

ABLAÇÃO DE TECIDO CALCIFICADO EM PRÓTESES DE VÁLVULAS CARDÍACAS UTILIZANDO O LASER DE ND:YAG

Ana Paula Legnaro Furcin¹, Fernanda Cunha Rennó², Leandro Procópio Alves³, Renato Amaro Zângaro⁴

¹Faculdade de Ciências da Saúde – FCS, Universidade do Vale do Paraíba. Av. Shishima Hifumi, 2911 – Urbanova, 12244-000- São José dos Campos – SP. Av. São João, 241, apto 171, 12242-000, aninha@univap.br

²⁻⁴Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento- IP&D. Universidade do Vale do Paraíba- Av. Shishima Hifumi, 2911- Urbanova, 12244-000- São José dos Campos- SP, ferenno@univap.br, leandro@univap.br, zangaro@univap.br

Resumo- As válvulas cardíacas têm como função favorecer um único sentido para o fluxo sanguíneo e quando comprometidas, são substituídas por próteses mecânicas ou biológicas. A calcificação é um fenômeno que ocorre nas biopróteses e muitos trabalhos estão sendo realizados na busca por melhorias no material de confecção dessas válvulas e também por tratamentos químicos na tentativa de inibir ou diminuir os efeitos da calcificação. Este trabalho se insere nesse contexto, propondo a ablação de tecidos calcificados de biopróteses, utilizando um laser de Nd:YAG ($\lambda=1064\text{nm}$ – Lee Laser Inc. modelo 650M), pulsado. Como amostras de tecido calcificado, foi utilizado a casca de ovo, que recebeu um pulso laser com energia de 350mJ e largura de 0,9 ms. Verificou-se que esta energia, foi suficiente para provocar ablação com diâmetro de 110 μm e profundidade da ordem de 500 μm , na região central do feixe. Um sistema de circulação extra-corpórea foi também utilizado, para verificar a possível ocorrência de escoamento turbulento e formação de bolhas, fato este não registrado no presente experimento. Em uma primeira análise, é possível afirmar a viabilidade da técnica.

Palavras-chave: calcificação, ablação, válvula cardíaca

Área do Conhecimento: III- Engenharias

Introdução

O coração tem uma importância na distribuição do sangue para todo o organismo. Sua função de bombear sangue é complementada pelas válvulas que impedem o retorno sanguíneo, favorecendo um único sentido para o fluxo de sangue [1]. Quando a válvula cardíaca está comprometida, sua reparação plástica é preferível uma vez que a sua substituição nem sempre é viável [2], porém, nos casos em que a função cardíaca da válvula não pode ser recuperada pela cirurgia, substitui-se a válvula por uma prótese.

Starr e Edward (1960) foram os primeiros autores a substituir a válvula mitral por uma válvula mecânica, entretanto, os pacientes com esse tipo de prótese ainda corriam os riscos de apresentarem complicações associadas às mesmas. Por esse motivo que, ao lado das válvulas mecânicas, surgiram também estudos para desenvolvimento de outros tipos de válvulas, como as biopróteses. Logo, o universo das válvulas cardíacas protéticas foi dividido em dois grupos [3]: válvulas mecânicas e biopróteses. As biopróteses apresentam um baixo índice de tromboembolismo e também conferem ao paciente uma qualidade de vida muito próxima à da vida normal, permitindo a prática esportiva, gravidez

normal, inclusive viver em áreas remotas [2]; porém, tem menor durabilidade e elevado índice de calcificação e deterioração estrutural (principalmente em crianças e jovens). As próteses mecânicas apresentam maior durabilidade, porém podem ocasionar tromboembolismo, exigindo portanto, a administração freqüente de anticoagulantes. Percebe-se, então que, a prótese de válvula cardíaca apresenta vantagens e desvantagens inerentes a cada modelo, induzindo o desenvolvimento de diversas pesquisas sobre otimizações e diminuição das disfunções das próteses atuais, assim como tecnologias específicas e também a engenharia de tecidos [4]. Além disso, muitos trabalhos estão sendo feitos na busca por melhorias no material de confecção das válvulas e também por tratamentos químicos na tentativa de inibir ou diminuir os efeitos da calcificação.

A área médica busca técnicas alternativas de diagnósticos e terapia que sejam menos invasivas com a conseqüente redução de riscos e desconfortos para o paciente durante os procedimentos cirúrgicos. Neste sentido, o laser se apresenta como uma alternativa interessante utilizando sua característica minimamente invasiva para ablação de tecido calcificado. O desenvolvimento de técnicas de diagnóstico e

terapias mais seguras e menos invasivas, reduz o tempo de recuperação do paciente, assim como, minimiza eventuais seqüelas provenientes de determinados procedimentos cirúrgicos. Adicionalmente, novas técnicas podem levar a uma redução de custos para o paciente.

