



Tomografia de Impedância Elétrica: uma nova técnica de imageamento em medicina

Olavo H. Menin¹

Vanessa Rolnik Artioli²

Resumo: No século passado houve um enorme desenvolvimento em todas as áreas da ciência. Particularmente a área médica recebeu inúmeras contribuições para auxílio no diagnóstico de doenças, grande parte vinda de processos de geração de imagens do interior de corpo humano. Entre esses processos pode-se citar a Tomografia Computadorizada, Ressonância Magnética Nuclear e Ultra-sonografia que são capazes de gerar imagens com precisão e nitidez impressionantes, inclusive em três dimensões, permitindo diagnosticar diversos tipos de patologias com grande confiabilidade. O principal objetivo deste artigo é apresentar uma nova técnica de imageamento em medicina, a Tomografia de Impedância Elétrica, que está em fase de desenvolvimento e tem se mostrado bastante promissora. Facilidade de instalação e manutenção do seu aparato, baixo custo e segurança para os pacientes são algumas das vantagens que a Tomografia de Impedância Elétrica apresenta em relação às principais técnicas atuais.

Palavras-chave: Imageamento em medicina, reconstrução de imagem, tomografia de impedância elétrica

Abstract: In the last century there was a huge development in all areas of science. Particularly the medical field has received numerous contributions to aid in the diagnosis of diseases, mostly coming from processes of imaging the interior of the human body. Among these processes we can mention the Computerized Tomography, Nuclear Magnetic Resonance and Ultrasonography which are able to generate images with impressive precision and clarity, even in three dimensions, allowing for diagnosing various kinds of diseases with great reliability. The main objective of this paper is to present a new imaging technique in medicine, the Electrical Impedance Tomography, which is under development and has been quite promising. Ease of installation and

¹ Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de São Paulo - Sertãozinho - SP

² Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo - Ribeirão Preto- SP

maintenance of its apparatus, low cost and safety for patients are some of the advantages of Electrical Impedance Tomography presents in relation to the main current techniques.

Keywords: medical imaging, image reconstruction, electrical impedance tomography

1. Introdução

Não é uma tarefa fácil encontrar adjetivos que possam qualificar o grande desenvolvimento nas áreas de ciência e tecnologia ocorrido durante o século XX. Particularmente na área de saúde e medicina, os avanços produziram uma grande melhora na qualidade de vida e, conseqüentemente, um aumento significativo na expectativa de vida. Entretanto, o desenvolvimento da medicina ocorreu a taxas modestas durante praticamente toda história. Até meados do século XIX haviam poucas técnicas disponíveis para se diagnosticar possíveis doenças assim como para a realização de tratamentos, tanto no caso de intervenções cirúrgicas como no caso de tratamentos farmacológicos. Foi, de fato, a partir do final do século XIX e início do século XX que a área da saúde e da medicina bem como todas as áreas da ciência tiveram um desenvolvimento espantoso.

Hoje os médicos dispõem de diversos e variados métodos e processos, tanto para obter informações sobre o corpo humano e diagnosticar estados patológicos como para intervir e tratar tais patologias com alto grau de precisão e eficiência. Particularmente na área de diagnósticos por imagem, as técnicas mais modernas são capazes de gerar imagens extremamente precisas e visualmente impressionantes, tanto anatômicas como funcionais, de órgãos e tecidos do corpo humano. Essa melhora na qualidade e precisão das imagens tem permitido produzir diagnósticos mais precisos e acompanhar com mais eficiência determinados tipos de tratamentos, principalmente aqueles relacionados com a medicina do câncer.

Basicamente, a produção de imagens do interior do corpo humano a partir de estímulos e medidas externas explora as diferenças que os tecidos biológicos apresentam para diversas propriedades físicas tais como, absorbância, refletividade e transmissividade de radiações ou ondas sonoras, graus de magnetização e ressonância a estímulos eletromagnéticos, diferenças de condutividade e permissividade elétricas, entre outros. É importante notar que essas propriedades podem variar não só de tecidos para tecido como também dependem bastante do próprio metabolismo biológico permitindo produzir imagens tanto puramente anatômicas como funcionais.

