

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA APLICADO A ENSAIOS NÃO DESTRUTIVOS

E. V. Batista ¹, H. R. Schelin ², I. Evseev ³, S. A. Paschuk ⁴,
M. C. L. Klock ⁵, H. P. Silva ⁶, R. Robert ⁷, V. Swinka Filho ⁸,
R. T. Lopes ⁹, C. A. C. Santos ¹⁰

RESUMO:

O presente trabalho descreve a construção de um protótipo de um sistema tomográfico para ensaios não destrutivos destinado a analisar pequenos objetos. Relatam-se: a) as características técnico-constructivas dos elementos que compõem o sistema; e b) os programas computacionais usados para a aquisição dos dados e para a reconstrução das imagens. Finalmente, discorre-se sobre a performance do sistema e apresentam-se algumas aplicações. Observou-se que o sistema pode ser utilizado para análise de objetos metálicos de baixa densidade e para pesquisas em amostras biológicas.

Palavras-chave: Tomografia computadorizada, imagem digital.

¹ Graduação: Universidade Federal do Piauí, UFPI, Teresina, Brasil. Pós-Graduação: Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, CEFET-PR. Professor do Centro Federal de Educação Tecnológica do Piauí - CEFET-PI. *E-mail: e_v_b@uol.com.br*

² Graduação em Física: Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba. Mestrado e Doutorado em Física: Universidade de São Paulo, USP, São Paulo. Professor de Ensino Superior do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná - CEFET-PR. *E-mail: schelin@cpgei.cefetpr.br*

³ Graduação em Física: Universidade Nacional de Kharkov, Ucrânia. Pós-Graduação: Mestrado e Doutorado em Física Nuclear Experimental: Universidade Nacional de Kharkov, Ucrânia. *E-mail: ivan@cefetpr.br*

⁴ Graduação em Física: Universidade Nacional de Kharkov, Ucrânia. Pós-Graduação: Mestrado e Doutorado em Física Nuclear Experimental: Universidade Nacional de Kharkov, Ucrânia. Professor do Ensino Superior do Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná - CEFET-PR. *E-mail: sergei@cefetpr.br*

⁵ Graduação: Física na Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba, Brasil. Pós-Graduação: Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, CEFET-PR. *E-mail: margioklock@hotmail.com*

⁶ Graduação: Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba, Brasil. Pós-Graduação: Mestrado em Engenharia Elétrica e Informática Industrial, Centro Federal de Educação Tecnológica do Paraná, CEFET-PR. *E-mail: hps_curitiba@yahoo.com*

ABSTRACT:

The paper describes the construction of a prototype of a tomographic system for non-destructive pratics with a purpose of analyzing smal objects: The following will be liste: a) the technical-constructive characteristics of the elements that compose the system; and b) the computer programsused on the acquisition of data and reconstruction of images. Finally, there is a discussion on the performance of the system and some applicabilities are submitted. It was observed that the system may be used to analyze metal objects of low density and for the research on biological samples.

Keywords: Tomographic system – metal objects – biological samples - X-Rays.

1. INTRODUÇÃO

Desde a descoberta dos raios X por ROENTGEN, em 1895, têm-se desenvolvido técnicas de inspeção cada vez mais refinadas para análise interna de objetos. As duas técnicas mais comuns que atualmente utilizam radiações ionizantes na análise interna de objetos são a radiografia convencional (RC) e a tomografia computadorizada (CT). Ambas as técnicas vêm sendo utilizadas tanto na área médica quanto na industrial em análises não destrutivas de materiais e de peças. Exemplos disso são as inspeções industriais, em que a técnica de radiografia convencional vem sendo muito utilizada para a verifica-

⁷ Graduação: Engenharia Civil na Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba. Pós-Graduação: Mestrado e Doutorado em Física do Estado Sólido, USP, São Carlos. Professor do Departamento de Engenharia Elétrica da UFPR, Curitiba-PR, Brasil. *E-mail: rene@lactec.org.br*

⁸ Graduação: Física na Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba, Brasil. Pós-Graduação: Mestrado em Física, Universidade Federal do Paraná, UFPR. Pós-Graduação: Doutorado em Engenharia de Ciências dos Materiais, Universidade Federal do Paraná, UFPR. Pesquisador do Lactec – Instituto de Tecnologia para o Desenvolvimento, Curitiba-PR, Brasil. *E-mail: vitoldo@lactec.org.br*

⁹ Graduação em Física, Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba. Mestrado e Doutorado em Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil. Professor, Coordenação dos Programas de Pós-Graduação de Engenharia, Programa de Engenharia Nuclear - Universidade Federal do Rio de Janeiro, UFRJ. *E-mail: ricardo@lin.ufrj.br*

¹⁰ Graduação: Engenharia Química na Universidade Federal do Paraná, UFPR, Curitiba, Brasil. Pós-Graduação: Mestrado em Engenharia Nuclear - COPPE/UFRJ, Professor da Universidade Estadual de Londrina, UEL. *E-mail: caggiano01@aol.com*

ção de falhas e existência de trincas em peças manufaturadas, ou, ainda, na análise de qualidade de soldas entre peças. O uso de raios X, portanto, tornou-se um método eficiente em estudos de detalhes das estruturas internas, tendo como grande vantagem a fácil interpretação das imagens formadas por atenuação de raios X e a comparação dos resultados recebidos em RC e CT.