Determinados procedimentos médicos podem ser executados com o auxílio do raio laser, que é conduzido até o interior do organismo através de fibras ópticas, sem a necessidade de grandes incisões para se atingir o local a ser tratado. Antes de aplicar a radiação laser no tecido, é muito importante compreender os processos físicos que ocorrem quando da interação laser-tecido. Essa importância se deve ao fato de possibilitar a otimização dos diversos parâmetros de irradiação, visando a obtenção dos melhores resultados, segundo o tecido alvo. Os resultados dos processos de ablação com laser dependem fortemente das propriedades termomecânicas e ópticas do tecido e das propriedades da radiação laser. Fatores de grande interesse no estudo de processos ablativos com laser incluem a eficiência de ablação, medida pela taxa de remoção de massa do tecido, o dano residual causado por necrose do tecido circunvizinho ao sítio de ablação, o limiar de ablação, definido como a densidade mínima de energia para a qual ocorre formação da pluma, e o estudo da formação e propriedades das ondas de choque geradas, uma vez que, essas podem ser danosas aos tecidos que não foram de maneira alguma atingidos pela radiação. Um conceito adicional a ser considerado nos processos ablativos é a eficiência clínica de ablação, maximizando a remoção da massa e ao mesmo tempo reduzindo a extensão dos danos por necrose térmica ou formação de microfissuras [5]. Este trabalho se insere nesse contexto propondo um tratamento de biopróteses com tecido calcificado utilizando o laser de Nd:YAG, objetivando a remoção da calcificação.

Materiais e Métodos

Amostras de fragmentos de casca de ovo foram usadas para os ensaios de ablação em tecido calcificado, sendo divididas em 2 grupos com 4 amostras cada um, sendo o grupo 1 constituído de amostras naturais e o grupo 2 de amostras revestidas com uma película de sangue, visando simular a absorção do sangue, quando do experimento *in vivo*. O laser utilizado foi o de Nd:YAG pulsado ($\lambda = 1064 \text{ nm}$ – Lee Laser Inc. modelo 650M). As amostras do grupo 2, foram imersas por 1 segundo em um recipiente contendo sangue humano eparinizado obtido à partir de amostras descartadas do banco de sangue de São José dos Campos. A película de sangue obtida apresentou espessura da ordem de $200 \mu\text{m}$.

Foi utilizada uma lente plano-côncava com distância focal de 5 cm para permitir o aumento da densidade de energia na região irradiada.

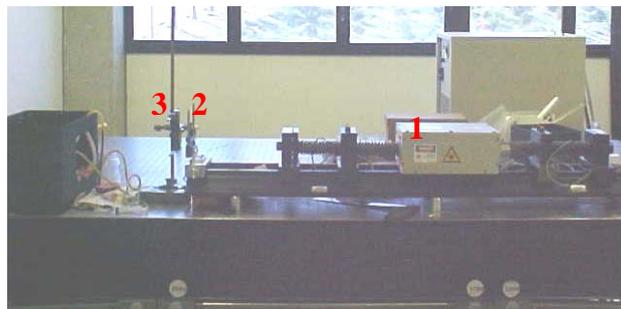


Figura 1. Experimento de Ablação. (1) Laser de Nd:YAG, (2) lente, (3) porta amostra.

Ambos os grupos receberam um pulso laser com energia de 350 mJ e 0,9 ms de largura de pulso, sendo as amostras irradiadas no ponto focal. Considerando o uso da lente com distância focal de 5 cm e que o laser de Nd:YAG apresenta uma divergência de 5 mrad, o diâmetro do feixe no ponto focal é de $50 \mu\text{m}$.

Outro aspecto de extrema importância é a verificação durante a ablação, da ocorrência de processos tais como, aumento da temperatura do sangue e escoamento turbulento com geração de bolhas de gás. Para tal, foi construído um sistema de circulação do tipo extra-corpórea, que garante a circulação sanguínea concomitantemente à irradiação da amostra. Neste caso, o fluxo sanguíneo na célula extracorpórea, foi ajustado à uma velocidade de aproximadamente 30 cm/s, velocidade esta, próxima daquela na qual o sangue esta submetido quando circula pela artéria aorta. Este ajuste é importante para simular a condição fisiológica natural do homem, garantindo assim, a mesma difusão de calor daquela condição. A amostra foi então submetida à uma seqüência de 100 pulsos com energia de 350 mJ separados por intervalos de 1 segundo.

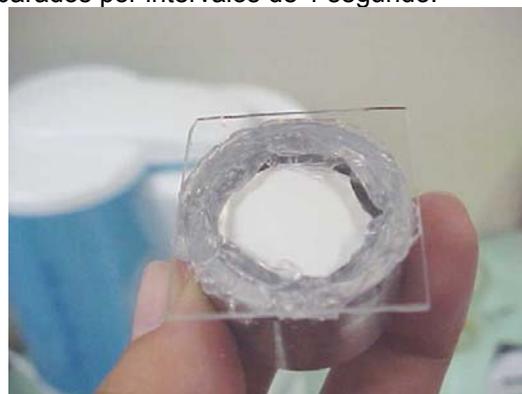


Figura 2. Célula para circulação extra-corpórea, com amostra no seu interior.

