

## II-468 - ANÁLISE DA VIABILIDADE DE UTILIZAÇÃO DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA NO ESTUDO DE CONTRAÇÃO DE LODOS DE ESGOTO

**Sara Rachel Orsi Moretto** <sup>(1)</sup>

Bacharel em Física pela PUC-SP. Mestre em Eletrônica e Telecomunicações/Materiais pelo Instituto Nacional de Pesquisas Espaciais. Professora Adjunta da Universidade Tecnológica Federal do Paraná– UTFPR.

**Walmor Cardoso Godoi**

Licenciado em Física pela UFPR. Mestre e doutor em Engenharia de Materiais pelo Programa de pós-graduação em Engenharia da UFPR. Professor adjunto na Universidade Tecnológica Federal, do Paraná - UTFPR.

**Endereço** <sup>(1)</sup>: UTFPR. Av. Sete de Setembro 3165 – Centro - Curitiba – PR – CEP: 80230-901 – Brasil – Tel: 55 (41) 3310-4667- e-mail: rachel@utfpr.edu.br

### RESUMO

Este trabalho tem por objetivo analisar a viabilidade de utilização da tomografia computadorizada (TC) no estudo de contração de lodos de esgotos sanitários, gerados por reatores UASB, decorrente da secagem natural dos mesmos, em pátios de cura e secagem. O trabalho faz uma breve revisão sobre os tipos de tomógrafos e metodologias usadas, a partir de referenciais bibliográficos publicados na área de ciência dos solos ou outras áreas pertinentes, para a determinação da densidade destes lodos. Como justificativas ao trabalho proposto, pode-se citar a necessidade de se investigar metodologias, supostamente mais precisas que as adotadas em trabalhos anteriores, para as medidas de volume e densidade de amostras de lodo, realizadas durante a secagem das mesmas, no sentido de avaliar a eficácia das metodologias até então utilizadas. Apresentam-se testes experimentais para aquisição de uma amostra de lodo seca, mostrando-se imagens tomográficas 2D e 3D.

**PALAVRAS-CHAVE:** Contração de Lodos, Densidade de Lodos, Tomografia Computadorizada.

### INTRODUÇÃO

A quantificação do volume de lodo em uma estação de tratamento de esgoto (ETE) é importante em diversas etapas do tratamento do mesmo, como por exemplo, no descarte, após desaguamento, e na disposição final. Lodos que sofreram desaguamento podem permanecer por alguns meses em pátios de cura e secagem para a redução de patógenos em níveis aceitáveis, quando estes lodos são destinados à agricultura e/ou para a redução complementar de volume e massa, pela secagem natural (MIKI et al., 2002). Os custos de manuseio e transporte, para a destinação final, são normalmente calculados com base no volume da massa úmida. No entanto, muitas vezes se faz o cálculo com base na massa seca do lodo, para efeito comparativo entre as alternativas existentes (FERNANDES *et al.*, 2001), no sentido de se estimar a massa de água indesejável que estaria sendo transportada. Assim, a fim de melhor gerir os espaços físicos tão disputados de uma ETE e de diminuir os custos de transporte para a destinação final do lodo, é importante que se conheça o menor volume atingido por massa úmida e o teor de sólidos totais ou umidade gravimétrica correspondente, conforme esta massa perde umidade por secagem natural. Por outro lado, conhecendo-se a densidade do lodo para um determinado teor de sólidos ou umidade, pode-se conhecer a massa úmida ou seca de lodo que ocupa um determinado volume. Entretanto, nas ETEs no Brasil, estas medidas, quando realizadas, são elaboradas de uma maneira bastante informal.

Trabalhos publicados recentemente (MORETTO *et al.*, 2012; MORETTO *et al.*, 2013) levantaram as curvas da variação relativa do volume e da densidade de lodos, em função do teor de sólidos totais ou da umidade gravimétrica destes lodos, que são gerados na ETE CIC Xisto, Curitiba – PR. Para tal procedimento, utilizaram-se amostras extraídas logo após a centrifugação. Essas amostras, coletadas com anéis metálicos, cujas massas e volumes eram conhecidos, foram dispostas em local coberto e arejado, numa condição similar à que ocorre na secagem de lodos, na referida ETE. Medidas da massa e volume destas amostras foram realizadas durante 10 dias. Para a medida do volume destas amostras, utilizou-se um paquímetro digital para

medir as dimensões das mesmas (diâmetro e altura) e fez-se também a medida de volume pela imersão das amostras impermeabilizadas por parafina, em recipiente com álcool etílico. As medidas de densidade das amostras foram baseadas nas metodologias para solos para obtenção da densidade aparente pelo Método do Anel Volumétrico (EMBRAPA, 1997a) e pelo Método do Torrão (EMBRAPA, 1997a), ambas com algumas adaptações, uma vez que se mediu a densidade do lodo úmido nos dois casos. Determinou-se também o limite de contração ( $U_{lc}$ ) destas amostras pelo Método do Mercúrio Metálico (EMBRAPA, 1997a), com algumas adaptações. O limite de contração corresponde à umidade gravimétrica na qual o solo passa do estado semissólido para o estado sólido, e o volume do sólido permanece constante com a secagem progressiva (LAL; SHUKLA, 2004).

Os resultados experimentais dos trabalhos, acima citados, mostram que há dúvidas sobre a melhor metodologia a ser adotada para medir os volumes das amostras, enquanto estas secam, ou seja, embora a metodologia em que se utiliza a parafina não contabilize os volumes dos vãos devido às trincas ou rachaduras, decorrentes do processo de secagem, sabe-se que esta medida tende a ser subestimada, pois, conforme as amostras vão secando, o espaço poroso do lodo vai aumentando, assim como o poder de penetração da parafina. Há diversos relatos de pesquisas em física dos solos que confirmam comportamento similar para o solo, quando a medida do volume é realizada utilizando-se parafina (BLAKE, HARTGE, 1994; PIRES et al. 2005c). Por outro lado, seria praticamente impossível não contabilizar os volumes dos vãos e rachaduras, quando se faz a medida de volume utilizando o paquímetro.

A Tomografia Computadorizada (TC), usada para ensaios não invasivos e não destrutivos com vistas à obtenção de características do interior de um objeto, utiliza equipamento destinado a obter um grupo de imagens radiográficas digitais (projeções) de diferentes ângulos ao redor do objeto. Essas imagens são utilizadas como informação para reconstruir uma seção transversal e o volume do objeto a ser analisado, por meio de processamento computacional (GODOI, 2008).

No Brasil, as aplicações mais importantes de TC em física dos solos envolvem estudos da distribuição da densidade aparente e umidade, mudanças na porosidade, mudanças naturais e artificiais na estrutura do solo, movimento de água no solo, qualidade da amostra de solo, e efeito de diferentes práticas de manejo na estrutura do solo (PIRES et al., 2010).

Este trabalho tem por objetivo analisar a viabilidade de utilização da tomografia computadorizada no estudo de contração de lodos de esgotos sanitários, gerados por reatores UASB, decorrente da secagem natural dos mesmos, em pátios de cura e secagem. Os objetivos específicos centram-se em estudar os tipos de tomógrafos, os algoritmos de reconstrução, as medições e metodologias usadas, os tamanhos e formas das amostras de lodo que melhor viabilizam medidas do volume e densidade destas, a partir de referenciais bibliográficos publicados na área de física dos solos, ou outras áreas pertinentes, e a partir de testes experimentais.

Como justificativas ao trabalho proposto, pode-se citar a necessidade de se investigar metodologias, supostamente mais precisas que as adotadas nos trabalhos realizados na referida ETE, para as medidas de volume e densidade de amostras de lodo, realizadas durante a secagem das mesmas, no sentido de avaliar a eficácia das metodologias até então utilizadas, ou até mesmo substituí-las futuramente.

## REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Fundamentalmente, a TC trata da reconstrução de uma imagem a partir de projeções, e teve suas raízes em 1917, quando o matemático australiano Radon provou ser possível reconstruir uma imagem de um objeto bi ou tridimensional, utilizando um número infinito de projeções do objeto, realizadas em diferentes direções. De uma forma simplificada, pode-se entender este processo da seguinte maneira: a radiação passa em diversas direções através de cada seção transversal do objeto e é projetada sobre um detector, que envia os sinais a um computador, que irá converter as intensidades da radiação recebida em sinais digitais. O computador produz imagens precisas e claras das estruturas internas do objeto.

