUAIS						
Amostras 7AR155BA - Bacia do Recôncavo Baiano						
Visão/Amostras	Porosidade absoluta (%)					
	1	2	3	4	5	6
Transaxial	7,60	8,01	7,14	5,91	2,99	5,05
Sagital	7,30	7,37	5,87	5,50	3,16	4,83
Coronal	8,89	7,71	7,04	5,54	3,04	5,41
valor médio	5,71					

Tabela 4: Valores de porosidade para uma amostra 3UB27RNS pelo método visual

RESULTADOS VISUAIS					
Amostras 3UB27RNS - Bacia do Potiguar					
Visão/Amostras	Porosidade absoluta (%)				
	1	2	3	4	5
Transaxial	7,22	5,73	3,60	3,40	4,94
Sagital	7,19	5,62	3,37	3,56	4,66
Coronal	7,37	5,31	3,12	3,26	4,78
valor médio	4,63				

Tabela 5: Valores de porosidade para uma amostra VF4SE pelo método visual

RESULTADOS VISUAIS					
Amostras VF4SE - Bacia do Sergipe-Alagoas					
Visão/Amostras	Porosidade absoluta (%)				
	1	2	3	4	5
Transaxial	0,55	0,25	1,09	1,10	1,33
Sagital	0,46	0,24	0,96	1,06	1,38
Coronal	0,45	0,22	0,96	0,95	1,13
valor médio	0,77				

5.4. Método automático

Para o método automático, as reconstruções tomográficas foram avaliadas primeiro com a ajuda do programa Fiji para saturação dos poros na imagem em relação a todo o resto da amostra, recorte da região de interesse e binarização da mesma.

As imagens resultantes por sua vez foram inseridas no programa CTan para efetuar o cálculo da porosidade de todas as amostras.

As tabelas 6 a 10 mostram os valores de porosidade obtidos para todas as amostras analisadas utilizando o método automático:

Tabela 6: Valores de porosidade para uma amostra 1MC2SC pelo método automático

RESULTADOS AUTOMATICOS											
Amostras 1MC2SC - Bacia do Paraná											
Visão/Amostra	Porosidade absoluta (%)										
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11
Transaxial	5,60	8,06	2,27	1,07	5,49	4,77	4,51	1,84	4,49	6,03	10,3
Coronal	5,49	7,90	2,80	0,79	4,65	3,10	4,20	2,69	4,18	5,18	9,33
Sagital	5,53	7,60	3,09	0,82	6,30	5,16	4,30	2,20	4,27	6,25	9,75
valor médio	4,60										

Tabela 7: Valores de porosidade para uma amostra 2MC1SC pelo método automático

RESULTADOS AUTOMATICOS				
Amostras 2MC1SC - Bacia do Paraná				
Visão/Amostra	Porosidade absoluta (%)			
	1	2	3	4
transaxial	2,86	3,50	7,15	0,98
coronal	2,97	3,34	6,59	0,97
sagital	2,73	3,61	7,09	0,95
valor médio	3,39			

Tabela 8: Valores de porosidade para uma amostra 7AR155BA pelo método automático

RESULTADOS AUTOMATICOS						
Amostras 7AR155BA - Bacia do Recôncavo Baiano						
Visão/Amostra	Porosidade absoluta (%)					
	1	2	3	4	5	6
Transaxial	10,1	10,7	9,67	8,46	4,80	7,27
Coronal	11,6	10,4	9,60	8,02	4,87	7,73
Sagital	9,85	10,0	8,15	7,96	5,04	6,95
valor médio	7,99					

Tabela 9: Valores de porosidade para uma amostra 3UB27RNS pelo método automático

RESULTADOS AUTOMATICOS					
Amostras 3UB27RNS - Bacia do Potiguar					
Visão/Amostra	Porosidade absoluta (%)				
	1	2	3	4	5
transaxial	9,66	7,94	5,42	5,22	7,04
coronal	9,65	7,41	4,74	5,01	6,85
sagital	9,61	7,85	5,07	5,44	6,54
valor médio	6,55				

Tabela 10: Valores de porosidade para uma amostra VF4SE pelo método automático

RESULTADOS AUTOMATICOS					
AmostrasVF4SE - Bacia do Sergipe-Alagoas					
Visão/Amostra	Porosidade absoluta (%)				
	1	2	3	4	5
transaxial	1,24	0,62	2,10	2,12	2,49
coronal	1,02	0,55	1,84	1,85	2,13
sagital	1,04	0,60	1,86	2,06	2,54
valor médio	1,52				

5.5. Método petrografia por microscopia ótica

Para o método da petrografia por microscopia ótica, as imagens obtidas com o uso de uma câmera associada a um microscópio das lâminas delgadas obtidas das amostras foram processadas no programa Fiji, de forma a obter uma segmentação mais adequada para a cor azul da substância impregnante que identificava os poros. Após a segmentação e binarização da imagem, o cálculo da porosidade foi feito da região referente ao pigmento azul em relação a imagem toda, no CTan.