A rápida evolução dos tomógrafos deu-se principalmente na sua utilização para fins médicos, onde se procurou tomar imagens de melhor qualidade no menor tempo possível, tendo-se com isso a redução de dose nos pacientes. Hoje, o uso desta técnica está mundialmente difundido, encontrando-se esses equipamentos disponíveis na maioria das clínicas de diagnóstico médico. Além das aplicações médicas, equipamentos tomográficos para fins industriais também vêm sendo construídos. A sua produção todavia é limitada devido às suas aplicações restritas, pois dependem de fatores como tipo de material e o tamanho do objeto do qual se deseja obter a imagem. Neste caso o tempo e a dose não têm tanta importância na aquisição dos dados e, para a facilidade de construção das máquinas, é muito comum a utilização de configuração de tomógrafos de primeira geração.

A tomografia computadorizada teve como base o trabalho do matemático austríaco Johann Radon em 1917 [1], que demonstrou matematicamente que um plano bidimensional de um determinado corpo pode ser reconstruído através das projeções, constituídas de integrais de linha tomadas de variações angulares em torno dele.

Durante a Primeira Gera mundial, em 1917, um médico francês André - Edmund - Marie Bocage desenvolveu uma técnica de localização das balas e fragmentos dos explosivos dentro dos corpos de soldados feridos, o que ele chamou "radiografia estereoscópica". O aperfeiçoamento desta técnica e a incorporação nela de métodos matemáticos (trigonométricos), permitiu posteriormente "cortar" o corpo do paciente em fatias longitudinais e assim calcular coordenadas e visualizar os ferimentos. Mais tarde, entre 1920 - 1921, durante sua residência médica em Paris, Bocage solicitou uma patente, referente a um aparelho de raios X para os fins de diagnóstico médico, em que a fonte de radiação e o filme (detector) fariam movimentos sincronizados em torno do corpo do paciente e estudou-se diversos tipos destes movimentos: linear, pluri - direcional e curvado. A patente de Bocage, na qual o princípio de funcionamento da sua máquina foi denominado como tomografia convencional, foi emitida em 1922 [2].

Em 1963, A. M. Cormac [3, 4] fez uma contribuição decisiva ao desenvolvimento da tomografia computadorizada, o que posteriormente, em 1973, permitiu projetar e construir primeiro tomógrafo comercial. Este trabalho foi concluído pelo engenheiro G. N. Hounsfield [5].

Nos anos 60 também foram desenvolvidos alguns sistemas tomográficos por raios gama, usando-se como fonte o iodo-131 e o amerício-241. Kuhl e

Edwards [6, 7] tentaram melhorar a técnica da tomografia convencional fazendo um feixe fino de radiação passar através de uma seção transversal de um corpo, sendo detectado por um sistema mais sofisticado do que o filme radiográfico. A imagem foi reconstruída com a técnica hoje conhecida como o método de retroprojeção, porém não representava fielmente a fatia do objeto.

As aplicações dos métodos tomográficos em ensaios não-destrutivos (END) foram inicializadas por Sweeney em 1974 [8, 9]. Nestes trabalhos foram relatados os estudos de estrutura de diversos materiais da área industrial (plásticos, aço, cerâmica, madeira, concreto, etc.) com diferentes tipos de radiação: raios X, radiação gama e fontes de nêutrons.

No Brasil a tomografia para aplicações não-médicas tomou pulso a partir de tomógrafos construídos nas próprias instituições de pesquisa, como é o caso do trabalho de Lopes, em 1988 [10], que construiu um tomógrafo, STAC-1 (Sistema Tomográfico Assistido por Computador), com fonte de raios gama, onde sugere diversas aplicações em END.

Nos últimos anos, a tomografia computadorizada (TC) tornou-se um método eficiente para a observação de detalhes de estruturas internas de corpos ou objetos sem a necessidade de abri-los e destruí-los. O objetivo da utilização dessa técnica é a viabilização de verificação de anormalidades interiores, mensuração e possibilidade de constatação de diferentes constituições, detalhes que não podem ser especificados com a técnica convencional de radiografia [10, 11].

A tomografia computadorizada vem sendo alvo de pesquisa no CEFET-PR desde 1997, quando foi idealizado um protocolo de controle de qualidade de imagens tomográficas em hospitais e clínicas, o qual teve a finalidade de oferecer ao corpo clínico imagens com melhor qualidade, facilitando a análise diagnóstica e evitando a repetibilidade de exames médicos.