A reconstrução de imagens através de projeções passou a ter aplicação prática na medicina, na década de 1960. Em 1972, Hounsfield produziu o primeiro scanner clínico de TC do mundo, para mapear o cérebro humano. A partir daí, estudos resultaram em dois tipos de sistemas de TC, que envolvem a reconstrução de imagens por

projeção, ou seja: TC por emissão, em que a fonte de radiação fica interna ao paciente (medicina nuclear), e TC por transmissão, no qual a fonte de radiação está fora do paciente (mapeamento por raios X, raios  $\gamma$ , prótons). A reconstrução de imagens por projeção também é utilizada na ultrassonografia e na ressonância magnética por imagens (SEERAN, 2001).

O uso da TC tem ocorrido para diversos outros fins, além da medicina, como na caracterização de materiais industriais para avaliação não destrutiva de defeitos, na exploração de petróleo, carvão e gás, na avaliação da qualidade da carne animal, frutas e vegetais, na inspeção de bagagens em aeroportos, na verificação de imperfeições internas de toras de madeira, na verificação de raízes de árvores, nós, ocos e outros defeitos, assim como na distribuição de água dentro dos troncos, utilizando neste último caso, tomógrafo portátil. Ela também tem sido usada na paleoantropologia, paleornitologia, etc. (DOE, 2015; MUNSHI, 2007, SEERAM, 2001).

No Brasil, a utilização da TC para outros fins, que não a medicina, tem ocorrido basicamente, em nível de pesquisas ou prestação de serviços de alguns centros de pesquisas como a Fundação CERTI e os Institutos Lactec, com as seguintes finalidades: inspeção de defeitos em amostras de concretos (MENDES, 2010), amostras de madeira (QUOIRIN, 2004), componentes elétricos (PIEKARZ, 2006; RIBEIRO JR., 2008; GODOI, 2012).

A tecnologia da TC inclui três processos: aquisição de dados, processamento de dados, e exibição, armazenamento e documentação da imagem.

### 1) A Aquisição de Dados

A aquisição de dados refere-se ao método pelo qual o paciente (medicina) ou componente (indústria) é escaneado, a fim de se obter dados suficientes para a reconstrução de imagens. O escaneamento é definido pela geometria do feixe, que se refere ao tamanho, forma, movimento e caminho do feixe, e que tem um papel central na resolução espacial e produção de artefatos. A forma do feixe é obtida pela utilização de filtros especiais na saída do tubo. Este feixe passa por colimadores (colimadores anteriores ao objeto de interesse), de forma a atingir apenas a camada de interesse. O feixe transmitido pelo objeto é colimado novamente, antes de atingir o detector que converte o número de fótons incidentes em sinal elétrico (sinal analógico). Este sinal é convertido em sinal digital, através de um conversor ADC (*analog to digital converter*), e enviado a um computador para a reconstrução da imagem (SEERAN, 2001).

Existem três tipos de geometrias para a aquisição de dados que são: geometria por feixe paralelo, geometria por feixe tipo leque e geometria cônica. O feixe de raios X que emana do tubo é constituído por diversos raios. Em TC, um raio é parte de um feixe transmitido pelo paciente, que incide em um único detector. O conjunto destes raios, numa mesma orientação, é denominado projeção ou vista. O escaneamento de uma determinada camada é composto por um grande número de penetrações, ou medidas de transmissão, que correspondem ao produto entre o número de vistas pelo número de raios em cada vista.

#### *Tipos de Scanners*

Os tomógrafos de primeira geração foram baseados na geometria de feixe paralelo (Figura 1.a). A aquisição de dados é baseada na translação e rotação da fonte de raios X e detector, perfeitamente alinhados, no qual um único feixe de raios X colimado e um detector, primeiramente transladam através do paciente, para coletar dados de transmissão. Depois de uma translação, o tubo e o detector rodam 1° e transladam novamente para coletar dados de diferentes direções. Isto se repete por 180° em torno do paciente. O primeiro scanner para mapear o cérebro humano e outros scanners, utilizados no princípio, foram baseados neste conceito. O tempo para escanear cada seção de 13 mm levava em média 4,5 minutos, o que permitia fazer imagens apenas de partes estáticas do corpo. Imagens do tórax eram inviáveis, devido aos batimentos cardíacos e à respiração do paciente (ARAUJO, 2008).

Os tomógrafos de segunda geração utilizaram o princípio de translação e rotação da fonte e detector (Figura 1.b), como os de primeira geração, só que com algumas diferenças fundamentais, como o conjunto de detectores (cerca de 30 detectores) dispostos linearmente e acoplados ao tubo de raios X, cuja geometria do feixe é tipo um pequeno leque (10°). O feixe e o conjunto de detectores transladam sobre o paciente para coletar dados de transmissão. Depois de uma translação, o tubo e o conjunto de detectores rodam de um

incremento maior e transladam novamente, repetindo o processo ate alcançar 180°. O número de rotações e translações caiu de 180 para 18 e o tempo de escaneamento de uma seção passou para 10 a 20 s, mas ainda não permitia fazer imagens do coração (ARAUJO, 2008).

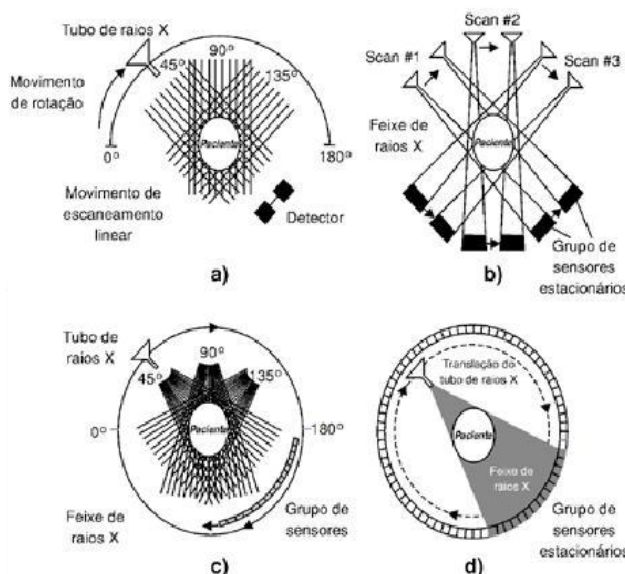
Nos tomógrafos de terceira geração, o tubo de raios X, cujo feixe é tipo um leque maior, está acoplado a um conjunto de detectores disposto sobre um arco, onde a fonte encontra-se no vértice deste arco, que subentende 30° a 40°, ou mais, de forma que o feixe venha atingir todo paciente (Figura 1.c). O caminho traçado pelos raios X e detectores descreve um círculo, ao invés de semicírculos característicos dos scanners de primeira e segunda geração. O número de detectores era de 300 a 1200. O tempo de cada varredura em alguns modelos comerciais mais recentes passou a ser de apenas meio segundo (ARAUJO, 2008).

Nos tomógrafos de quarta geração o tubo de raios X é posicionado dentro de um arranjo circular de detectores, que permanece estacionário (Figura 1.d). A geometria do feixe descreve um grande leque. Conforme o tubo se move ponto a ponto dentro do tubo, numa trajetória circular, raios individuais atingem determinados detectores. O tempo de escaneamento é muito pequeno (alguns segundos), dependendo de scanner para scanner e do protocolo de aquisição.

Os tomógrafos de quinta geração, também denominados scanners de feixe de elétrons, foram desenvolvido especialmente para tomografias cardíacas. Eles não utilizam tubo de raios X convencional, mas sim um feixe de elétrons de forma cônica, de alta energia, que incide num arco de tungstênio, que envolve o paciente, gerando raios X. O feixe de raios X atravessa o paciente e a radiação transmitida é medida por um anel detector. Não existem partes móveis neste tipo de scanner. O tempo de escaneamento chega a 50 ms e este equipamento pode filmar o coração batendo.