A tabela 11 a 15 mostram os valores de porosidade obtidos para todas as amostras analisadas utilizando o método da petrografia por microscopia ótica:

Tabela 11: Valores de porosidade para uma amostra 1MC2SC pelo método petrografia por microscopia ótica

RESULTADOS LÂMINAS	
Amostras 1MC2SC - Bacia do Paraná	
Imagem	Porosidade(%)
845	0,90
846	1,80
847	0,70
848	1,38
849	0,32
média	1,05

Tabela 12: Valores de porosidade para uma amostra 2MC1SC pelo método petrografia por microscopia ótica

RESULTADOS LÂMINAS	
Amostras 2MC1SC - Bacia do Paraná	
Imagem	Porosidade(%)
860	14,7
861	12,3
862	26,0
863	16,3
média	17,3

Tabela 13: Valores de porosidade para uma amostra 7AR155BA pelo método petrografia por microscopia ótica

RESULTADOS LÂMINAS	
Amostras 7AR155BA - Bacia do Recôncavo Baiano	
Imagem	Porosidade(%)
841	2,03
842	1,47
843	1,89
844	1,66
Média	1,76

Tabela 14: Valores de porosidade para uma amostra 3UB27RNS pelo método petrografia por microscopia ótica

RESULTADOS LÂMINAS	
Amostras 3UB27RNS - Bacia do Potiguar	
Imagem	Porosidade(%)
856	1,28
857	2,15
858	1,46
859	1,66
média	1,64

Tabela 15: Valores de porosidade para uma amostra VF4SE pelo método petrografia por microscopia ótica

RESULTADOS LÂMINAS	
AmostrasVF4SE - Bacia do Sergipe-Alagoas	
Imagem	Porosidade(%)
852	0
853	0
854	0
855	0
média	0

A figura 65 mostra uma comparação direta entre os dados de porosidade dos métodos de μCT mencionados.

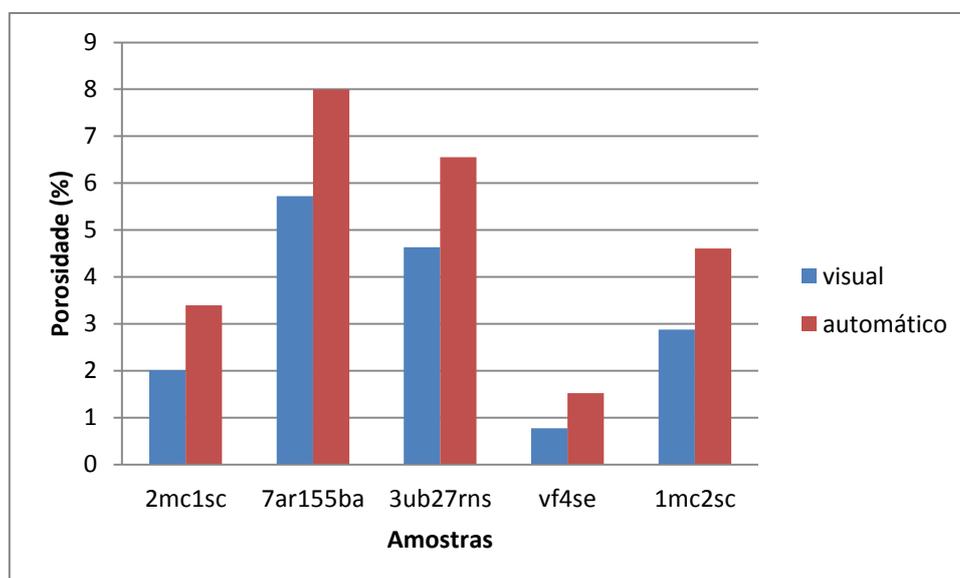


Figura 65: Gráfico de comparação da porosidade efetiva entre os métodos de μCT para cada amostra

É possível perceber, pelo gráfico, que o método automático sempre apresenta valores maiores do que o método visual. Para o método de petrografia por microscopia ótica, os valores são inferiores aos obtidos pelos métodos visual e automático, com exceção apenas para a amostra 2MC1SC. Por serem amostras heterogêneas, é possível que a lâmina obtida para esta amostra apresente um nível de porosidade destoante do resto da amostra ou que esta amostra não seja representativa do todo, mas para confirmar esta hipótese seriam necessárias mais imagens de outras lâminas.

