

VII – Conclusão

Apesar das inúmeras dificuldades encontradas para o desenvolvimento e montagem dos módulos que compõem o sistema susceptométrico, conforme foi parcialmente discutido no capítulo IV, chegou-se a uma versão de susceptômetro com potencial suficiente para atingir os objetivos prioritários do projeto: quantificar susceptibilidades de materiais fracamente magnetizáveis presentes em grandes volumes, tendo como principal aplicação, a medida susceptométrica da sobrecarga de ferro distribuído no tecido hepático, preservando-se a versatilidade no uso do sensor magnético para outras aplicações não susceptométricas.

O grande esforço dedicado ao aperfeiçoamento do sistema de posicionamento resultou no desenvolvimento de um novo sistema pneumático não metálico e não magnético, que é de grande valia para o deslocamento de amostras em estudos biomagnéticos, principalmente aqueles que envolvem massas semelhantes às de seres humanos, como, por exemplo, a Magnetocardiografia (MCG) (Baffa *et al*, 1994), a Magnetoencefalografia (MEG) (Swerdloff *et al*, 1993), e Magnetogastografia (Baffa *et al*, 1997), entre outros.

As medidas *in vitro*, feitas no *phantom* apresentado na **figura IV.7**, foram de extrema importância para avaliar a sensibilidade do susceptômetro e testar os modelos matemáticos desenvolvidos para a quantificação do fluxo magnético sobre as bobinas sensoras gradiométricas. Pode-se, então, concluir, de acordo com os resultados dessas medidas, que o susceptômetro tem uma sensibilidade para quantificar valores aproximadamente 250 vezes menos intensos que a suscetibilidade da água, em amostras com um volume em torno de 1000 cm³ e a uma distância de 15 mm do sensor. Sua precisão será reduzida se esse volume for muito diferente. O limite volumétrico e geométrico da amostra é mais bem visualizado através das linhas de isossensibilidade da **figura IV.16**. O procedimento usado para quantificar a suscetibilidade do FeCl₃.6H₂O (**item IV.4**) mostra também o potencial do método para analisar amostras solúveis.

De acordo com os resultados obtidos nas medidas *in vivo*, ficou confirmado que a bolsa de água acoplada ao torso contribuiu para uma melhor relação sinal/ruído e que aperfeiçoamentos nesse acoplamento ainda serão possíveis na tentativa de minimizar a

distância entre o sensor magnético e a pele, no início da medida. A pequena variação nas medidas reproduzidas no mesmo voluntário dota o susceptômetro de precisão suficiente para avaliações rotineiras do nível de ferro em pacientes regularmente transfundidos e sob terapia por quelação. O desvio médio estimado na quantificação do ferro em pacientes com sobrecarga foi de aproximadamente 10%, devido a uma dispersão de 3 mm estimada para a medida da distância entre o fígado e o sensor. Esse desvio, portanto, poderá ser minimizado se a profundidade e localização central do fígado e a distância entre a pele e o sensor forem medidas com mais precisão. Para isso, é necessário que a sonda do ultra-som seja levemente encostada sobre a pele, sem que esta seja deformada. Tem-se uma forma alternativa precisa de avaliar a distância entre a pele e o sensor, através do uso de uma pequena bobina, energizada com uma frequência diferente daquela da bobina de excitação, colocada sobre a pele no ponto de medida. A informação da distância é obtida através de uma curva de calibração da resposta do sensor para essa fonte magnética. Esse procedimento deverá ser feito com o torso já posicionado e antes da medida susceptométrica. As variações na posição da cama serão registradas com o próprio sensor resistivo já existente.

Foi mostrada também, no **item III.6**, a possibilidade de medida susceptométrica usando-se o campo magnético terrestre para magnetizar a amostra e o mesmo sensor magnético. No entanto, o uso desse procedimento em aplicações biológicas fica a desejar devido à grande dificuldade na montagem de um sistema capaz de vibrar uma pessoa próximo ao sensor, com amplitudes bem definidas.