Os scanners de terceira e quarta geração resolveram as limitações de inércia mecânica, eliminando o movimento de translação usado nos scanners de primeira e segunda geração. Entretanto, o equipamento tinha que parar depois de cada camada ser adquirida, porque os detectores (terceira geração) e o tubo de raios X (quarta geração) tinham que ser conectados por cabos, no sistema eletrônico do scanner. No início de 1990 a tecnologia de anéis deslizantes foi incorporada aos scanners de terceira e quarta geração. Anel deslizante é um contato circular com escovas deslizantes, que permite a rotação continua do equipamento, sem estar acorrentado por cabos, tornando possível utilizar velocidades de rotação maiores e, conseqüentemente, menores tempos de escaneamento. Desta forma, surgem os scanners helicoidais, onde o tubo de raios X gira em torno do paciente, num determinado plano, enquanto a mesa e o paciente transladam perpendicularmente a este plano. O efeito destes dois movimentos é equivalente a um movimento helicoidal do tubo de raios X em torno do paciente. Scanners helicoidais, também considerados por alguns autores como tomógrafos de sexta geração, podem utilizar geometrias de terceira ou quarta gerações com anéis deslizantes. O tempo total de escaneamento pode ser muito pequeno, ou seja, até 30s para todo abdome (BUSHBERG et al.,2002).

Quando arranjos de múltiplos detectores são utilizados, a abertura do colimador é maior do que normalmente se utiliza em arranjos convencionais de detectores e, conseqüentemente, uma parcela maior dos raios X produzido é utilizada para produzir imagens. O aumento na abertura do colimador, no arranjo convencional de detectores, aumenta a espessura da camada, o que melhorara a utilização do feixe de raios X, porém reduz a resolução espacial nas dimensões da camada. Com a introdução de arranjos de múltiplos detectores, a espessura da camada é determinada pelo tamanho dos detectores e não pelo colimador, responsável pela espessura total do feixe. Arranjos de múltiplos detectores podem ser utilizados em scanners helicoidais ou não (BUSHBERG et al.,2002).



**Figura 1. Esquemas para a (a) primeira geração, (b) segunda geração, (c) terceira geração e (d) quarta geração de tomógrafo (SABER ELETRÔNICA, 2015).**

#### *Deteção da Radiação*

Os detectores mais utilizados em TC são os detectores de estado sólido e detectores de gás xenônio. Os detectores de xenônio usam o gás não radioativo em alta pressão (25 atm), em células longas e estreitas, entre duas placas de metal. A configuração básica consiste de uma série de detectores dispostos lado a lado. As placas que separam os detectores individuais podem ser muito finas, reduzindo o espaço morto entre detectores e aumentando, consequentemente, a eficiência do detector. Conforme os raios X ionizam os átomos de xenônio, os íons são coletados como corrente elétrica nos eletrodos. Esta corrente elétrica é proporcional ao número de fótons coletados. Embora este tipo de detector tenha diversas vantagens, ele possui eficiência de detecção menor que os detectores de estado sólido (BUSHBERG et al., 2002).

O detector de estado sólido utilizados em TC é composto de um cintilador acoplado a um fotodetector. O cintilador emite luz visível quando é atingido pelos raios X. Sua forma é geralmente plana. A luz emitida pelo cintilador alcança o fotodetector, tipicamente um fotodiodo, que é um dispositivo eletrônico que converte intensidade luminosa em sinal elétrico proporcional à intensidade luminosa. O tamanho do detector usado em equipamentos médicos é medido em milímetros (tipicamente 1,0 x 1,5 mm ou 1,0 x 1,5 mm, para escâneres que utilizam arranjos de múltiplos detectores), e na ordem de micrômetros para equipamento industriais. O cintilador utilizado para equipamentos médicos pode ser de  $\text{CdWO}_4$ , cerâmicas de ítrio e gadolínio e outros, e silício amorfo ou germânio hiperpuro para utilização nos equipamentos industriais. Arranjos de múltiplos detectores correspondem a uma disposição de detectores em forma de módulos, com o intuito de escanear diversas camadas ao mesmo tempo. No arranjo tradicional, os detectores dos equipamentos médicos ~~são~~ possuem 15 mm e o colimador ajustável determina a espessura da camada, tipicamente entre 1 e 13 mm. No caso do arranjo de múltiplos detectores, a largura da fatia é determinada pelos detectores, ou seja, a largura da camada ocorre pelo agrupamento de uma ou mais unidades de detecção (detectores), embora o colimador limite a largura total do feixe (BUSHBERG et al., 2002).

A eficiência de detecção refere-se à habilidade de capturar, absorver e converter os fótons dos raios X em sinal elétrico. Um detector deve exibir diversas características essenciais para a produção de imagens na TC como: eficiência, tempo de resposta, alta reprodutibilidade, estabilidade e faixa dinâmica (SEERAN, 2001).

Durante o escaneamento, os detectores em tomógrafos médicos medem a radiação transmitida pelo paciente através de diversas direções. Determinam-se valores de transmissão relativa de radiação (TR), ou medidas de atenuação dinâmica, para cada direção, como:

$$TR = \log \frac{I_0}{I} \quad (1)$$



onde  $I_0$  é a intensidade dos raios X na fonte e  $I$  é a intensidade dos raios X no detector. Os valores de TR são enviados ao computador e armazenados como dados brutos e um grande número de medidas são necessárias para a reconstrução da imagem.

#### A Atenuação da Radiação

A atenuação é a redução da intensidade de um feixe de radiação quando ele atravessa um objeto, ou seja, alguns fótons são absorvidos, mas outros são espalhados. Se o feixe é monocromático, ou seja, todos os fótons tem a mesma energia, se o material é homogêneo e, supondo não haver radiação espalhada sobre o feixe principal transmitido, a equação de Beer- Lambert é satisfeita, ou seja:

$$I = I_0 e^{-\mu d} \quad (2)$$

onde  $d$  é a espessura do objeto (em cm) e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear ( $\text{cm}^{-1}$ ), que depende da massa específica e do número atômico do material, e da energia do feixe.

A equação (2) pode ser resolvida para  $\mu$ , fornecendo o seguinte valor:

$$\mu = \frac{1}{d} \ln \frac{I_0}{I} \quad (3)$$

Conhecendo-se os valores de  $I_0$  e  $I$ , medidos pelo detector, e conhecendo-se  $d$ , determina-se  $\mu$ .

Durante a atenuação de um feixe policromático, ou seja, um feixe em que os fótons não tem a mesma energia, observa-se que quando este feixe atravessa espessuras iguais do material, a atenuação ( $\frac{I_0}{I}$ ) não segue uma relação exponencial, como a equação (2), sendo maior nos primeiros centímetros. A energia média do feixe aumenta após a transmissão, pois os fótons menos energéticos são absorvidos.

A atenuação da radiação é resultado de sua absorção e espalhamento sobre o material. Para faixas de energia comumente utilizadas no equipamento gerador de raios X (50 até 140 keV para área médica e até 225 keV para área industrial). Os raios X podem ser atenuados, basicamente, devido ao efeito fotoelétrico (absorção) e ao efeito Compton (espalhamento). Desta forma, o coeficiente de atenuação linear  $\mu$  se torna uma composição entre o coeficiente de atenuação linear que resulta da absorção fotoelétrica  $\mu_p$  e o coeficiente de atenuação linear que resulta do efeito Compton  $\mu_c$ , conforme equação abaixo.

$$\mu = \mu_p + \mu_c \quad (4)$$

O efeito fotoelétrico ocorre principalmente em tecidos ou substâncias com alto número atômico e para baixas energias da radiação. Entretanto, o efeito Compton, em geral, depende da densidade de elétrons e praticamente não depende do número atômico e da energia do feixe (BUZUG, 2008).

As expressões anteriores supõem que a radiação atravessa tecidos ou materiais homogêneos. Entretanto, os tecidos não são homogêneos e a maioria dos materiais também não é, uma vez que são constituídos por diferentes substâncias. Assim, pode-se supor a fatia dividida em um número de pequenas regiões, onde cada uma delas é considerada homogênea e, consequentemente, caracterizada por um coeficiente de atenuação linear. A Figura 2 mostra um feixe incidente na fatia, numa determinada direção, sendo atenuado por um conjunto destas regiões, cada uma delas caracterizada por um determinado coeficiente de atenuação linear.