Pela aquisição, através de doação, de dois tomógrafos médicos - um DELTA-Scan-50 e outro DELTA-Scan-25, fabricação Ohio-Nuclear, com configuração de segunda geração, houve um desafio de se substituir o computador PDP-11 por um IBM-PC compatível. Esse objetivo foi alcançado em 1998, quando foram realizados os controles dos movimentos e a aquisição dos dados do DELTA-Scan-50 através de um PC. Neste trabalho também foi desenvolvido um software para a reconstrução das imagens [12].

Baseado no conhecimento adquirido, partiu-se para a construção de um sistema tomográfico de pequeno porte, constituído essencialmente de mesa tomográfica, detector e fonte de radiação, comandados através de um PC. No desenvolvimento desse sistema [13], no que diz respeito à reconstrução de imagens, foi utilizado o software, desenvolvido anteriormente, com algumas adaptações.

O presente trabalho relata a construção de um sistema tomográfico de pequeno porte e baixo custo, para fins de utilização em ensaios não-destrutivos

(END) de pequenos objetos ou amostras. São descritas as partes constituintes do sistema e como foram realizados os procedimentos para a verificação de suas características.

O sistema tem a configuração de tomógrafos de primeira geração com a movimentação do corpo, permanecendo fixo o conjunto fonte-detector. Os estudos elaborados e as experiências adquiridas neste trabalho poderão servir como base para a construção de tomógrafos dedicados, com aplicações específicas, dependendo do tipo de material que se deseja analisar.

Descreve-se como foram construídos a parte mecânica e o circuito eletrônico para a movimentação da mesa tomográfica, como foi montado o sistema para a aquisição dos dados e como foi arranjado o posicionamento do sistema fonte-detector. Foi discorrido também sobre o programa de aquisição de dados, desenvolvido para controlar as movimentações e para armazenar as medidas efetuadas.

2. CONSTRUÇÃO DO SISTEMA

O equipamento construído caracteriza-se como um sistema tomográfico de primeira geração o qual tem dois tipos de movimentos: a rotação e a translação [14, 15]. Como o objetivo foi obter tomografias de pequenos objetos e para simplificar a aquisição de dados, optou-se em realizar a movimentação do próprio objeto, no lugar da movimentação do sistema fonte/detector. Para isto a amostra foi fixada em uma mesa (mesa tomográfica) que realiza movimento de rotação sobre seu próprio eixo e deslocamento linear no caminho óptico do feixe colimado gerado pela fonte de radiação.

A aquisição de dados referentes a um perfil de atenuação (futura projeção) é realizada através do deslocamento linear. Novos perfis são obtidos após o deslocamento angular da mesa [16].

A mesa tomográfica foi construída para realizar os movimentos de rotação e de translação da amostra. Dois motores de passo foram usados para acionar os movimentos. A mesa possui ainda duas chaves ópticas que têm a função de proporcionar pontos de referência para o programa de aquisição de dados. Um sistema eletrônico (Figura 1) foi projetado e construído para realizar a conexão entre os motores de passo e o computador através da porta paralela (LPT1). Os controles da movimentação dos motores de passo foram realizados por um programa o qual envia impulsos (níveis lógicos positivos) através dos *bits* da porta paralela 378, em uma seqüência lógica de forma alimentar as fases correspondentes a energização (e posicionamento) dos motores de passo. Com a opção de energização dos motores de passo no modo meio-passo, conseguiu-se um deslocamento linear mínimo da ordem de 0,1350 *mm* ($\pm 0,0005$) e um deslocamento angular de 0,175 *graus* [17].

A fonte radioativa utilizada foi o isótopo amerício-241, com fótons de energia igual a 59,5 keV e atividade de $7,4 \times 10^9$ Bq (200 mCi). O sistema de detecção consiste de um detector de telureto de cádmio dopado com zinco (Cd(Zn)Te) comercial, um amplificador EG&G Ortec 925 Scint, uma placa de aquisição EG&G Ortec MCS e um computador PC-compatível. Tanto na fonte quanto no detector foram colimados por orifícios com diâmetros de 2 mm e 1 mm respectivamente, e se distanciavam entre si de 75 mm.

Os motores de passo e o sistema de detecção ficavam sob o controle de um programa que realizava a aquisição de dados de maneira automática, de acordo com os parâmetros estabelecidos pelo operador [18]. A Figura 2 mostra o sistema construído em diagrama de blocos.

Um segundo programa é utilizado para a reconstrução e processamento das imagens. O método utilizado na reconstrução foi o de **retroprojeção filtrada** por convolução espacial, e o filtro usado para convoluir com as projeções adquiridas foi o de Shepp-Logan [19]. Basicamente, esse programa lê cada projeção e faz a convolução com o filtro escolhido. Quando todas as projeções passarem por esse processo, são retroprojetadas na matriz imagem. Esse programa realiza a centralização das projeções caso o centro de rotação da mesa tomográfica não coincida com o centro da translação, o que gera um artefato na imagem chamado “efeito cometa” (*tuning fork artifact*) [20], conforme a Figura 3.