Uma técnica que tem se mostrado bastante promissora e que tem atraído a atenção de um número cada vez maior de pesquisadores nos últimos anos é a Tomografia de Impedância Elétrica (TIE). A idéia é explorar as diferenças entre as propriedades elétricas (condutividade e permissividade) dos diferentes tecidos biológicos. Resumidamente, a técnica se baseia na aplicação de um perfil de potencial elétrico ou de corrente elétrica através de eletrodos posicionados no contorno da seção do corpo e na medição da resposta. A partir da relação entre os dados da excitação (potencial/corrente) e da resposta (corrente/potencial), estima-se a distribuição de condutividade e/ou permissividade no interior do domínio, o que pode ser traduzido, computacionalmente, como uma imagem dessa seção.

Podem-se citar vários motivos para essa expectativa em relação à TIE. Primeiramente, sabe-se que as propriedades elétricas variam consideravelmente entre os diferentes tecidos biológicos o que, em princípio, permite uma boa diferenciação para a reconstrução da imagem. Segundo, a TIE leva uma grande vantagem em relação a outras técnicas por ser não invasiva e por não necessitar de nenhum tipo de radiação ionizante, não produzindo, portanto, efeitos colaterais. Além disso, um aparelho de TIE é relativamente pequeno, o que o torna portátil, podendo ser transportado e instalado ao lado do leito de um paciente, diferentemente dos aparelhos de Tomografia Computadorizada e Ressonância Magnética Nuclear que são equipamentos grandes e não portáteis. Finalmente, seu custo estimado é consideravelmente menor do que o de um tomógrafo computadorizado ou de um aparelho de ressonância magnética.

2. Algumas técnicas de imageamento em medicina

2.1 Raio-X

Historicamente, a primeira imagem do interior do corpo humano, obtida indiretamente através de um estímulo físico externo, foi feita por Wilhelm Conrad Röntgen, em 1895 através da aplicação de um feixe de raios X sobre a mão de sua esposa (Fig. 1).



Figura 1. Imagem por raio-X da mão da esposa de Röntgen (Röntgen, 1895)

A imagem sobre o filme fotográfico mostra o contraste entre os diferentes graus de absorção e transmissão que os tecidos oferecem aos raios-X. Para quantificar essa diferença, usa-se uma grandeza física conhecida como *coeficiente de atenuação* (μ), que mede o quanto que um dado feixe de raio-X perde sua intensidade quando atravessa um certo material em função da distância penetrada. Matematicamente, essa perda de intensidade segue uma lei exponencial (Eq. 1)

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x} \quad (1)$$

Mesmo hoje, mais de um século após a experiência de Röntgen, as imagens de raio-X impressas diretamente em filmes fotográficos ainda são de grande utilidade e extensamente usadas em todo o mundo. De fato, pode-se dizer que é muito difícil, senão impossível, encontrar uma pessoa em idade adulta que não tenha feito alguma radiografia, ou para detectar uma fratura óssea ou até para avaliar a arcada dentária em exames odontológicos.

2.2 Tomografia Computadorizada (TC)

A partir da metade do século passado, com a invenção dos computadores e o surgimento da tecnologia digital, foi possível desenvolver técnicas muito mais eficazes para geração de imagens médicas. Uma delas é a Tomografia Computadorizada que, de modo geral, utiliza os mesmos princípios das imagens de raio-X comuns. No entanto, na TC faz-se medidas de atenuação de vários ângulos diferentes fazendo

com que o aparato formado pela fonte de raio-X e o sistema de detectores girem em torno da seção do corpo do paciente. As informações coletadas são então enviadas a um computador munido de um software específico capaz de reconstruir a imagem detalhada de toda a seção (Fig. 2)