Algumas amostras mostraram valores de porosidade os quais pouco variaram entre si, mostrando uma maior homogeneidade destas amostras, como é o caso, por exemplo, da amostra VF4SE. Entretanto, algumas amostras apresentaram grandes variações nos valores obtidos de porosidade, mostrando uma maior heterogeneidade destas amostras, como é o caso, por exemplo, da amostra 2MC1SC. Os resultados destas amostras ficam um pouco prejudicados pela escassez de dados visto que não

é possível ter certeza de uma tendência com poucas amostras analisadas. Não só amostras homogêneas apresentariam resultados mais confiáveis acerca da porosidade, como também um número maior de amostras para análise daria boa confiança estatística.

Para a amostra VF4SE a porosidade encontrada pelo método da petrografia por microscopia ótica foi de zero, o que justifica as imagens pretas. É possível notar que nas imagens originais não há regiões azuis, de impregnação do líquido penetrante. Tanto visualmente como computacionalmente não foi possível identificar nenhum tom de azul nesta amostra.

Capítulo 6

Conclusões

Através dos dados de porosidade obtidos pela μCT , tanto pelo método automático como pelo método visual, e os dados obtidos de porosidade através do método de petrografia por microscopia ótica, algumas conclusões podem ser tiradas.

Primeiro, em relação aos valores obtidos, é possível notar, com exceção da amostra do tipo 2mc1sc, que os valores de porosidade obtidos utilizando o método de petrografia por microscopia ótica sempre se apresentam menores do que aqueles obtidos pelo método visual e automático. O motivo desta tendência pode ser explicado porque as amostras possuem distribuição heterogênea de materiais e vazios e, portanto, apesar de algumas imagens tiradas de uma lâmina não poderem traduzir perfeitamente a distribuição da porosidade, é razoável estimar que os valores de porosidade não fujam completamente de uma estimativa para o material. Estas imagens acabam por representar uma pequena parte da amostra e, portanto, pode apresentar valores muito diferentes caso esta imagem venha de uma lâmina do material que apresentava uma distribuição fora do padrão no material. Outro motivo é que o material impregnante utilizado para obter a coloração azul e posterior uso na segmentação da imagem por cores só conseguirá impregnar os poros quando estes estiverem conectados. Isto significa que a tendência é que a porosidade total obtida pelo método da petrografia por microscopia ótica seja menor do que aquela obtida por outros métodos como a μCT que podem calcular a porosidade incluindo os poros fechados.

Para o método visual, pode-se notar que para todas as amostras o valor obtido de porosidade foi menor do que o valor obtido de porosidade para o método

automático. Isto pode ser explicado porque há uma dependência direta entre o método visual e o operador que o realiza. Se houver uma tendência do operador em subestimar as regiões de vazio, os valores serão, provavelmente, menores do que aqueles obtidos pelo método automático que não leva em consideração o operador. Da mesma forma que, se houver uma tendência do operador há superestimar as regiões de vazio, os valores serão, provavelmente, maiores do que aqueles obtidos pelo método automático. Ou seja, a comparação entre o método automático e o visual depende basicamente da tendência do operador na visualização das imagens ao segmentá-las. É esperado que esta tendência continue para a análise de todas as amostras e não apenas para uma delas, o que é verificado pelos dados.

O método automático por sua vez dispensa um envolvimento direto do operador, levando em conta apenas os poros que ficam após saturação da imagem. Apesar de haver alguma perda utilizando a saturação, em contrapartida há um destaque maior para poros dentro da resolução obtida pelo equipamento, retirando ruídos e regiões que poderiam ser “poros falsos”. Isto acaba compensando a perda de algumas regiões de “poros verdadeiros”.