As imagens das amostras de casca de ovo irradiadas, foram registradas utilizando-se um

Esteroscópio com magnificação máxima de 40X (Edmund Industrial Optics), uma Câmera Digital JVC (modelo TK – C1480E) e um software (Q Win).

Resultados

As amostras do grupo 1, apresentaram uma região ablada com diâmetro médio de 110 μ m, enquanto que, as amostras do grupo 2, previamente imersas em sangue, apresentaram diâmetro médio de 105 μ m, conforme figura 3 e 4.



Figura 3. Amostra do grupo 1, com região ablada ao centro.

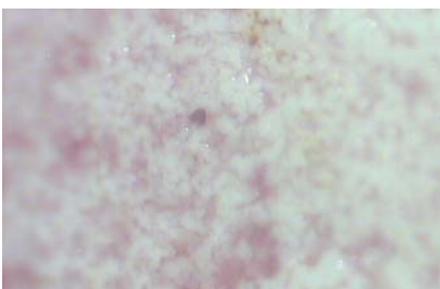


Figura 4. Amostra do grupo 2, com região ablada ao centro.

Discussão

Considerando o diâmetro médio da ablação nos dois tipos de amostra, pode-se concluir que, a diferença de massa ablada é pouco significativa, evidenciando baixo coeficiente de absorção na região de 1,06 μ m, da camada de sangue depositada sobre a amostra do grupo 2, dado este que pode ser confirmado no trabalho de Steven Jacques [6]. Conforme figura 5, podemos considerar o coeficiente de absorção para o sangue na região de 1,06 μ m, como sendo 6 cm^{-1} . Considerando a lei de Beer-Lambert, uma radiação incidente de 350 mJ e uma película de sangue da ordem de 200 μ m, a radiação incidente que atravessa o sangue e efetivamente atinge a casca do ovo é de 310 mJ, representando uma perda de energia da ordem de 11%.

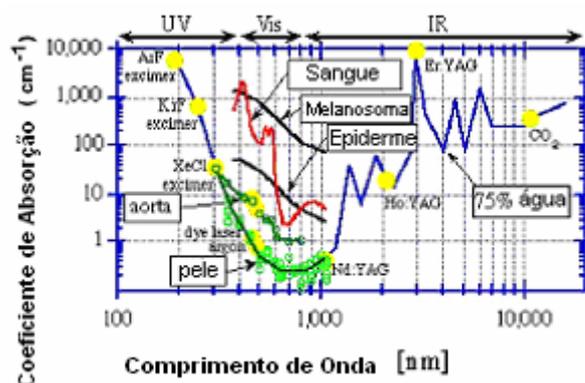


Figura 5. Coeficiente de absorção em função do comprimento de onda para diferentes tecidos biológicos [6].

O aumento de temperatura que poderia provocar liberação de bolhas de gás com conseqüente escoamento turbulento, não foi observado no presente experimento. Estudos neste sentido devem ser ampliados, buscando evidenciar o limiar de energia responsável pelo aumento de temperatura seguido de produção de bolhas de gás.

Conclusão

O uso da radiação do laser de Nd:YAG, com energia de 350 mJ, permite a ablação de tecido calcificado, inclusive quando este está revestido com uma película de sangue, permitindo concluir que esta ferramenta pode ser útil na remoção de tecido calcificado de válvulas cardíacas. Nas condições do presente experimento não foi verificada a produção de escoamento turbulento, que poderia comprometer o uso desta radiação na condição *in vivo*.

Referências

- [1] STEVENS, A.; LOWE, J. "Patologia". 2ª ed. Bras. São Paulo: Editora Manole, 535p., 1998;
- [2] CHANDA, J.; KURIBAYASHI, R.; ABE, T. "Heparin in calcification prevention of porcine pericardial bioprostheses". *Biomaterials*, Amsterdam, v.18, n.16, p. 1109-1113, 1997;
- [3] BARBOSA FILHO, J.; BARBOSA, P.R. "Próteses cardíacas valvares". Disponível em www.socerj.org.br/revista/3_99/prote.htm, acessado em fev. 2005;
- [4] LANGER, R.; VACANTI, J.P. "Tissue Engineering", Science, Washington, v.260, p.920-926, 1993;
- [5] MUNIN, E. *et al.* "O Laser e a Engenharia Biomédica na Univap" – Universidade do Vale do

Paraíba, Instituto de Pesquisa e Desenvolvimento,
São José dos Campos, p.90-91, 1999;

[6] JACQUES, Steven L. *et al.* "Absorption spectra
for biological tissues", disponível em:
<http://omlc.ogi.edu/classroom/ece532/class3/muaspectra.html>, acessado em 20/05/05.