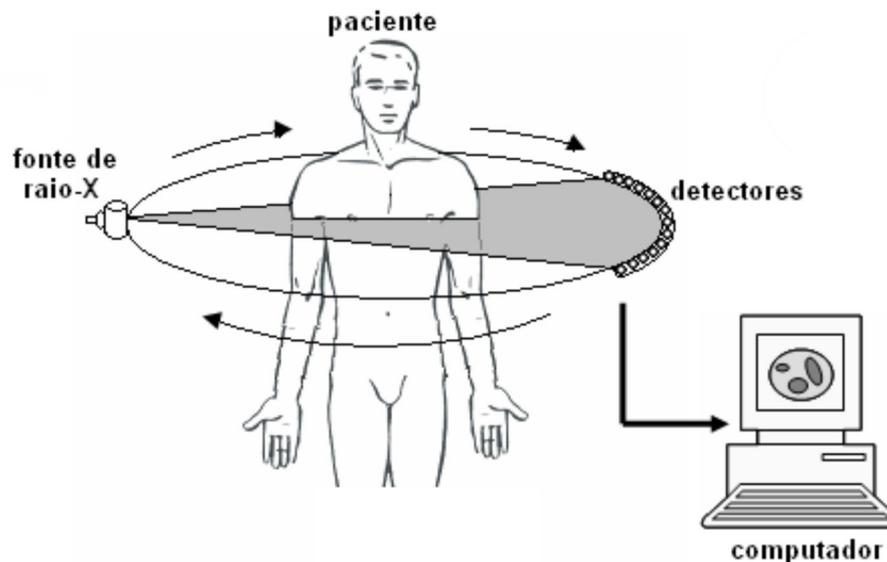


Figura 2. Esquema de um exame de Tomografia Computadorizada

As técnicas de reconstrução da imagem da TC foram desenvolvidas no início da década de 70 do século passado, por Allen M. Cormack e Godfrey N. Hounsfield, o que lhes rendeu o Prêmio Nobel de Fisiologia e Medicina de 1979 (OKUNO,1982). Para fins médicos, o primeiro aparelho de TC a ser utilizado clinicamente foi desenvolvido pela empresa EMI Ltda. em 1972, que se limitava a fazer imagens para estudos da cabeça. Desde então, a qualidade e o número de tomógrafos computadorizados cresceu consideravelmente em todo o mundo. Atualmente, estima-se que apenas nos EUA, existam mais de 5 mil aparelhos de TC instalados ao custo de, aproximadamente, US\$ 1 milhão cada (HENDEE, 2002).

Atualmente, os tomógrafos computadorizados também produzem imagens tridimensionais através do movimento helicoidal do sistema fonte-detecção ao longo do corpo do paciente. Da mesma forma que na tomografia 2D, as informações são processadas por um computador que reconstrói a imagem 3D a partir das imagens planas das várias seções varridas durante o deslocamento do aparelho. Também é

possível associar imagens de TC com outras técnicas de imageamento funcional, como a Tomografia por Emissão de Pósitrons (TEP), para produzir imagens com resolução surpreendentes capazes de mostrar com detalhes determinados processos metabólicos.

2.3 Ressonância Magnética Nuclear (RMN)

Outra técnica de imageamento médico bastante utilizada atualmente é a Ressonância Magnética Nuclear. Simplificadamente, o fenômeno da ressonância ocorre quando um sistema recebe um estímulo externo com uma frequência igual à sua frequência natural de vibração, produzindo um aumento na amplitude desta vibração. Esse fenômeno também pode ocorrer em nível nuclear e é isso que os aparelhos de RMN exploram (WEBB, 1988).