No programa de reconstrução foram implementadas rotinas que auxiliaram na análise das imagens, das quais as mais relevantes foram:

- visualização de perfis - as quais auxiliam na análise qualitativa das partes atenuadas;
- zoom - para ampliação da imagem dando uma visualização mais detalhada;
- NTC médio - que calcula o número de tomografia computadorizada (NTC) médio das células que se encontram dentro de um quadrado, com tamanho regulável pelo operador, em uma área escolhida da imagem;
- função de transferência de modulação (FTM) - plota o gráfico da FTM, o qual indica a resolução espacial que o sistema possui pela análise do efeito das bordas [21].

Outros parâmetros tais como: resoluções em densidades, ruídos e linearidades, foram analisadas através de *phantoms* apropriados [12]. Nas aquisições tomográficas realizadas foram utilizadas 103 projeções, em função da relação entre a quantidade de pontos por projeção [16, 22], como também para evitar um tempo muito elevado de tomografia.

3. CARACTERÍSTICAS BÁSICAS DO SISTEMA

A seguir são mostradas as averiguações para a determinação dos principais parâmetros descritos acima: resolução, contraste, ruído, linearidade e espessura da fatia.

1) Resolução espacial

Para a determinação da resolução espacial, uma imagem tomográfica de um *phantom* – uma barra cilíndrica de alumínio, de 19 mm de diâmetro, foi feita para a determinação da curva da Função de Transferência de Modulação (FTM).

Os valores da curva FTM foram obtidos a partir da transformação de Fourier da Função de Espalhamento de Linha (FEL), onde calculou-se a Frequência de Amostragem (ω) que corresponde ao final do gráfico obtido. A frequência de amostragem, em ciclos/mm, é igual ao inverso do espaçamento de amostragem, período em que se tomou os dados, com seu valor em uma unidade de comprimento (mm). Com o valor de fundo de escala em mãos, as quantidades correspondentes a cada ponto puderam ser calculadas. A curva FTM normalizada, mostrada na Figura 4, foi obtida a partir do método de análise de efeito das bordas [21].

A partir dessa curva, verificou-se a frequência espacial em um contraste de 10% - que é um parâmetro para comparação da performance entre sistemas de imagens [15] - indicando ser de 0.86 par de linhas por unidade de comprimento (lp/mm). Para calcular o limite da resolução, têm-se:

$$\omega = \frac{0,86lp}{1mm} \Rightarrow \Delta = \frac{1}{\omega} = 1,16mm / lp$$

onde ω é a frequência espacial, e Δ é a resolução espacial. Então a resolução espacial encontrada foi de 0.58 mm.

2) Determinação do ruído

O nível de ruído pode ser observado pelo perfil da imagem tomográfica de um corpo homogêneo. Por exemplo, para o mesmo *phantom* cilíndrico maciço de alumínio, que descrito acima, de acordo com os valores obtidos do NTC médio e do desvio padrão correspondente (σ) à região do *phantom*, calculou-se o nível de ruído:

$$\frac{\sigma}{NTC_{med}} = \frac{4,43}{273,01} \times 100\% = 1,62\%$$

3) Resolução e linearidade do contraste

Para a visualização da prova de resolução razoável do contraste, observou-se a imagem de um *phantom* de acrílico de 51 mm de diâmetro, contendo diversos materiais com coeficientes de atenuação linear próximos (Figura 5). A linearidade do sistema foi verificada através da construção de um gráfico (Figura 6) que compara os valores experimentais do NTC e os coeficientes de atenuação linear para energia de 60 keV. A Tabela 1 foi elaborada com os valores dos NTC obtidos para cada material indicado na Figura 5, e o NTC do alumínio, obtido anteriormente.

Observa-se na Figura 6 que pode ser obtido um ajuste linear, com o coeficiente de correlação de 0.994, o que implica poder-se inferir uma aproximação do coeficiente de atenuação linear do material tomografado [23, 24].

5) Determinação da espessura da fatia

Para a verificação da espessura da fatia tomográfica, foi realizada uma imagem de uma espiral de aço de 11.5 mm de diâmetro externo, com uma distância entre as voltas $d = 4.2$ mm. O ângulo formado pela imagem, α , foi de aproximadamente 110 graus, o que dá uma espessura de fatia em torno de:

$$BW \cong \frac{d \times \alpha}{360^\circ} = 1,28mm$$

4. APLICAÇÕES POSSÍVEIS

O sistema tomográfico desenvolvido mostrou capacidade de identificar características de tamanhos da ordem de 0,6 mm, bem como identificar homogeneidade, particularmente em materiais plásticos e em peças de metais com baixa densidade, que pode servir como instrumento para investigação em várias direções:

a) Dimensionamento

Dimensionamento de defeitos ou de partes de uma seção de um corpo foram realizados através da implementação de uma rotina no programa que realiza a contagem dos *pixels* em uma linha reta traçada sobre a região da imagem tomográfica. Na Figura 7, como exemplo do método, são mostrados alguns dimensionamentos realizados em um brinquedo infantil de plástico (avião). Como se pode observar pela comparação entre os valores reais e os valores experimentais, a diferença foi aproximadamente a metade do espaçamento de amostragem (Tabela 2). O erro sistemático, observado pela soma das diferenças obtidas, ficou bastante próximo de zero.