Em relação às técnicas, o método visual e o automático se enquadram dentro da μCT . As técnicas de μCT tem a vantagem de serem rápidas e não destrutivas, permitindo análises futuras da mesma amostra em diferentes energias e resoluções à medida que haja acesso a novos e melhores equipamentos e também a outras técnicas. A técnica de petrografia por microscopia ótica, entretanto, é uma técnica destrutiva, ou seja, há perda definitiva da amostra para eventuais análises e apresenta uma demora maior tanto da obtenção das lâminas como para obtenção dos dados de porosidade, pois o método padrão para obter a porosidade é feito utilizando o microscópio, fazendo uma contagem dentro da região impregnada pelo corante. Isto, dependendo do número de lâminas e imagens, pode-se tornar uma tarefa cansativa e inviável. É interessante lembrar que neste trabalho o cálculo da porosidade encontrada

nas lâminas foi feito através de um programa. Apesar de algumas perdas ocorrerem na segmentação, visto que a imagem não é perfeitamente dividida nos tons de cores essenciais, devido à diferença de contraste e nitidez, o uso de um programa apresenta uma forma de, caso a técnica seja mais essencial ou única opção de uso, diminuir o tempo necessário para obter os valores dos parâmetros estudados. Outra vantagem da μCT é que a análise da porosidade é feita tridimensionalmente, ou seja, o cálculo da porosidade leva em conta toda a distribuição de poros dentro da amostra, e permite quantificar a porosidade tanto para poros fechados como para poros abertos e conectados, enquanto que na petrografia por microscopia ótica a contagem será feita apenas para as regiões onde o líquido impregnante se infiltrou, visto que mesmo onde os poros são abertos, eles podem ser pequenos o suficiente para impedir a passagem do líquido. Neste caso a μCT apresenta dados relativos a toda amostra enquanto que a petrografia por microscopia ótica apresenta dados relativos a apenas uma parte da amostra e, se o número de lâminas for pequeno, isto pode não representar satisfatoriamente a porosidade da amostra.

Algumas sugestões para trabalhos futuros na área incluem:

- a obtenção de padrões para confiança não entre os métodos, mas de cada método utilizado;
- a utilização de amostras homogêneas para validar a comparação entre os métodos;
- número maior de amostras para melhorar a estatística de análise;
- obtenção de lâminas delgadas das mesmas amostras utilizadas na μCT ;
- outros métodos, destrutivos ou não, para obtenção da porosidade;

Referências bibliográficas

- [1] RÖNTGEN, W., Eine Neue Art von Strahlen (On a new kind of Rays), In: Physikalisch-medicinischen Gesellschaft of Würzburg, 1895
- [2] RADON, J., Über die Bestimmung von Funktionen durch ihre Integralwerte längs gewisser Mannigfaltigkeiten, In: Berichte über die Verhandlungen der Sächsische Akademie der Wissenschaften (Reports on the proceedings of the Saxony Academy of Science); v.69, pp.262-277, 1917; Translation: Radon, J.; Parks, P.C. (translator), "On the determination of functions from their integral values along certain manifolds", IEEE Transactions on Medical Imaging, v.5, n.4 (Dez), pp.170-176, 1986
- [3] HOUNSFIELD, G.N., "Computerized transverse axial scanning (tomography). Part I. Description of system", British Journal of Radiology, v.46, n.552 (Dez), pp. 1016-1022, 1973
- [4] AMBROSE, J., "Computerized transverse axial scanning (tomography). Part II. Clinical Application", British Journal of Radiology, v.46, n.552 (Dez), pp. 1023-1047, 1973
- [5] CORMACK, A.M., "Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications", Journal of Applied Physics, v.34, n.9 (Set), pp.2722-2727, 1963
- [6] CORMACK, A.M., "Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. II", Journal of Applied Physics, v.35, n.10 (Out), pp.2908-2913, 1964
- [7] BUZUG, M.T., Computed Tomography From photon statistics to modern cone-beam CT, 1 ed. Berlin Heidelberg, Springer-Verlag