Um aparelho de RMN é constituído basicamente de uma fonte de campo magnético e de uma antena emissora-receptora de ondas de rádio, além, é claro, da parte computacional capaz de receber e processar as informações para reconstruir a imagem. Sabe-se que os núcleos atômicos produzem pequenos campos magnéticos cujos vetores indução magnética B , quando estão isentos de estímulos externos, se orientam aleatoriamente. Quando uma amostra de certo material (um tecido biológico, por exemplo) é colocada sob ação de um campo magnético externo, B_o , esses núcleos se reorientam alinhando seus campos magnéticos com o campo externo. Essa interação entre os campos faz com que os núcleos girem, executando um movimento de precessão em torno de um eixo, paralelo à direção do campo magnético externo B_o (Fig.3), com uma frequência característica ω , que varia de entre os elementos químicos e até entre isótopos de um mesmo elemento (MARTINS,1995). Neste momento, um pulso curto de radiofrequência é emitido pela antena criando um campo magnético B_{θ} perpendicular à direção de B_o , cuja orientação varia com uma frequência igual à frequência característica ω de um dado elemento da amostra. Com isso, os núcleos se reorientam de forma que seus campos magnéticos se alinhem momentaneamente na direção do campo resultante entre B_o e B_{θ} (Fig. 3). Quando o pulso cessa, os núcleos voltam a se orientar paralelamente ao campo original B_o e, com isso, emitem energia na forma de ondas de rádio que são captadas pela antena receptora.

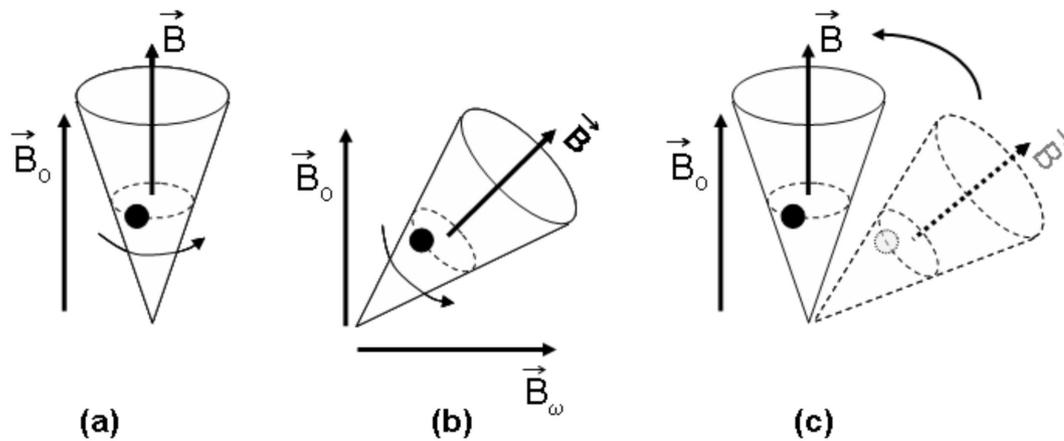


Figura 3. Comportamento do núcleo na ressonância magnética nuclear

A quantidade de um dado elemento em cada parte da amostra irá determinar a intensidade do sinal recebido pela antena, que por sua vez é enviado para o computador para a reconstrução da imagem. Variando-se a frequência ω do pulso de rádio-freqüência emitido pela antena, pode-se escolher que tipo de elemento da amostra entrará em ressonância com o sistema e será detectado para a formação da imagem.

2.4 Ultra-Sonografia (US)

As técnicas de imageamento por Ultra-Sonografia tiveram como base o desenvolvimento do SONAR, durante a Segunda Guerra Mundial. Este aparelho, colocado sob o casco de navios, era capaz de detectar a presença de submarinos ou de medir a profundidade do oceano a partir da emissão, reflexão e recepção de uma onda sonora de alta-freqüência. Na área médica, atualmente a ultra-sonografia é extensivamente utilizada tanto em diagnósticos como em certos tipos de tratamentos. Exames pré-natais para avaliar o desenvolvimento e a formação do bebê, detecção de câncer de mama ou de outros tipos de câncer e o ecocardiograma, que verifica o funcionamento do coração, são alguns exemplos de aplicações da ultra-sonografia na medicina diagnóstica. O ser humano é capaz de detectar sons numa faixa de freqüência que varia, aproximadamente, entre 20Hz e 20kHz. Ondas mecânicas sonoras com freqüência abaixo de 20Hz são denominadas de *infra-som* e, acima de 20kHz, são chamadas de *ultra-som*. Outros animais podem ouvir sons em faixas de

freqüência diferentes dos humanos como, por exemplo, os cães que detectam sons com freqüências de até 50kHz e os morcegos que ouvem até 120kHz. Já a ultrasonografia diagnóstica utiliza freqüências ainda maiores podendo variar entre 1MHz e 30MHz (HENDEE, 2002).