b) Observação da constituição interna de amostras biológicas

O sistema foi testado com algumas peças biológicas, tal como um dente humano e duas amostras de metacarpo de cavalo. As imagens tomográficas obtidas são mostradas nas Figuras 7b, 7c e 7d. Observa-se uma boa separação das regiões com densidade óssea diferentes, bem como entre tecidos e osso.

5. CONCLUSÕES

Conforme os resultados apresentados acima, observaram-se as seguintes capacidades do sistema tomográfico construído:

1. de verificação de características de alto contraste em peças metálicas de baixa densidade, como, por exemplo, o alumínio, em que se pode inspecionar a existência de bolhas de ar e fissuras dentro do limite de resolução apresentado nos resultados;
2. de análise de materiais de coeficientes de atenuação semelhantes, como, por exemplo, peças biológicas devido principalmente ao nível de energia utilizado;
3. de determinação dos coeficientes de atenuação linear dos materiais localizados no interior de objetos;
4. de determinação aproximada dos tamanhos das características internas.

A baixa atividade da fonte radioativa utilizada prolongou o tempo de realização das tomografias e afetou a qualidade das imagens, principalmente as de objetos maiores que tiveram um nível de ruído relativamente elevado. Contudo, apesar desse nível de ruído, pode-se identificar detalhes na constituição interna das peças, tanto ao nível de resolução espacial (identificação dos orifícios dos canais de dentes), quanto ao nível de resolução em contraste (identificação dos materiais com próximos coeficientes de atenuação do *phantom* de acrílico).

O programa de reconstrução de imagens foi adequado para as características do equipamento, fornecendo os valores dos pixels em NTC, conforme experiências realizadas com objetos de geometria e materiais conhecidos, obtendo-se: alta resolução, baixo nível de ruído e boa linearidade nas imagens tomográficas reconstruídas.

O sistema tomográfico construído pode servir de instrumento de investigação ou auxílio para outros trabalhos, tais como:

1. em sistemas de prototipagem, onde as imagens tomográficas de fatias de objetos, após terem passado por um processamento e transformadas em imagens vetorizadas, podem ser utilizadas para a duplicação de peças;

2. pode auxiliar trabalhos com biomateriais, como, por exemplo, no dimensionamento da área de dentes. Esse dimensionamento servirá para o cálculo do esforço máximo suportado pelos dentes;
3. pode auxiliar pesquisas de análise de ossos de cavalos, verificando sua homogeneidade e sua morfometria, no acompanhamento do desenvolvimento de potros, relacionando o seu crescimento com a mineralização de seus ossos.

AGRADECIMENTOS

Os autores agradecem a colaboração dos colegas do Laboratório de Tomografia Computadorizada do CEFET-PR e demais pessoas envolvidas no desenvolvimento deste projeto.

O presente trabalho contou com o apoio do CNPq e da CAPES.

6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS:

- RADON, J. **Über die bestimmung von funktionen durch ihre integralwerte längs gewisser mannigfaltigkeiten** . Saechsische Akademie die Wissenschaften, Leipzig, Berichte Über die Verhandlungen, Vol 69, p262-277, 1917.
- BOCAGE A.E.M. **Procédé et dispositif de radiographie sur plaque en mouvement** . *Brevet français* N° 534 464, 1922.
- CORMACK, A. M. **“Representation of a function by its line integrals with some radiological applications”** , J. Appl. Physics 34(9) (1963), 2722-2727.
- CORMACK, A. M. **“Representation of a function by its line integrals with some radiological applications II ”**, J. Appl. Phys. 35 (1964) , 2908-2913.
- HOUNSFIELD.G.N. **“A method of and apparatus for examination of a body by radiation such as X or g radiation”** . British patent n. 1283915, London: Issued to EMI Ltd Application filed Aug. 1968.
- KUHL, D.E., and EDWARDS R.Q. **“Image separation radioisotope scanning”** , *Radiology* 1963 ; 80:653-661.
- KUHL, D.E., and EDWARDS R.Q. **“Reorganizing data from transverse section scans of the brain, using digital processing”** . *Radiology* 1968 ; 91:975-983.