**Figura 2: Atenuação de um feixe de raios X que se propaga ao longo de pequenas regiões, cada uma delas caracterizada por um determinado  $\mu$ . Fonte: (BUZUG, 2008).**

Quando a porção analisada não é homogênea, mas o feixe é monocromático, a intensidade transmitida será:

$$I = I_0 e^{-\int_0^d \mu(x,y) ds} \quad (5)$$

e

$$\ln \frac{I_0}{I} = \int_0^d \mu(x,y) ds \quad (6)$$

onde  $s$  é a direção seguida pelo feixe no plano  $(x,y)$ ,  $ds$  é um comprimento elementar nesta direção e  $d$  é a distância percorrida pelo feixe ao atravessar estes elementos.

Um segundo ponto a ser mencionado, e não considerado nas equações (5) e (6), é a dependência do coeficiente de atenuação com relação à energia do feixe, que levaria à seguinte correção na equação (5) (BUZUG, 2008):

$$I = \int_0^{E_{max}} I_0(E) e^{-\int_0^L \mu_E(x,y) dx} dE \quad (7)$$

A utilização da equação (5) em detrimento da equação (7) leva ao artefato do endurecimento do feixe, entretanto, na prática apenas a equação (5) ou (6) são utilizadas (BUZUG, 2008). O objetivo da TC é calcular  $\mu$ , que indica a quantidade de atenuação ocorrida, para cada uma destas pequenas regiões, pertencentes à fatia analisada.

## 2) O Processamento de Dados

Constitui essencialmente os princípios matemáticos envolvidos na TC, e é subdividido em três fases. *Pré-processamento*, onde os dados brutos submetem-se a algum tipo de pré-processamento, podendo sofrer alguma correção ou reformatação; *Reconstrução da imagem*, onde os dados escaneados, que representam medidas de atenuação, são convertidos em uma imagem digital, graças a procedimentos matemáticos, denominados técnicas ou algoritmos de reconstrução. Esta imagem digital é caracterizada por um número, denominado *número CT*, no caso de tomógrafos da área médica. *Armazenamento de imagens*, onde a imagem é armazenada no computador (SEERAN, 2001).

O primeiro passo na digitalização de uma imagem é a divisão desta em pequenas regiões de mesmo tamanho, no sentido de representar as pequenas regiões do objeto, descritas anteriormente, formando uma grade com linhas e colunas. Cada uma destas pequenas regiões é denominada pixel. As linhas e colunas formam uma matriz quadrada, que identifica um determinado pixel. Como a fatia a ser escaneada possui uma espessura, cada pixel da imagem corresponde a um cubo, denominado voxel, que representa um elemento de volume da fatia. Para cada direção do feixe incidente sobre a fatia, a radiação atravessa diversos voxels e um número é gerado para cada pixel na imagem visualizada. Este número está relacionado ao coeficiente de atenuação linear  $\mu$  do tecido que compõe a fatia, naquela posição. No caso da TC aplicada à área médica, este número, denominado número CT, está definido conforme equação (8),

$$\text{Número CT} = \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w} K \quad (8)$$

onde  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear da substância contida no voxel,  $\mu_w$  é o coeficiente de atenuação linear da água e K é o fator de contraste, ou fator de escala. Na escala Hounsfield (escala H), K = 1000. O número CT para a água será sempre zero, mas +1000 HU para o osso denso e -1000 HU para o ar, na escala H, cuja unidade é o HU (Hounsfield Unit) quando o feixe de raios X possui uma energia efetiva de 73 keV.

O computador calcula o número CT (para cada pixel), e estes são gravados como uma imagem numérica (imagem digital), que deve ser convertida numa imagem em escala de tons de cinza (imagem analógica), para melhor interpretação do radiologista. O maior valor na escala H (+1000 HU) corresponde ao branco e o menor valor (-1000 HU) corresponde ao preto. Os outros valores correspondem a diferentes tons de cinza. Os números CT são afetados pela energia do feixe, uma vez que  $\mu$  depende da energia dos fótons.

O valor do coeficiente de atenuação, calculado pela equação (6), corresponde a um valor médio, obtido entre o ponto de entrada e o ponto de saída da radiação. Para determinar esta grandeza, para cada uma das regiões indicadas na Figura 2, utiliza-se a reconstrução de imagens por projeção. O coeficiente de atenuação para estes pontos não pode ser obtido experimentalmente, uma vez que para tal procedimento, a amostra teria que ser destruída, fugindo ao objetivo principal da técnica, que é o de não ser invasiva.

As técnicas de reconstrução incluem algoritmos de retroprojeção, de métodos iterativos e de métodos analíticos. A retroprojeção é o procedimento mais simples. As técnicas iterativas começam com uma suposição e comparam esta suposição com valores medidos, fazem correções para deixar os dados em concordância, e então repetem o processo muitas vezes até que os valores assumidos e medidos sejam os mesmos, ou dentro de limites aceitáveis. Exemplos de técnicas iterativas incluem a técnica de reconstrução interativa simultânea (SIRT), técnica interativa dos mínimos quadrados e técnica de reconstrução algébrica (ART). Algoritmos de reconstrução analíticos foram desenvolvidos para superar as limitações dos citados anteriormente. Exemplos de algoritmos de reconstrução analíticos são o algoritmo de reconstrução de Fourier e o de retroprojeção filtrada ou retroprojeção por convolução (SEERAN, 2001; KAK, SLANEY; 1988 e HERMAN, 1980).

Na reconstrução de imagens tomográficas por retroprojeção simples é possível visualizar imagens resultantes, mas com pouca nitidez. Sendo assim, é necessário aplicar filtros no processo, e por isso, esta é definida como retroprojeção filtrada. Essa técnica visa melhorar a nitidez das imagens mediante a aplicação de filtros. (RIBEIRO JR, 2008).

### 3) Exibição, Armazenamento e Documentação da Imagem

A imagem digital do computador é convertida em sinal analógico por um conversor DAC (*digital to analog converter*). Estes sinais produzem feixes de elétrons que escaneiam a tela de um monitor de escala de cinzas, coberta com fósforo, sendo convertidos em imagem (escala cinza) para interpretação de um radiologista. Esta imagem é visualizada em um tubo de raios catódicos ou monitor de televisão (SEERAN, 2001).

A resolução do monitor visualizador é um parâmetro físico importante e esta relacionado ao tamanho do pixel, ou tamanho da matriz de visualização ( $N \times N$ ), que pode variar de  $64 \times 64$  a  $1024 \times 1024$ , mas monitores de maior desempenho podem utilizar matrizes de  $2048 \times 2048$ . Os scanners clínicos iniciais possuíam matrizes  $80 \times 80$ , com um total de 6400 pixels. O tamanho da matriz ( $N \times N$ ) depende da anatomia da região em estudo. Assim, o campo de visão (FOV – *field of view*) ou círculo de reconstrução, que corresponde à região circular onde as medidas de transmissão da radiação serão realizadas, deve ser determinado antes do procedimento. O tamanho do pixel pode ser calculado a partir do diâmetro ( $D$ ) do campo de visão e do tamanho da matriz, ou seja:

$$d = \frac{D}{N} \text{ (mm/pixel)} \quad (9)$$

O tamanho do pixel varia de 1 a 10 mm na maior parte dos scanners. O tamanho do voxel não depende apenas da espessura da fatia, mas também do tamanho da matriz e do campo de visão.

Cada pixel da imagem pode ter um dos diversos tons de cinza. Dependendo de como o sinal elétrico gerado no detector, pela incidência dos feixes transmitidos, é dividido, a imagem pode ter 256 ( $2^8$ ), 512 ( $2^9$ ), 1024 ( $2^{10}$ ), 2048 ( $2^{11}$ ), ou 4096 ( $2^{12}$ ) diferentes tons de cinza, ou seja, as imagens da TC podem ter 8, 9, 10, 11 ou 12 bits por pixel. A imagem digital consiste de uma série de planos paralelos cujos pixels estão representados por valores numéricos na forma binária (bits) que, por sua vez, representam a intensidade da imagem analógica naquele ponto.

### 4) Tomografia na Ciência dos Solos

Conforme PIRES et al. (2010), a utilização da TC em ciência dos solos ocorreu alguns anos após a invenção do primeiro tomógrafo, tendo como foco estudos da densidade aparente, realizados por PETROVIC et al. (1982), e medidas de umidade e movimento da água em solos, realizadas por HAINSWORTH e AYLMORE (1983) e por CRESTANA et al. (1985). Segundo PIRES et al. (2010), o trabalho deste último autor e colaboradores foi o ponto de partida do uso de TC no Brasil, na área de física dos solos. Esta técnica foi bem aceita no meio acadêmico, uma vez que os procedimentos não eram invasivos, e a resolução das medidas, em relação às medidas convencionais, se tornava cada vez melhor, com o desenvolvimento de novos tomógrafos.