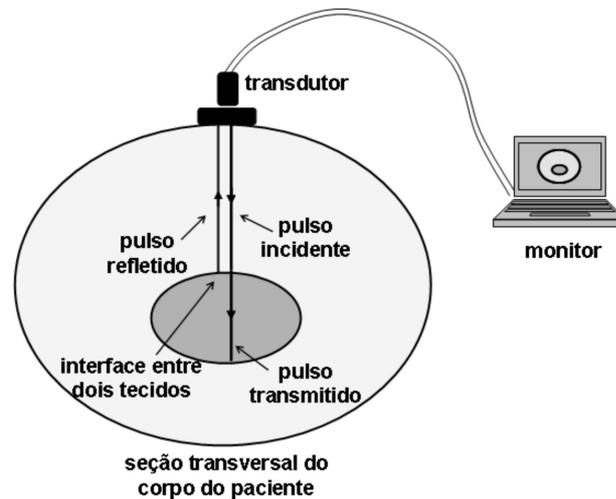


Figura 4. Esquema de um exame clínico de ultrasonografia

A idéia central do imageamento por ultra-som é explorar a diferença que os tecidos biológicos apresentam para a reflexão, absorção e transmissão do som. Através de um transdutor (dispositivo capaz de emitir e receber ondas mecânicas) colocado sobre a pele do paciente, um pulso de ultra-som é emitido para o interior do corpo e ao encontrar uma interface de separação entre dois tipos diferentes de tecidos, parte do pulso é transmitida e parte é refletida. A parte refletida pode retornar ao transdutor e ser detectada. A partir do intervalo de tempo entre a emissão e a recepção, estima-se a posição da interface dentro do corpo (Fig .4). Naturalmente que o processo, na prática, é bem mais complexo, pois normalmente existem diversas interfaces produzindo vários pulsos refletidos que devem ser analisados separadamente para permitir a localização de cada tecido. Além disso, existe uma atenuação na intensidade do som durante a propagação no interior do corpo que também deve ser levada em consideração na visualização da imagem.

Tabela 1. Impedância acústica de alguns materiais e tecidos biológicos

Material	Impedância Acústica ($kgm^{-2}s^{-1}$)
Ar	430
Água	$1,48 \times 10^6$
Cérebro	$1,56 \times 10^6$
Músculo	$1,64 \times 10^6$
Gordura	$1,33 \times 10^6$
Ossos	$7,68 \times 10^6$

No entanto, o importante é destacar que a propriedade principal que permite diferenciar os diversos tecidos na US é a *impedância acústica* Z definida como o produto da densidade do meio ρ e a velocidade do som v neste meio. Diferentes tecidos apresentam diferentes impedâncias acústicas, como mostra a Tabela 1 (OKUNO, 1982), e essa diferença determina a fração do ultra-som que será refletida e a fração que será transmitida quando existir uma interface entre esses tecidos. Desta forma, quanto maior a diferença de impedância acústica entre dois tecidos, mais fácil será diferenciá-los na produção de uma imagem de ultra-sonografia. Por sua vez, dois tecidos que tenham impedâncias acústicas iguais ou muito próximas não serão facilmente diferenciados.

3. A Tomografia de Impedância Elétrica

A *impedância elétrica* Z é uma grandeza normalmente usada em circuitos elétricos definida como a razão entre a voltagem efetiva V_{ef} aplicada no circuito e a corrente elétrica efetiva I_{ef} que o atravessa (Eq. 2)

$$Z = \frac{V_{ef}}{I_{ef}} \quad (2)$$

No Sistema Internacional de Unidades (S.I.), a impedância elétrica é medida em Ω (ohm), que corresponde à razão $\frac{V}{A}$ (volt/ampère). Conceitualmente, a impedância elétrica mede a oposição total que um dado circuito apresenta à passagem da corrente elétrica.