Uma das principais vantagens no uso do susceptômetro *AC*, quando comparado ao susceptômetro *DC*, é que, a sua resposta está sincronizada com a frequência de excitação e, conseqüentemente, é bem menos sensível a variações causadas por movimentos de objetos ferromagnéticos nas proximidades e vibrações da estrutura, devido a movimentos de pessoas no estabelecimento. Para uma melhor avaliação do susceptômetro desenvolvido, é apresentada na tabela abaixo uma comparação dos seus principais parâmetros de identificação com os do susceptômetro *dc* comercializado pela empresa *Tristan Technologies*.

Parâmetros	Susceptômetro Comercial	Susceptômetro Apresentado
Campo de Magnetização	DC; não homogêneo; 30 mT na superfície do fígado;	AC; homogêneo, 0,108 mT
Sensibilidade	100 ft/Hz ^{1/2}	270 ft/Hz ^{1/2}
Consumo de hélio líquido	3,5 litros/dia	1,3 litros/dia
Ruído total do sistema	20 µg ftn/g _{tecido úmido}	10 µg ftn/g _{tecido úmido}
Range de medida	50–30000 µg ftn/g _{tecido úmido} no fígado	100–30000 µg ftn/g _{tecido úmido} no fígado
Interferência do pulmão	desprezível	100 µg ftn/g _{tecido úmido}
Espaço físico mínimo	3,7 m x 4,6 m x 6 m	3,5 m x 4 m x 6 m
Desvio na medida in vivo	50 – 400 µg ftn/g _{tecido úmido}	~100 + 0.08c _{ftn} µg ftn/g _{tecido úmido}
Custo	> US\$ 1,000,000.00	< US\$ 200,000.00

Tabela VII.1: Comparação entre os principais parâmetros do susceptômetro desenvolvido e os do comercializado pela *Tristan Technologies*.

Por fim, todos os resultados obtidos nas medidas susceptométricas *in vitro* e *in vivo* mostram que tanto a instrumentação quanto o método de medida apresentado têm excelente potencialidade para o uso na avaliação rotineira do nível de ferro em pacientes talassêmicos e falcêmicos, regularmente transfundidos. Contudo, antes do uso com essa finalidade, é preciso fazer uma calibração com a técnica padrão ouro (biópsia da agulha) para que o modelo de quantificação do ferro hepático seja reavaliado a fim de se conferir a acurácia nas medidas absolutas.

VII.1 – Proposta para trabalhos futuros

As sugestões apresentadas a seguir enquadram-se em duas categorias: desenvolvimentos e aperfeiçoamentos do sistema biosusceptométrico atual e propostas alternativas, baseadas também em técnicas magnéticas, para a avaliação não invasiva da concentração de ferro hepático.

1. Realizar medidas da biópsia magnética conjugada com a biópsia da agulha.
2. Explorar a variação na amplitude do sinal susceptométrico causado pela defasagem deste com relação ao campo do cancelamento ativo, através de medidas realizadas *in vitro*.
3. Implementar a informação da fase, mencionada no item acima, como uma ferramenta adicional para a avaliação da concentração de ferro hepático.
4. Avaliar a condutividade em materiais diamagnéticos e paramagnéticos usando a informação da fase nas medidas susceptométricas.
5. Adaptar o método susceptométrico para avaliar o nível de ferro depositado nos tecidos do coração.
6. Aplicar a metodologia apresentada no estudo da captação de substâncias paramagnéticas injetadas em tumores cancerígenos.
7. Avaliar a metodologia apresentada para alguns diagnósticos do sistema gástrico tais como tempo de trânsito e efeito gastrocólico, para dotá-la de mais uma alternativa na aplicação clínica.
8. Explorar outras formas de magnetização e posicionamento do *dewar* com relação ao torso.
9. Explorar a técnica de ressonância magnética em campos ultrabaixos, medido com SQUID, para a quantificação de ferro hepático.
10. Explorar a técnica de ressonância magnética convencional como um método adicional para a quantificação de ferro hepático, principalmente nos casos em que a sobrecarga desse metal no corpo não seja expressiva .
11. Explorar o uso de sensores magnéticos não supercondutores na medida susceptométrica do ferro hepático, com o objetivo de minimizar o custo da técnica.