Os primeiros estudos no Brasil foram realizados com tomógrafos da área médica, porém o alto custo destes equipamentos e a dificuldade de calibração dos mesmos favoreceram a construção de tomógrafos de primeira geração, mais baratos e de uso exclusivo para a agronomia. Estes tomógrafos, cujas fontes de radiação eram  $^{137}\text{Cs}$  e  $^{241}\text{Am}$  (radiação gama), apresentavam algumas limitações como a exigência de um sistema robusto de blindagem ao operador, devido aos altos níveis de energia. A espessura do feixe, de ordem milimétrica, não permitia estudos dos meios porosos na escala da microporosidade. O tempo de aquisição era muito alto (muitas horas ou até dias), também não permitindo análise da dinâmica do movimento da água nos solos (PIRES et al., 2010). Este equipamento foi instalado primeiramente na EMBRAPA/CNPDIA (Centro Nacional de Pesquisa e Desenvolvimento em Instrumentação Agrícola) e, posteriormente, no CENA/USP (Centro de Energia Nuclear em Agricultura da Universidade de São Paulo) e na UFPel (Universidade Federal de Pelotas).

Segundo PIRES et al. (2010), pesquisas em Física dos Solos, utilizando TC, ocorrem há mais de 25 anos no Brasil. Os grupos de pesquisas mais importantes estão na EMBRAPA/CNPDIA, no CENA/USP e, mais recentemente, na UFPel, além de outros grupos que fazem uso esporádico da TC. As aplicações mais importantes envolvem diversos estudos que podem ser divididos em quatro temas como a seguir: (1) densidade aparente do solo, umidade e movimento de líquidos; (2) compactação do solo, porosidade do solo e análises de



modificação da estrutura do solo; (3) estudo dos efeitos de diferentes sistemas de manejo e selagem superficial, e (4) análise 3D e métodos de filtragem.

Estes grupos realizaram pesquisas com tomógrafos de primeira e terceira geração, utilizando fontes de raios gama ou raios X, a maior parte deles utilizando feixes de ordem milimétrica e imagens em duas dimensões (2D). Mais recentemente foram realizados alguns estudos em três dimensões (3D) na escala micrométrica (microtomógrafos de segunda e terceira geração), porém o alto custo destes equipamentos no Brasil inviabiliza mais pesquisas em 3D. Iniciativas como da EMBRAPA tornou possível a construção de um microtomógrafo de primeira geração, com fonte de raios X e imagens em 2D. Outro exemplo de iniciativa EMBRAPA/CNPq foi a criação de dois tomógrafos portáteis (um de primeira geração e outro de terceira), para utilização in loco, com fonte de radiação gama (PIRES et al., 2010).

Dentre inúmeras publicações em física dos solos utilizando TC, podem-se citar algumas de maior interesse para este trabalho, que são as que mostram como calibrar tomógrafos e utilizar TC para medidas de densidade e umidade do solo (CRESTANA et al., 1992; EMBRAPA, 1997b). Para estes procedimentos, não há necessidade da medida do volume das amostras. Outras pesquisas comparam metodologias convencionais para a determinação da densidade, como a do anel volumétrico e a do torrão parafinado (EMBRAPA, 1997a), com medidas realizadas a partir da TC (FANTE JR. L. et al., 2002; PEDROTTI A. et al., 2004; PIRES et al., 2005c; PIRES et al., 2011). Estudos de compactação, secagem e umedecimento de solos (CRESTANA et al., 1992; MODOLO et al. 2008; PIRES et al. 2003; PIRES et al. 2005b; PIRES et al. 2010; PIRES et al. 2014), bem como pesquisas sobre a influência das dimensões de uma amostra de solo, obtida de uma forma aparentemente indeformada, sobre as características físicas da mesma como, por exemplo, a densidade aparente (BAVEYE P. et al, 2002; PIRES et al. 2005a), também são realizados através da TC.

A seguir será apresentado o modelo físico que retrata a interação do solo com a radiação, assim como as relações matemáticas entre o coeficiente de atenuação, densidade e umidade do solo, que foram utilizados em todos os trabalhos citados acima. Sabendo-se que o tom de cinza de cada pixel da imagem está relacionado a um número (CT no caso de tomógrafos da área médica) e este ao coeficiente de atenuação do voxel correspondente, pretende-se determinar a densidade do solo, ou umidade deste, através de imagens tomográficas.

Ao aplicar a equação (5) para solos, pode-se supor que um pequeno volume (cubo) do mesmo seja composto por uma massa sólida ( $M_s$ ), uma massa líquida (água) ( $M_{ag}$ ) e uma massa gasosa (ar) ( $M_{ar}$ ). Considerando-se desprezíveis a massa e o coeficiente de atenuação linear da parte gasosa e supondo-se  $d_s$ ,  $d_{ag}$  e  $d_{ar}$  as espessuras das partes sólida, líquida e gasosa, respectivamente, do pequeno volume que possui espessura total  $d$ , e supondo-se  $I_0$  e  $I$  as intensidades da radiação incidente e transmitida, respectivamente, neste pequeno volume, tem-se:

$$I = I_0 e^{-\mu d} = I_0 e^{-(\mu_s d_s + \mu_{ag} d_{ag})} \quad (10)$$

Pode-se provar facilmente que,

$$\mu_s d_s + \mu_{ag} d_{ag} = (\mu_{ms} \rho_s + \mu_{mag} \rho_{ag} \theta) d \quad (11)$$

ou seja,

$$\mu = (\mu_{ms} \rho_s + \mu_{mag} \rho_{ag} \theta) \quad (12)$$

onde, para o volume analisado,  $\mu_{ms}$  e  $\mu_{mag}$  correspondem, respectivamente, aos coeficientes de atenuação de massa da parte sólida e líquida,  $\rho_s$  é a densidade aparente do solo,  $\rho_{ag}$  é a densidade da água, considerada normalmente  $1\text{g/cm}^3$ , e  $\theta$  é a umidade volumétrica do solo. O coeficiente de atenuação de massa ( $\text{cm}^2/\text{g}$ ), para uma determinada substância, é definido como a razão entre o coeficiente de atenuação linear e a massa específica desta substância.

A partir de (12), pode-se também provar que:

$$\mu = (\mu_{ms} + \mu_{mag} U) \rho_s \quad (13)$$

onde U corresponde à umidade gravimétrica da amostra.

Considerando-se  $V_t$  o volume total desta pequena região, onde  $V_s$  corresponde ao volume de sólidos,  $V_{ag}$  ao volume de líquidos, e  $V_{ar}$  ao volume de gases, e chamando de  $M_t$  a massa total compreendida neste volume, tem-se:

$$V_t = V_s + V_{ag} + V_{ar} \text{ e } M_t = M_s + M_{ag} + M_{ar} \quad (14)$$

Define-se a densidade aparente (ou *bulk density*) de uma amostra de solo,  $\rho_s$ , como a razão entre a massa de sólidos e o volume total da amostra (LAL; SHUKLA, 2004). Assim,

$$\rho_s = \frac{M_s}{V_t} \quad (15)$$

Já a densidade da amostra úmida, ou simplesmente densidade,  $\rho_u$ , corresponde à razão entre a massa total e o volume total da amostra.

$$\rho_u = \frac{M_t}{V_t} = \frac{M_s + M_{ag}}{V_t} \quad (16)$$

A umidade volumétrica,  $\theta$ , é definida com a razão entre o volume da parte líquida da amostra e o volume total da mesma (expressa como fração ou porcentagem) (LAL; SHUKLA, 2004), ou seja:

$$\theta = \frac{V_{ag}}{V_t} \quad (17)$$

A umidade gravimétrica,  $U$ , é a razão entre a massa líquida e a massa dos sólidos (expressa como fração ou porcentagem) (LAL; SHUKLA, 2004).

$$U = \frac{M_{ag}}{M_s} \quad (18)$$

Definindo-se o teor de sólidos,  $TS$ , da amostra como sendo a razão entre a massa de sólidos e a massa total, e o teor de umidade,  $TU$ , como sendo a razão entre a massa de água e a massa total (ambas expressas como fração ou porcentagem), ou seja:

$$TS = \frac{M_s}{M_t} \text{ e } TU = \frac{M_{ag}}{M_t} \quad (19)$$

Pode-se relacionar a densidade aparente da amostra,  $\rho_s$ , com a densidade,  $\rho_u$ , observando que  $TS + TU = 1$ , como abaixo.

$$\rho_s = \rho_u TS = \rho_u (1 - TU) \quad (20)$$

#### Calibração do Sistema TC

A determinação de propriedades físicas como densidade aparente,  $\rho_s$ , umidade volumétrica,  $\theta$ , ou umidade gravimétrica,  $U$ , (equações 12 e 13) através de TC, depende da calibração do sistema tomográfico, que consiste basicamente em encontrar a relação entre as unidades tomográficas (UT), semelhantes aos números CT, que representam os tons de cinza na imagem tomográfica ou intensidades registradas em sistemas de aquisição de radiação e  $\mu$ , para alguns materiais homogêneos (Figura 3).