Quando se fala em geração de imagens a partir das propriedades elétricas do corpo, deve-se entender como propriedades elétricas a *condutividade* (σ) e a

permissividade (ϵ), sendo que a primeira mede a facilidade que certo material oferece à passagem de corrente elétrica quando submetido a uma diferença de potencial e a segunda mede a facilidade com que as cargas elétricas do material se separam sob a ação de um campo elétrico. Diferentes materiais ou tecidos biológicos podem apresentar diferenças tanto na condutividade como na permissividade. Portanto, a princípio é possível construir um mapa do interior de um objeto, como o corpo de um paciente, por exemplo, a partir das diferenças que essas propriedades apresentam para as diversas partes do corpo (CHENEY, 1999).

A literatura aponta como pioneiro na produção de imagens do corpo humano a partir de suas propriedades elétricas o trabalho de Henderson e Webster (1978). O sistema construído por eles, denominado *câmara de impedância*, baseava-se na aplicação de uma diferença de potencial elétrico através de um eletrodo colocado no peito do paciente e na medição da corrente elétrica por eletrodos localizados nas costas do mesmo. Entretanto, o modelo matemático aplicado na reconstrução da imagem fazia algumas aproximações que acabaram por produzir imagens com baixa resolução. De qualquer forma, o pioneirismo teve reflexos positivos, pois a partir dessa publicação o interesse dos pesquisadores em técnicas de imageamento que procuram explorar as propriedades elétricas dos tecidos biológicos tem aumentado consideravelmente.

Seguindo a idéia de que as propriedades elétricas variam de material para material, a proposta da TIE é produzir uma imagem do corpo de tal forma que, após o processamento e a reconstrução computacional da imagem, cada "pixel" desta represente a impedância ou condutividade dos pontos internos do domínio (LIMA, 2006). Na TIE, o processo de obtenção da informação para a produção da imagem consiste em posicionar eletrodos ao redor do corpo de interesse e aplicar um estímulo, que pode ser a injeção de uma corrente elétrica ou a aplicação de uma diferença de potencial elétrico, e medir a resposta, também na forma de corrente ou potencial (Fig. 5). Com base nos dados de estímulo e resposta, pode-se estimar a distribuição de condutividade elétrica e, através de um algoritmo, reconstruir computacionalmente a imagem do interior do corpo.

No caso das aplicações médicas, as correntes ou tensões aplicadas são de baixa intensidade de forma a não produzir nenhum dano ou sensação indesejável ao paciente. Também deve-se usar correntes de baixa frequência de forma que se possa desprezar os efeitos das correntes de deslocamento. Como exemplo, em um trabalho recente, utilizou-se dados experimentais para produzir imagens do tórax de um

paciente com aplicação de uma corrente alternada de 4,33mA e frequência de 125kHz (HERRERA, 2007).