- SWEENEY DW; VEST CM (1973). **Reconstruction of three-dimensional refractive index fields from multidirectional interferometric data** . Ap.-Oct 12: p.2649-2664
- SWEENEY D.W., VEST C.M . **Measurement of three-dimensional temperature fields above heated surface by holographic interferometry** // Intern. J. Heat and Mass Transfer. -1974. - v.17, n. 12. - p.1443-1454.
- LOPES, R. T. **Tomografia computadorizada em testes não-destrutivos** . Tese de Doutorado, Rio de Janeiro: COPPE / UFRJ, 1988.
- CESAREO, R. **Physical principles and new developments of computed tomography with monoenergetic radiation** . Roma: Università di Roma "La Sapienza", 1988.
- SILVA, H. P. **Adaptação do sistema tomográfico Delta Scan-50 para controle, aquisição de dados e reconstrução de imagens por PC compatível** . Dissertação de mestrado. Curitiba: CEFET-PR, 1999.
- BATISTA, E. V. **Desenvolvimento de um sistema de tomografia computadorizada aplicado a ensaios não destrutivos** . Dissertação de mestrado. Curitiba: CEFET-PR, 2000.
- BUSHBERG, J. et al., **The essencial physics of medical imaging** . Baltimore: Williams & Wilkins, 1994
- BUSHONG, S. **Radiologic science for technologists** . St. Louis: Mosby-Year Book, 1993.
- APPOLONI, C. e CESAREO, R. **Microscanning and microtomography with X-ray tubes** . Roma: Università di Roma "La Sapienza", CISBI, 1994.
- KENJO, T. e SUGAWARA, A. **Stepping motors and their microprocessor controls** . 2ª ed. New York: Oxford University Press, 1994.
- RMI – **Radiation measurements incorporated, quality assurance for your CT Scanner**. Instructions for Head/Body Phantom, Model 461A, 1985.
- JAIN, A. K. **Fundamentals of digital image processing** . University of California, Davis. Prentice-Hall, 1989.
- ASTM. **Standart guide for computed tomography (CT) imaging** , E-1441-95, 1995.
- JUDY, P. F. **The line spread function and modulation transfer function of a computed scanner**. American Association Physicss Medical, Mdcial Physics, v. 3, n. 4, p 233-236, 1976.
- KAK, A. C. e SLANEY, M. **Principles of computerized tomographic imaging** . IEEE, New York, 1988.

TAYLOR, T. e LUPTON, L.R. **Resolution, artifacts and design of computed tomography systems**. Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, A242, North-Holand, Amsterdam, p. 603-609, 1986.

CESAREO, R. e STORELLI, L. **Appunti di tomografia a raggi-X: principi fisici, ricostruzione di immagine, applicazioni**. Corso de Perfezionamento in Metodi Elaborazione di Segnali e Immagini Biomediche. Roma: Università Roma "La Sapienza", 1991.

TABELAS

TABELA 1 – Valores dos NTC dos materiais contidos no *phantom* da Figura 5.

| Material | NCT | D. Padrão | μ (60 keV) |
|-------------|--------|-----------|----------------|
| Acrílico | 13,52 | 3,92 | 0,228 |
| Ar | -99,67 | 2,53 | 0 |
| Nylon | 7,62 | 4,42 | 0,222 |
| Poliacetal | 36,5 | 3,84 | 0,274 |
| Polietileno | -10,24 | 3,78 | 0,183 |
| PVC | 96,46 | 4,96 | 0,467 |

TABELA 2 – Comparação dentro tamanhos verdadeiros de um brinquedo infantil e os resultados do dimensionamento através da imagem tomográfica (Figura 7a).

| | V_{real} | $V_{exp.méd.}$ | Diferença |
|--------|------------|----------------|-----------|
| 1 | 91 | 90,6 | -0,4 |
| 2 | 68,7 | 69,25 | 0,55 |
| 3 | 42,7 | 43,15 | 0,45 |
| 4 | 23,6 | 23,1 | -0,5 |
| 5 | 12,4 | 12,85 | 0,45 |
| 6 | 9,5 | 9,1 | -0,4 |
| Soma = | | | 0,15 |

OBS.: Valores em *mm*.

FIGURAS

FIGURA 1 – Diagrama elétrico da placa de potência de um dos motores de passo.

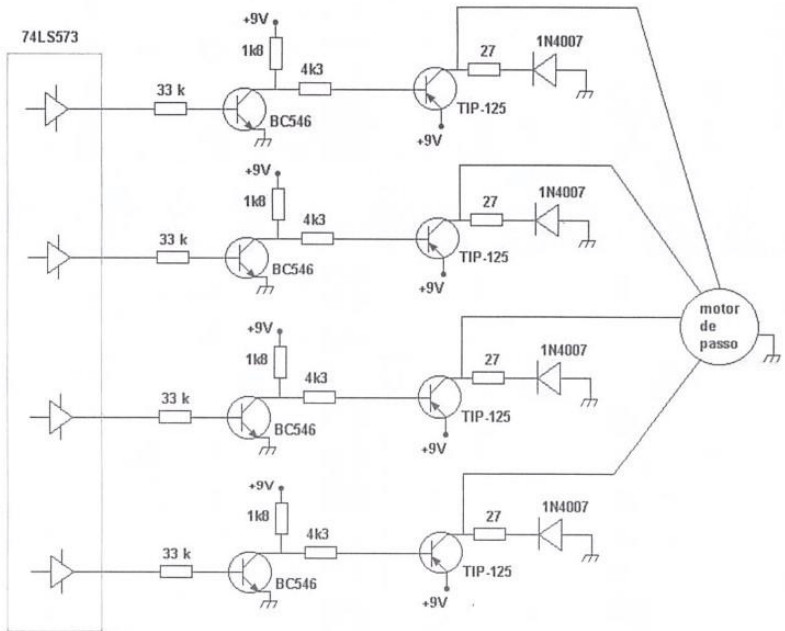


FIGURA 2 – Diagrama de blocos do sistema de aquisição de dados.