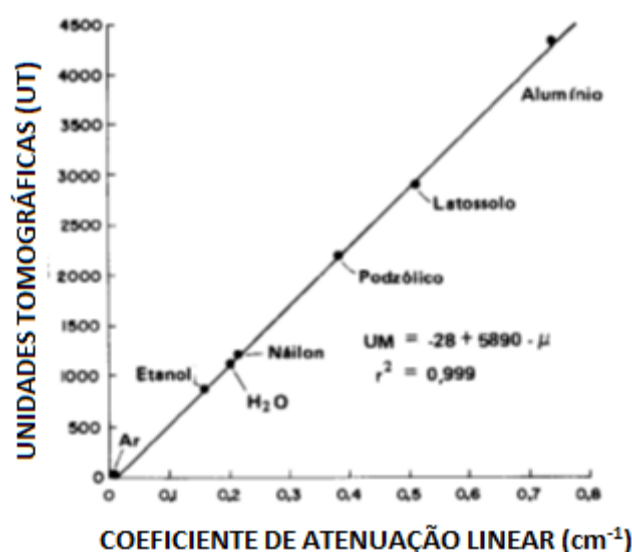


Figura 3: Gráfico de calibração do tomógrafo para energia de 59,6 keV adaptado de CRESTANA et al. (1992).

O coeficiente de atenuação linear para cada substância é determinado diversas vezes, em diferentes posições das amostras, a fim de se obter valores médios para  $\mu$ . As substâncias líquidas ficam acondicionadas em recipientes de dimensões bem definidas e que não absorvam muita radiação, assim como as amostras de solo que, antes de serem acondicionadas nos recipientes, são secas em estufas e passadas em peneiras de 2 mm. As amostras sólidas, por sua vez, são cortadas com espessuras bem definidas. Medidas das intensidades da radiação incidente e transmitida nestas amostras são realizadas por detectores. Conhecendo-se a espessura destas amostras, determina-se  $\mu$ , para uma energia específica do feixe (definida pela tensão kVp) utilizando-se a equação (3). Os valores de UT, correspondentes a cada valor de  $\mu$  encontrado, são obtidos através dos dados matriciais que irão gerar as imagens tomográficas, e a curva de calibração é representada por uma relação linear entre UT e  $\mu$ .

Conhecendo-se o coeficiente angular da curva de calibração,  $\alpha$ , pode-se relacionar os valores de UT de qualquer pixel da imagem tomográfica bidimensional com valores de  $\mu$  correspondentes, da seguinte maneira:

$$UT = \alpha\mu = \alpha(\mu_{ms} \rho_s + \mu_{mag} \rho_{ag} \theta) = \alpha(\mu_{ms} + \mu_{mag} U) \rho_s \quad (21)$$

Com os valores de  $\mu_{ms}$  e  $\mu_{mag}$  determinados através de medidas da atenuação da radiação, para valores de  $\theta$  ou  $U$  conhecidos, pode-se determinar a densidade aparente,  $\rho_s$ , correspondente a qualquer volume da amostra. Os valores de  $\theta$  ou  $U$  correspondentes a cada pixel podem ser substituídos por valores médios determinados para a amostra toda, através de procedimentos experimentais da física dos solos.

## TESTES EXPERIMENTAIS

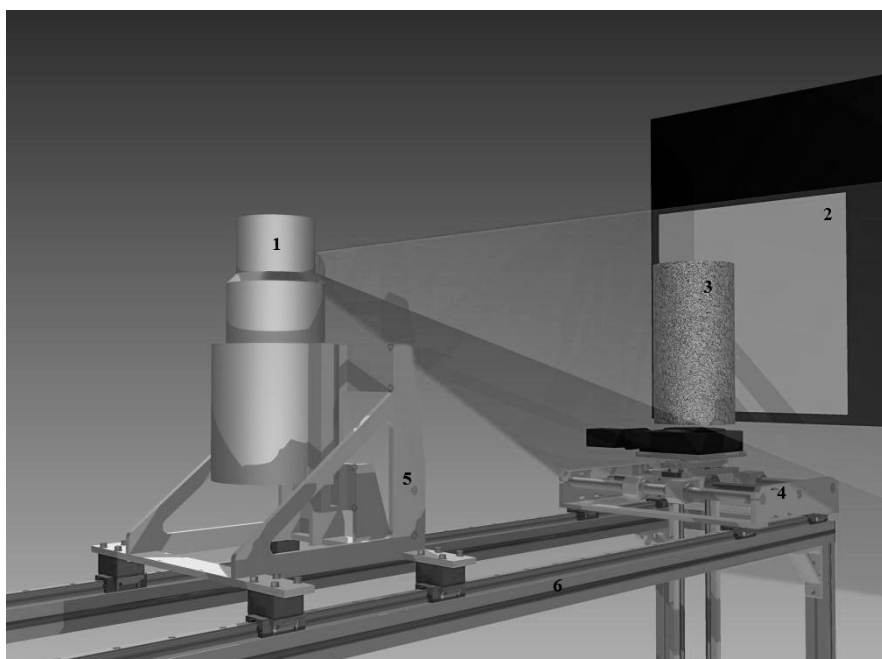
Imagens tomográficas foram realizadas para uma amostra de lodo obtida na ETE CIC Xisto (Curitiba – PR). A referida ETE realiza tratamento biológico de esgoto através de reatores UASB, e pós-tratamento em lagoa de sedimentação. Os efluentes dos reatores seguem para a lagoa de sedimentação, enquanto o lodo descartado segue para um adensador, cuja função atual tem sido apenas receber e homogeneizar, através de um mixer eletromecânico, o lodo descartado, que seguirá para o desaguamento mecânico, realizado por uma centrífuga. Para o processo de centrifugação, o lodo recebe a adição de polímero catiônico na proporção de 2 a 3 kg por tonelada de massa seca.

Utilizou-se a amostra seca naturalmente (TS≈94%), cujo diâmetro e altura eram de aproximadamente 42 mm e 19 mm, respectivamente. Esta amostra foi coletada com anel metálico (adaptação do Método do Anel Volumétrico (EMBRAPA, 1997a)), logo após centrifugação, cujo TS, na ocasião da coleta, era de aproximadamente 28%.

O equipamento tomográfico usado para fazer imagens da amostra é um tomógrafo industrial de terceira geração, que consiste de um sistema de detecção de radiação, modelo XRD 1622, do fabricante Perkin Elmer, com dimensões (40 x 40) cm, a-Si, pixel de (200 x 200)  $\mu$ m, 16 bits, aquisição de 180 projeções e gerador microfoco de raios X, modelo PXS5-722SA, do fabricante Thermo Kevex X-Ray, operando em cabine com proteção de chumbo (GODOI, 2012). A Figura 4 mostra o esquema do equipamento utilizado.

Para as dimensões da amostra estudada, a energia utilizada no gerador de raios X microfoco foi de 70 keV e 100  $\mu$ A. Foram adquiridas 180 projeções, rotacionando-se a amostra. Em cada projeção, a amostra ficou exposta 5 s. O algoritmo de reconstrução tomográfico utilizado foi o retroprojetado com filtro Ram-Lack (RIBEIRO JR., 2008.)