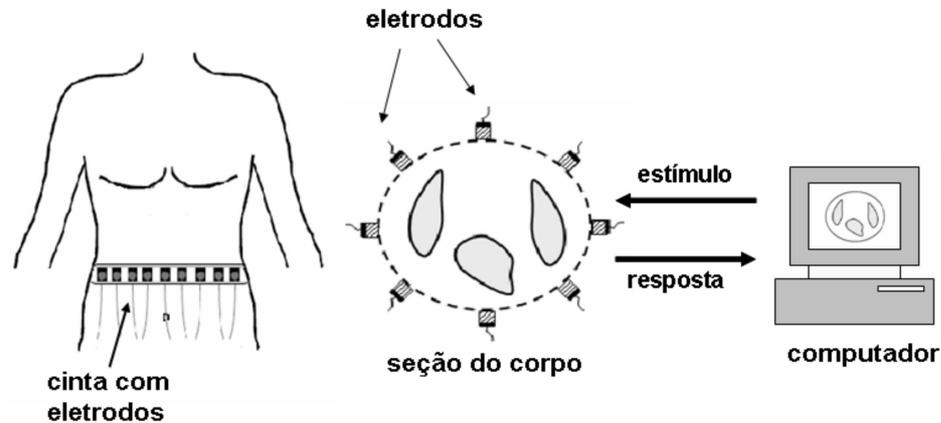


Figura 5. Esquema de um exame de Tomografia de Impedância Elétrica

A grande expectativa em relação à TIE reside, entre outros motivos, no fato de que os tecidos apresentam diferenças relativamente grandes de resistividade (inverso da condutividade), o que, em princípio, pode aumentar a nitidez da imagem reconstruída. Por exemplo, podemos comparar a resistividade elétrica e o coeficiente de atenuação de raio-X, que é a grandeza usada para diferenciar tecidos na TC. A resistividade do osso é duas ordens de grandeza maior do que a resistividade dos músculos ou do sangue, enquanto que o coeficiente de atenuação de raio-X varia menos do que uma ordem de grandeza entre esses mesmos tecidos. A Tabela 2 (BARBER, 1983) mostra uma comparação entre a condutividade e o coeficiente de atenuação para alguns tecidos biológicos. Também podemos fazer uma comparação com a impedância acústica, propriedade utilizada para diferenciação de tecidos na ultra-sonografia. A Tabela 1. mostra que a impedância acústica também varia menos do que uma ordem de grandeza quando comparamos, por exemplo, músculo de osso.

Outras características que fazem da TIE uma técnica promissora referem-se à segurança do paciente, facilidade de instalação e manutenção e baixo custo. Como se sabe, as técnicas para produzir diagnósticos a partir do imageamento do corpo podem ser divididas, essencialmente, em duas classes: as técnicas *invasivas*, nas quais há a necessidade de se introduzir algum objeto, como um catéter ou uma sonda de visualização, ou de que o paciente tenha que ingerir algum contraste radioativo para posterior detecção do sinal; e as técnicas *não invasivas* que se baseiam na medição de sinais naturais emitidos pelo próprio corpo (eletrocardiograma,

eletroencefalograma, etc) ou de sinais originados como respostas a estímulos externos (ressonância magnética, ultra-sonografia, raio-X, etc).

Tabela 2. Comparação entre a resistividade elétrica (ρ) e o coeficiente de atenuação de raio-X (μ)

Tecido	$\rho(\Omega.m)$	$\mu(m^{-1})$
Osso	150	35.0
Músculo	3.0	20.4
Sangue	1.6	20.4
Gordura	15.0	18.5

A TIE pode ser classificada como uma técnica não invasiva pois, de fato, não há necessidade de introdução de nenhum objeto estranho no corpo do paciente e nem de ingestão de nenhum tipo de contraste ou substância radioativa. Além disso, leva vantagem em relação ao exame de TC por não utilizar radiação ionizante. Com isso, a TIE pode ser aplicada por longos períodos de tempo sobre um mesmo paciente permitindo um monitoramento constante e em tempo real. Isso é especificamente útil em pacientes que necessitam de respiração artificial, pois permite uma melhor avaliação e um maior controle da quantidade de ar que está sendo injetada, prevenindo assim possíveis danos aos pulmões (LIMA, 2006).

Em relação à facilidade de instalação, portabilidade e manutenção, efetivamente um tomógrafo de impedância elétrica consiste basicamente de um sistema de sensoriamento (fonte de excitação e eletrodos) e de um computador. Sendo assim, pode ser facilmente transportado e instalado, mesmo em locais com pouco espaço e até mesmo ao lado do leito de um paciente. Tudo isso, conseqüentemente, faz com que a TIE tenha um custo consideravelmente baixo comparado a outros equipamentos de imageamento médico. Estimativas apontam para um valor em torno de US\$ 10 mil para um tomógrafo de impedância elétrica enquanto que o custo de um aparelho de TC pode chegar US\$ 1 milhão. Isso é especialmente importante, pois permite que hospitais e clínicas, principalmente aqueles com poucos recursos, possam adquirir aparelhos em quantidade suficiente para atender satisfatoriamente um número maior de pacientes.