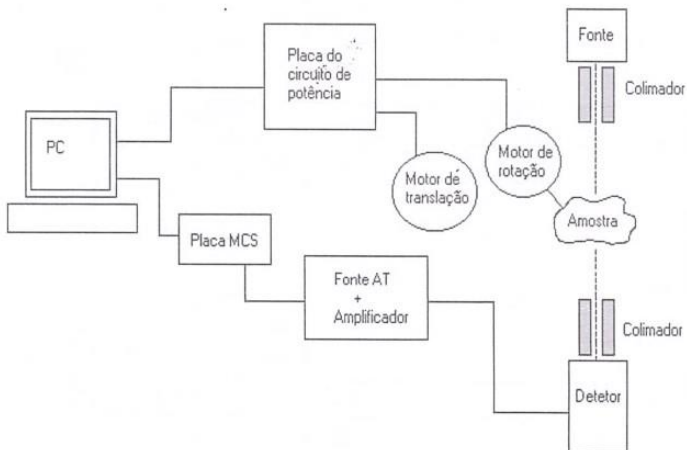
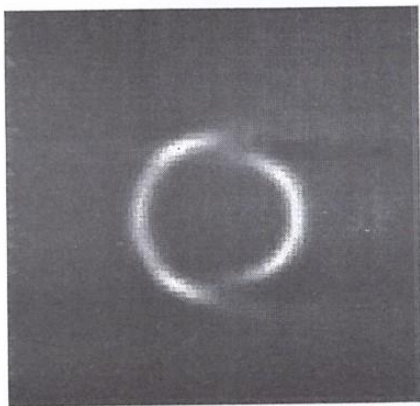
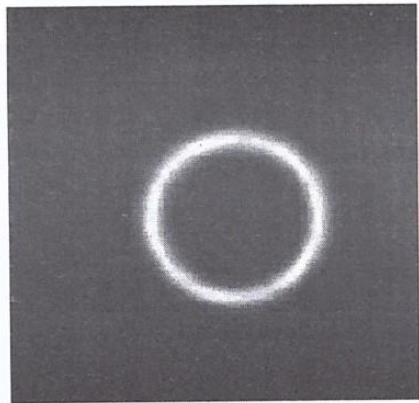


FIGURA 3 – Imagem tomográfica de um tubo de alumínio:

- a) desalinhada,
- b) corrigida.



a



b

FIGURA 4 – FTM do sistema tomográfico a partir da imagem de um phantom de alumínio.

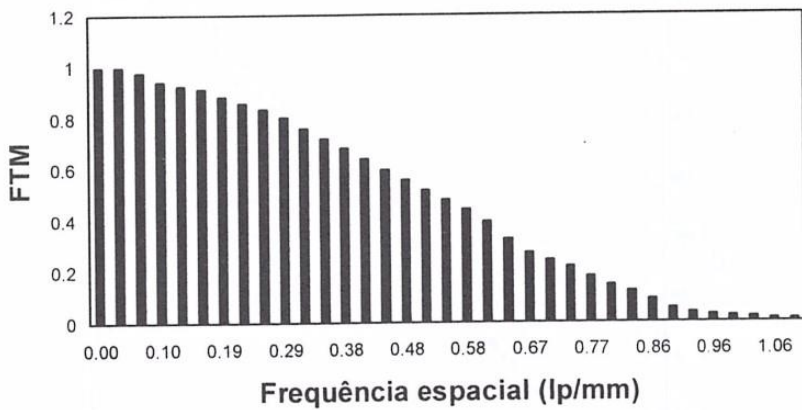


FIGURA 5 – Imagem de um cilindro de acrílico de 51 mm de diâmetro, com implantação do diversos materiais.