- [8] FELDKAMP, L.A., DAVIS, L.C., KRESS, J.W., "Practical cone beam algorithm", J. Opt. Soc. Am. A, v. 1, n. 6 (Jun), pp.612-619, 1984
- [9] CARVALHO, G, PESSOA, J.R.C., LIMA, I., ASSIS, J.T., "Caracterização do concreto utilizando microtomografia por raios X e scanner comercial", Anais do CNMAC, v.3, pp.694-700, 2010
- [10] Cnudde, V., Cwirzen, A., Masschaele, B., Jacobs, P.J.S., "Porosity and microstructure characterization of building stones and concretes", Engineering Geology, v.103, pp.76-83, 2008
- [11] ERSOY, O., SEN, E., AYDAR, E., TATAR, I., ÇELIK, H.H., "Surface area and volume measurements of volcanic ash particles using micro-computed tomography (micro-CT): A comparison with scanning electron microscope (SEM) stereoscopic imaging and geometric considerations", Journal of Volcanology and Geothermal Research, v.196, pp. 281-286, 2010
- [12] LI, H., ZHANG, H., TANG, Z., HU, GUANGSHU, "Micro-computed tomography for small animal imaging: Technological details", Progress in Natural Science, v.18, pp.513-521, 2008
- [13] KLINCK, R.J., CAMPBELL, G.M., BOYD, S.K., "Radiation effects on bone architecture in mice and rats resulting from *in vivo* micro-computed tomography scanning", Medical Engineering & Physics, v.30, pp.888-895, 2008
- [14] NEVES, A.A., COUTINHO, E., CARDOSO, M.V., JAECQUES, S.V., MEERBEEK, B. V., "Micro-CT based quantitative evaluation of caries excavation", Dental Materials, v.26, pp.579-588, 2010
- [15] OLIVEIRA, L.F., 2002, Tomografia computadorizada tridimensional por transmissão de raios-x na análise e caracterização de objetos volumétricos, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

- [16] LIMA, I., 2006, Caracterização de estruturas internas ósseas através das técnicas de microtomografia computadorizada tridimensional e fluorescência de raios x, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
- [17] SALES, E., 2010, Estudo da qualidade óssea através das técnicas de microtomografia e microfluorescência de raios x, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil
- [18] KETCHAM, R.A., CARLSON, W.D., “Acquisition, optimization and interpretation of X-ray computed tomographic imagery: applications to the geosciences”, Computers and Geosciences, v.27, pp.381-400, 2001
- [19] ZABLER, S., RACK, A., MANKE, I., THERMANN, K., TIEDEMANN, J., HARTHILL, N., RIESEMEIER, H., “High-resolution tomography of cracks, voids and micro-structure in greywacke and limestone”, Journal of Structural Geology, v.30, pp. 876-887, 2008
- [20] REMEYSEN, K., SWENNEN, R., “Application of microfocus computed tomography in carbonate reservoir characterization: Possibilities and limitations”, Marine and Petroleum Geology, v.25, pp. 486-499, 2008
- [21] Disponível em: <http://en.wikipedia.org/wiki/File:Roentgen2.jpg> Acesso em: janeiro de 2012
- [22] Disponível em: <http://onlinephys.com/CrookesTube.jpg> Acesso em: janeiro de 2012
- [23] Disponível em: <http://www.crtsite.com/image/bertha-hand.gif> Acesso em: janeiro de 2012
- [24] ANJOS, M. J., 2000, Análise de Solos Agrícolas por Fluorescência de Raios-X por Dispersão de Energia, Tese de D.Sc., COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

[25] Disponível em: <http://static.hsw.com.br/gif/atom-quantum.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[26] ALVES, H.D.L., 2009, Caracterização de ligas metálicas usando técnicas de espectrometria de raios X, Trabalho de conclusão do curso de graduação em Física, UERJ, Rio de Janeiro, RJ, Brasil

[27] Disponível em: <http://files.efeitofotoeletricoecompton.webnode.com.br/200000016-20cec21451/EF%204.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[28] Disponível em: <http://files.efeitofotoeletricoecompton.webnode.com.br/200000031-c6a20c79be/Imagem2.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[29] Disponível em:

http://www.oocities.org/tomografiademadeira/imagens/producao_de_par.jpg Acesso em: janeiro de 2012

[30] KNOLL, F. G., Radiation Detection and Measurement, 4 ed., John Wiley and Sons, 2010

[31] Disponível em:

http://home.aubg.bg/faculty/AGanchev/other/1902%20pics/Johann_Radon.png Acesso em: janeiro de 2012

[32] Disponível em:

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/5d/Radon_transform.png Acesso em: janeiro de 2012

[33] Disponível em:

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/0/00/Sinogram_Source_-_Two_Squares_Phantom.png Acesso em: janeiro de 2012

[34] Disponível em:

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/2/20/Sinogram_Result_-_Two_Squares_Phantom.png Acesso em: janeiro de 2012

[35] Disponível em:

<http://media-1.web.britannica.com/eb-media/18/68918-004-6A572154.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[36] Disponível em:

<http://www.mc.vanderbilt.edu/documents/radiologyfaculty/images/Hounsfield,%20Godfrey%2002.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[37] Disponível em:

<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/39/RIMG0277.JPG> Acesso em: janeiro de 2012

[38] BECKMANN, E.C., "CT scanning the early days", The British Journal of Radiology, v.79, pp. 5-8, 2006

[39] Disponível em: <http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/a/ae/Emi1010.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[40] Disponível em: http://topnews.us/images/imagecache/main_image/Spiral-CT.jpg Acesso em: janeiro de 2012

[41] Disponível em: <http://www.ndt.net/article/wcndt00/papers/idn730/fig2.gif> Acesso em: janeiro de 2012

[42] NATTERER, F., The mathematics of computerized tomography, 1 ed., Society for Industrial and Applied Mathematics, 2001

[43] Disponível em: <http://www.impactscan.org/slides/eanm2002/img014.GIF> Acesso em: janeiro de 2012

[44] Disponível em: <http://www.proteincrystallography.org/pictures/4/ccd-principles.JPG> Acesso em: janeiro de 2012

[45] Disponível em: http://www.iiscdigitalmedia.ac.uk/images/ccd_fill_factor_big.gif Acesso em: janeiro de 2012

[46] MCANDREW, A., "An introduction to Digital Image Processing with Matlab", Notes for SCM2511 Image Processing 1, School of Computer Sciences and Mathematics, Victoria University of Technology, 2004

[47] Disponível em:

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/5/50/Computed_tomography_of_human_brain_-_large.png Acesso em: janeiro de 2012

[48] Disponível em:

<http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/3d/Bonereconstruction.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[49] ATHY, L.F., "Density, porosity and compactation of sedimentary rocks", Bull. Amer. Assoc. Petrol. Geol., v.14, pp.1-24, 1930

[50] Disponível

em: http://www.netxplica.com/figuras_netxplica/exanac/geologia/porosidade.permeabilidade.2.areal.editores.png Acesso em: janeiro de 2012

[51] Disponível em: http://www.fgel.uerj.br/prh17/candidamjesus_prh17_capitulo_5_3.pdf Acesso em: janeiro de 2012

[52] Disponível em: <http://www.dct.uminho.pt/rpmic/images/amostras.jpg> Acesso em: janeiro de 2012

[53] SHERLEY, D., Optical Mineralogy, 2ed., University of Canterbury, New Zealand

[54] Disponível em:

http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/e/e9/Thin_sections.JPG Acesso em:

janeiro de 2012

[55] Skyscan, 2011. "Instruction manual", disponível em: www.skyscan.be, acesso em: janeiro de 2012

[56] Skyscan, 2011. "NRecon User Guide", disponível em: www.skyscan.be, acesso em: janeiro de 2012

[57] Skyscan, 2011. "CT-Analyser: The User's Guide", disponível em: www.skyscan.be, acesso em: janeiro de 2012

[58] Disponível em:

http://www.cprm.gov.br/gis/figs/TECTONICO/BACIAS_FANEOZOICAS.JPG Acesso

em: janeiro de 2012

[59] MILANI, E.J., MELO, J.H.G., SOUZA, P.A., FERNANDES, L.A., FRANÇA, A.B., Boletim de Geociências Petrobras, Petrobras, v.15, n.2, pp. 265-287, 2007

[60] NETO, O.P.A.C., LIMA, W.S., CRUZ, F.E.G., Boletim de Geociências Petrobras, Petrobras, v.15, n.2, pp. 405-415, 2007

[61] SILVA, O.B., CAIXETA, J.M., MILHOMEM, P.S., KOSIN, M.D., Boletim de Geociências Petrobras, Petrobras, v.15, n.2, pp. 423-431, 2007

[62] NETO, O.C.P., SOARES, U.M., SILVA, J.G.F., ROESNER, E.H., FLORENCIO, C.P., SOUZA, C.A.V., Boletim de Geociências Petrobras, Petrobras, v.15, n.2, pp. 3573-369, 2007