4. Considerações finais

Em desenvolvimento já há algumas décadas, a TIE tem se mostrado uma técnica bastante promissora na obtenção de imagens do interior de um objeto, como o corpo humano, por exemplo. Contudo, ainda precisa amadurecer bastante para ganhar confiança e ser mais amplamente utilizada. De fato, existem muitos problemas que devem ser resolvidos, principalmente no que se refere à baixa resolução das imagens e ao excessivo tempo computacional empregado na reconstrução de cada imagem. As dificuldades aparecem principalmente no que se refere aos algoritmos computacionais empregados para processar os dados e fazer a reconstrução da imagem. Pesquisadores do mundo inteiro têm trabalhado com o intuito de sanar essas dificuldades. No Brasil, pode-se citar, entre outros, os trabalhos de Rolnik *et al.* (2009), Menin (2009), Lima (2006) e Herrera (2007).

Apesar das dificuldades, espera-se que a TIE trilhe o mesmo caminho que todas as modernas técnicas de imageamento médico trilharam: ela teve sua infância, está passando pela adolescência e, com certeza, chegará à fase adulta. Conta a lenda que, no século XIX, quando Michael Faraday estava fazendo uma demonstração sobre sua mais nova descoberta, a indução eletromagnética, foi perguntado por um dos presentes: "Mas, para que serve tudo isso?". Faraday prontamente respondeu: "Para que serve uma criança recém-nascida?"

Referências Bibliográficas

BARBER, D. C. *et al.* Imaging spatial distributions of resistivity using applied potential tomography. **Electronics Letters**, 19:933–935, 1983.

CHENEY, M. *et al.* Electrical impedance tomography. **Society for Industrial and Applied Mathematics**, 41(1):85–101, 1999.

HENDEE, W. R. e RITENOUR, E. R. **Medical Imaging Physics**. Wiley-Liss, 4 edition, 2002.

HENDERSON, R. P. e WEBSTER, J. G.. An impedance camera for spatially specific measurements of the thorax. **IEEE Transactions on Biomedical Engineering**, 25(3):250–254, 1978.

HERRERA, C. N. L.. **Algoritmo de tomografia por impedância elétrica baseado em simulated annealing**. Dissertação (Mestrado), Escola Politécnica da Universidade de São Paulo, 2007.

LIMA, C. R. **Estudo da obtenção de imagens de tomografia de impedância elétrica do pulmão pelo método de otimização topológica**. Tese (Doutorado), Escola Politécnica, Universidade de São Paulo, 2006.



MARTINS, M. J.. **Desenvolvimento de um tomógrafo de ressonância magnética: integração e otimização.** Tese (Doutorado) Instituto de Física e Química de São Carlos da Universidade de São Paulo, 1995.

MENIN, O. H. **Método dos elementos de contorno para tomografia de impedância elétrica.** Dissertação (Mestrado), Faculdade de Filosofia Ciências e Letras de Ribeirão Preto da Universidade de São Paulo, 2009.

OKUNO, E. *et al.* **Física para Ciências Biológicas e Biomédicas.** Editora Harbra Ltda., 1982.

ROLNIK, V. *et al.* Study of the boundary element method for the direct problem of electrical impedance tomography. In: 20th INTERNATIONAL CONGRESS OF MECHANICAL ENGINEERING, 2009, Gramado-RS. **Anais** do COBEM 2009, 2009.

RÖNTGEN, W. C. Ueber eine neue art von strahlen. (vorläufige mittheilung.). **Sitzungsberichte der Physik.-med. Gesellschaft zu Würzburg**, (9):132–141, 1895.

WEBB, S. **The physics of medical imaging.** Institute of Physics Publishing, Bristol and Philadelphia, 1988.