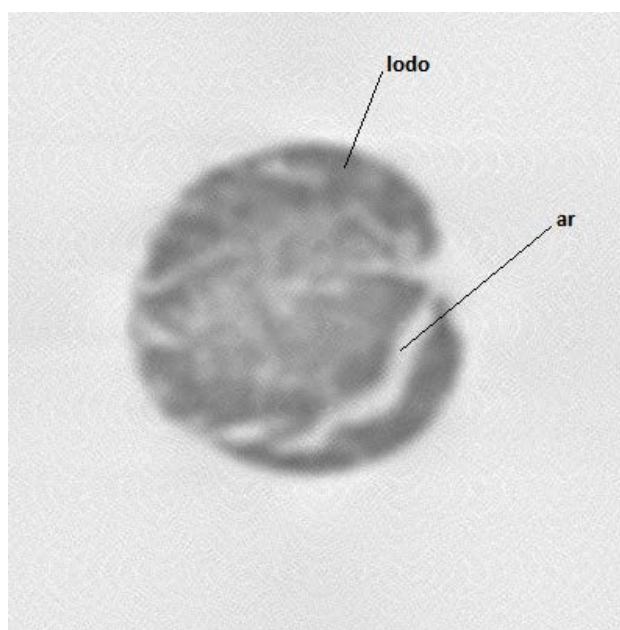
Como tinha-se como objetivo verificar a viabilidade de realizar tomografias de amostras de lodo, o primeiro passo consistiu apenas em adquirir as tomografias de uma única amostra seca (TS≈94%) e analisar as informações obtidas neste caso. Para se determinar a densidade da amostra através da equação (21), será necessário calibrar o tomógrafo, levantando o gráfico da UT em função do coeficiente de atenuação linear, o que fará parte de futuros trabalhos. Pode-se ainda, com as fatias tomográficas obter uma imagem 3D e a partir dela determinar o volume das amostras. É outra possibilidade para se determinar a densidade.



**Figura 4: Sistema tomográfico usado. 1. Gerador de raios X. 2. Detector de radiação digital direto. 3. Amostra a ser escaneada (no caso ilustra-se uma amostra de concreto). 4. Base tomográfica com motor para rotacionar a amostra. 5. Suporte para posicionamento do gerador de raios X e 6. Suporte mecânico do sistema. (GODOI, 2012).**

## RESULTADOS

A Figura 5 mostra a imagem de uma fatia tomográfica de uma amostra de lodo seca. Esta imagem mostra o lodo (regiões escuras) e ar (regiões claras). A diferença de densidade entre ar e lodo possibilita analisar a morfologia da amostra. Podem-se analisar os vazios existentes e acompanhar, com diversas tomografias, a variação dessa morfologia durante a secagem da amostra, que é retirada úmida na saída da centrífuga, através de anel metálico.



**Figura 5: Tomografia 2D da amostra de lodo (fatia tomográfica). Pode-se ver nesta imagem o contraste do lodo (parte mais escura) e ar (parte mais clara). A imagem foi adquirida com 70kVp e 100  $\mu$ A para cada projeção e 0,25 pF como parâmetro de sensibilidade do detector de Si**

A Figura 6 mostra a tomografia 3D da amostra de lodo. Essa imagem permite obter o volume da amostra e dessa forma, com a massa conhecida, obter a densidade da mesma. Assim, esta seria outra possibilidade de medida de densidade, frente à metodologia discutida anteriormente, em que se faz uso da equação (21) e da necessidade de calibração do sistema. A vantagem da técnica de medida de volume pela TC, quando comparada com as técnicas utilizadas em trabalhos anteriores (MORETTO *et al.*, 2012; MORETTO *et al.*, 2013), está em se poder acompanhar a variação do volume da amostra, quando este sofre alterações devido ao processo de secagem, como a contração. Medidas da variação do volume das amostras em função da umidade gravimétrica das mesmas, enquanto secam, permitem estudos da contração destes lodos.

No caso da medida da densidade ou densidade aparente, deve-se considerar como volume da amostra o volume aparente da mesma, ou seja, o volume do entorno desta. Sabe-se que a medida do volume aparente, realizada pela selagem da amostra com parafina, tende a ser subestimada quanto mais seca a amostra estiver, devido ao poder de penetração da parafina. Além disto, não seria possível acompanhar a variação de volume de uma determinada amostra selada previamente por parafina. Por outro lado, para a medida de volume utilizando-se o paquímetro digital, é praticamente impossível desconsiderar os volumes dos vãos e rachaduras que aparecem nas superfícies das amostras, conforme estas estão secando.

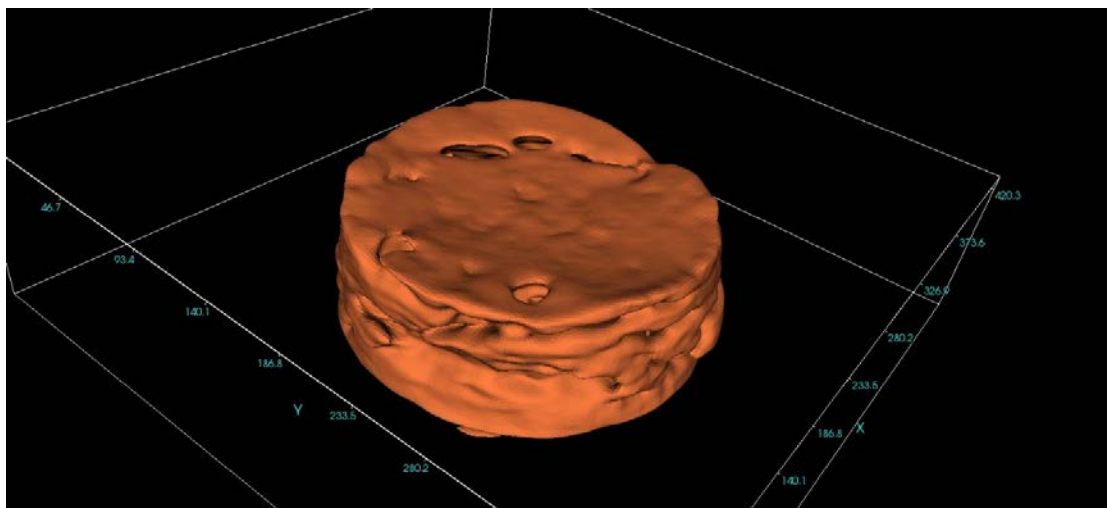


Figura 6: Tomografia 3D da amostra de lodo.

## CONCLUSÕES

Através da pesquisa bibliográfica realizada foi possível entender os princípios de funcionamento dos tomógrafos, avaliar as vantagens decorrentes da evolução tecnológica destes equipamentos, assim como estudar metodologias da Ciência dos Solos que utilizam a TC para determinar, entre outras coisas, a densidade dos solos.

Testes experimentais foram realizados, obtendo-se imagens em 2D e 3D de amostra de lodo seca, utilizando-se um tomógrafo industrial de terceira geração. O contraste entre o lodo e o ar obtido nas imagens mostra que a energia utilizada para o feixe de raios X foi adequada, assim como as dimensões da amostra.

Para determinar a densidade de amostras de lodo utilizando-se a metodologia aplicada em Ciência dos Solos, é necessário calibrar o tomógrafo. Medidas de densidade também podem ser realizadas através da obtenção do volume das amostras, utilizando-se imagens 3D das mesmas, o que permitiria comparar metodologias diferentes para obtenção da densidade destas amostras. Medidas da variação do volume das amostras em função da umidade gravimétrica das mesmas, enquanto secam, permitem estudos da contração destes lodos.

## AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem ao pesquisador dos Institutos Lactec, Dr. Sebastião Ribeiro Júnior, pelas imagens tomográficas.



## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1. ARAÚJO, E. C. A. Estudo e aplicações do algoritmo FDK para a reconstrução de imagens tomográficas multi-cortes, Dissertação de Mestrado, Universidade de São Paulo, 2008.
2. BAVEYE P.; ROGASIK H.; WENDROTH O.; ONASCH I.; CRAWFORD J. W. Effect of sampling volume on the measurement of soil physical properties: simulation with x-ray tomography data. *Meas. Sci. Technol.* 13 (2002) 775–784.
3. BLAKE G. R.; HARTGE K. H. Bulk density. In: *methods of soil analysis part 1: physical and mineralogical methods*. 2 ed. A. Klute. 1994.
4. BUSHBERG J. T., SEIBERT J. A., LEIDHOLDT E. M. JR., BOONE J. M. *The essential physics of medical imaging*. Lippincott Williams & Wilkins. 2<sup>a</sup>ed, 2002.
5. BUZUG T. M. *Computed tomography: from photon statistics to modern cone beam CT*. Springer. 2008.
6. CRESTANA, S., MASCARENHAS, S., POZZI-MUCELLI, R.S. Static and dynamic 3 dimensional studies of water in soil using computed tomographic scanning. *Soil Sci.* 140, 326-332. 1985.
7. CRESTANA S.; CRUVINEL P. E.; VAZ C. M. P.; CESAREO R.; MASCARENHAS S.; REICHARDT K. Calibração e uso de um tomógrafo computadorizado em ciência do solo. *R. Bras. Ci. Solo* 16 181-167, Campinas, 1992.
8. DOE R&D ACCOMPLISHMENT – Research and Development of the US Department of Energy - Disponível em <http://www.osti.gov/accomplishments/nonmedical.html>. Acesso em 09/05/15.
9. EMBRAPA. Manual de métodos de análise de solo. 2. ed. Centro Nacional de Pesquisas de Solos. Rio de Janeiro. 1997a.
10. EMBRAPA. Tomógrafo de resolução micrométrica para estudos de solos. *Boletim de Pesquisa*. Número 4/97, 1997b.
11. FANTE JR. L.; OLIVEIRA J. C. M.; BASSOI L. H.; VAZ C. M. P.; MACEDO A.; BACCHI O. O.; REICHARDT K.; CAVALCANTI A. C.; SILVA F. H. B. B. Tomografia computadorizada na avaliação da densidade de um solo do semiárido brasileiro. *R. Bras. Ci. Solo*, 26:835-842, 2002.
12. FERNANDES F.; LOPES D. D.; ANDREOLI C.V.; SILVA S.M.C.P. Avaliação de alternativas e gerenciamento do lodo na ETE. In: *Lodo de esgotos: tratamento e disposição final*. DESA-UFMD-SANEPAR. Belo Horizonte, 2001. vol. 6.
13. FUNDAÇÃO CERTI – Serviços Tecnológicos – Disponível em: <http://www.certi.org.br/pt/servicosprodutos-servicos-tecnologicos>. Acesso 30/04/2015.
14. GODOI W. C.; GEUS K. de; SILVA R. R.; SWINKA-FILHO V. Volume and surface measurements of flaws in polymeric insulators using X-ray computed tomography. *Insight*, Vol. 50, No 10, pp 554-559, 2008.
15. GODOI, W. C. Reconhecimento de padrões 3D em tomografia industrial. Tese de Doutorado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2012.
16. HAINSWORTH, J.M., AYLMOORE, L.A.G. The use of computer-assisted tomography to determine spatial distribution of soil water content. *Aust. J. Soil Res.* 21, 435–443. 1983.
17. HERMAN, G. T. *Image Reconstruction From Projections: The Fundamentals of Computerized Tomography*, New York: Academic Press. 1980.
18. INSTITUTOS LACTEC – Laboratório de Tomografia – Disponível em: <http://www.institutoslactec.org.br/submenu-servicos/laboratorio-de-radiografia-e-tomografia-industrial>. Acesso 30/04/2015.
19. KAK A. C., SLANEY M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. IEEE Press, 1988.
20. LAL R.; SHUKLA M. K. *Principles of soil physics*. New York. Marcel Dekker, Inc. 2004.
21. MENDES, R. A tomografia computadorizada de raios X como método não destrutivo de análise volumétrica de concreto: estudo de caso em testemunho de concreto da usina hidroelétrica Mourão. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2010.
22. MIKI M. K.; ANDRIGUETI E. J.; SOBRINHO P. A. Tratamento da fase sólida em estações de tratamento de esgotos. In: *Biossólidos na agricultura*. ABES, USP, ESALQ, UNESP, 2002.
23. MODOLO A. J.; FERNANDES H. C.; NAIME J. M.; SCHAEFER C. E. G.R.; SANTOS N. T.; SILVEIRA J. C. M. Avaliação do ambiente solo-semente por meio da tomografia computadorizada. *R. Bras. Ci. Solo*, 32:525-532, 2008.
24. MORETTO S. R. O.; PUPPI R. F. K.; PEGORINI E. S. Análise do comportamento da densidade do lodo de ETE sujeito à secagem natural após centrifugação. In: *XXXIII Congresso Interamericano de Engenharia Sanitária e Ambiental*. Salvador. 2012.

25. MORETTO S. R. O.; KUVADA J. T.; PUPPI R. F. K.; PEGORINI E. S. Estudo da contração de lodos provenientes de digestão anaeróbia. In: 27<sup>o</sup> Congresso Brasileiro de Engenharia Sanitária e Ambiental. Goiânia, 2013.
26. MUNSHI, P. (Ed.). Computerized tomography for scientists and engineers. Kanpur: Anamaya Publishers, 2007.
27. PEDROTTI A.; PAULETTO E. A.; CRESTANA S.; HOLANDA F. S. R.; CRUVINEL P. E. Evaluation of bulk density of Albaqualf soil under different tillage systems using the volumetric ring and computerized tomography methods. Soil & Tillage Research, 2004.
28. PETROVIC, A.M., SIEBERT, J.E., RIEKE, P.E. Soil bulk density analysis in three dimensions by computed tomographic scanning. Soil Sci. Soc. Am. J. 46, 445–450.1982.
29. PIEKARZ, A. H. Determinação do volume de vazios em isoladores poliméricos por tomografia digital de raios X. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2006.
30. PIRES L. F.; MACEDO J. R.; SOUZA M. D.; BACCHI O. O. S.; REICHARDT K. Gamma ray computed tomography to investigate compaction on sewage sludge soil. Applied Radiation and Isotopes, 2003.
31. PIRES L. F.; BACCHI O. O. S.; REICHARDT K.; TIMM L. C. Application of gama-ray computed tomography to analysis of soil structure before density evaluations. Applied Radiation and Isotopes 63, 505-511, 2005a.
32. PIRES L. F.; BACCHI O.O. S.; REICHARDT K. Gamma ray computed tomography to evaluate wetting/drying soil structure changes. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research B 229 443–456, 2005b.
33. PIRES L. F.; PILOTTO J. E.; LUIS CARLOS TIMM L. C.; BACCHI O. O. S.; REICHARDT K.. Qualitative and quantitative analysis of soil samples by computerized tomography. Publ. UEPG Ci. Exatas Terra, Ci. Agr. Eng., Ponta Grossa, 11 (2): 7-15, ago. 2005c.
34. PIRES L. F.; BORGES J. A. R.; BACCHI O. O. S.; REICHARDT K. Twenty-five years of computed tomography in soil physics: A literature review of the Brazilian contribution. Soil & Tillage Research 110, 197-210, 2010.
35. PIRES L. F.; ROSA J. A.;TIMM L. C. Comparação de métodos de medida da densidade do solo. Maringá, v. 33, n. 1, p. 161-170, 2011.
36. PIRES L. F.; PRANDEL L. V.; SAAB S. C. The effect of wetting and drying cycles on soil chemical composition and their impact on bulk density evaluation: An analysis by using XCOM data and gamma-ray computed tomography. Geoderma 213 512–520, 2014.
37. QUOIRIN, N. S. R. Diagnóstico de defeitos em madeira por tomografia de raios-X. Dissertação de Mestrado, Universidade Federal do Paraná, Curitiba, 2004.
38. RIBEIRO JR., S. Análise da ruptura dielétrica em materiais isolantes elétricos de cabos isolados XLPE e EPR por tomografia 2D e 3D. Dissertação de Mestrado, Universidade Tecnológica Federal do Paraná, Curitiba, 2008.
39. SABER ELETRÔNICA. Disponível em <http://www.sabereletronica.com.br/artigos/1140-tomografia-computadorizada>. Acesso em 30/04/2015.
40. SEERAM E. Computed tomography: physical principles, clinical applications, and quality control. 2<sup>a</sup> ed. Saunders , 2001.