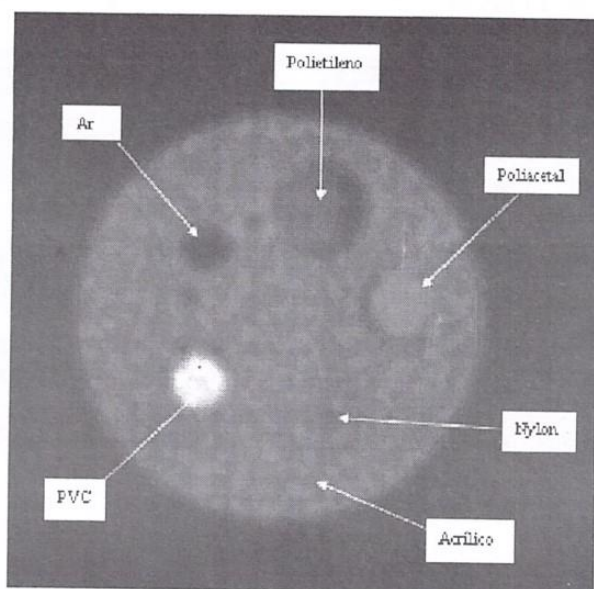


FIGURA 6 – Verificação da linearidade do sistema tomográfico.

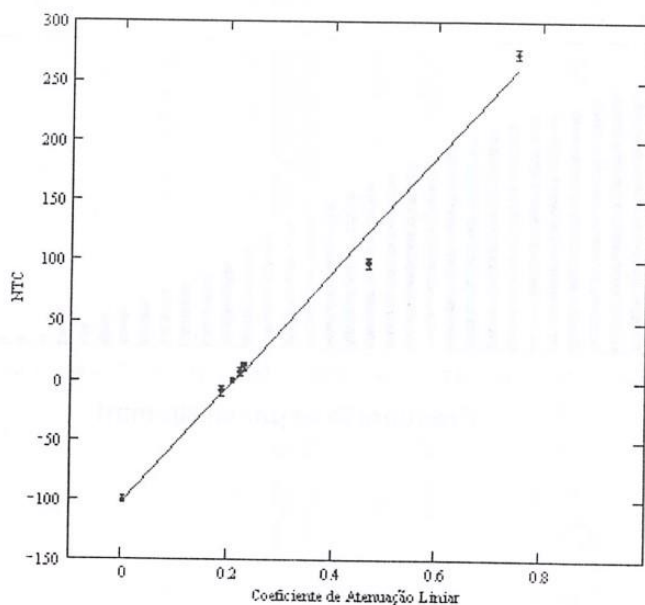
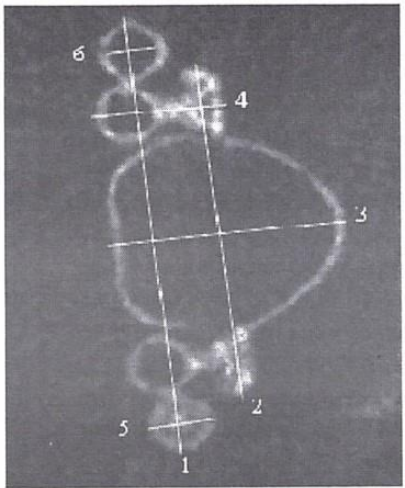
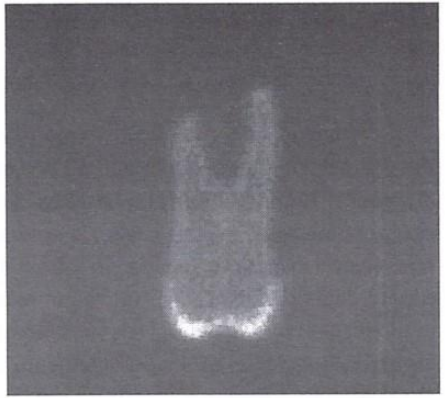


FIGURA 7 – Tomografia de:

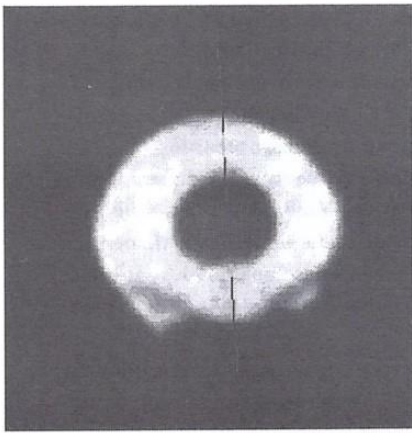
- a) um brinquedo infantil, usada para a verificação do dimensionamento através da imagem;
- b) constituição interna de um dente humano (molar);
- c) constituição óssea de metacarpo de eqüinos;
- d) constituição dos tecidos no metacarpo de eqüinos.



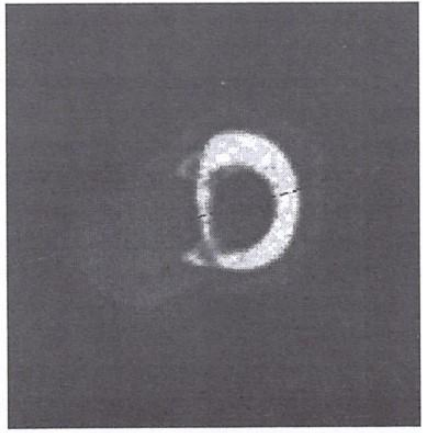
a



b



c



d