

# DEFORMAÇÃO DE BIOMEMBRANAS COM RETORNO DE FORÇA EM REALIDADE VIRTUAL: SIMULADOR DE MEMBRANA TIMPÂNICA

R. S. Costa\*, I. F. Costa\*\* e B. G. E. Neto\*\*

\*Faculdade de Tecnologia da Universidade de Brasília, Brasília, Brasil

\*\* Faculdade UnB de Planaltina / Universidade de Brasília, Brasília-DF, Brasil  
faelsc@gmail.com

**Resumo:** Devido aos recentes avanços em *hardware* e *software* a utilização de ambientes virtuais em Engenharia Biomédica tem crescido em quantidade e qualidade. Os sistemas computacionais de Realidade Virtual e Realidade Virtual Aumentada oferecem características de imersão e interatividade para simular ambientes médicos nos quais os usuários podem ter estimulados os sentidos visuais, auditivos, táteis, motores ou olfativos pelo uso de dispositivos específicos de entrada e saída. Esses sistemas podem ser usados na simulação de cirurgias guiadas por imagem ou em treinamento de médicos, por exemplo. Este trabalho trata da obtenção da solução analítica e sua implementação em um simulador computacional para a deformação de biomembranas em realidade virtual. Por meio da utilização de interfaces computacionais são produzidas sensações visuais e táteis em tempo real de uma membrana timpânica que pode ser deformada pelo toque em sua superfície. A deformação é calculada analiticamente, não sendo necessária a inversão de matrizes, o que proporciona uma solução rápida do ponto de vista computacional, permitindo interações e deformações durante a simulação. Para tanto, a *Equação de Poisson* para uma membrana circular é solucionada usando *Funções de Green* e impondo bordas fixas.

**Palavras-chave:** Deformação, Realidade Virtual, Biomembranas, Retorno de Força e Simulação.

**Abstract:** Due to recent advances in hardware and software the usage of virtual environments in Biomedical Engineering has grown in quantity and quality. Computer systems on Virtual Reality and Virtual Reality Augmented offer features for immersion and interactivity in order to simulate medical environments where users may have stimulated visual, auditory, tactile or olfactory senses by using specific devices for input and output directions. These systems can be used in image-guided simulation or training of doctors, for example. This paper deals with an analytical solution and its implementation in a computer simulator for the deformation of biomembrane in virtual reality. Through the use of computer interfaces, visual and tactile sensations in real time for a tympanic membrane that can be deformed by the touch carried on its surface. The deformation is calculated analytically; therefore matrix inversions are not necessary, which provides a rapid solution allowing interactions and deformation during the simulation. The Poisson equation for a

circular membrane is solved using Green's functions and imposing fixed edges.

**Keywords:** Deformation, Virtual Reality, Biomembrane, Force Feedback and Simulation.

## Introdução



Figura 1 – Simulação (plataforma CHAI 3D) e utilização do dispositivo háptico (*Phantom Omni*<sup>®</sup>).

Ao longo das últimas décadas, a tecnologia de realidade virtual (RV), que consiste de computadores e interfaces homem-computador em 3D tem sido utilizada para simular vários procedimentos cirúrgicos para fins de treinamento. Os principais benefícios da simulação cirúrgica baseada em RV incluem: segurança do paciente, disponibilidade de treinamento imediato, ampliação do treinamento cirúrgico por meio de diferentes tipos de pacientes virtuais, capacidade de quantificar o desempenho cirúrgico, a diminuição de custos devido à redução de uso de objetos físicos, a diminuição do uso de cadáveres e cobaias. Assim esses benefícios constituem motivos suficientes para que a RV aplicada à saúde seja uma área de interesse crescente em engenharia biomédica, com benefícios tanto para a saúde, quanto para o desenvolvimento das áreas tecnológicas [1, 2, 3, 4, 5].

Recentemente, foi relatado o primeiro simulador baseado em RV para a formação em miringotomia (procedimento cirúrgico em que uma pequena incisão é feita na membrana timpânica para aliviar infecções do ouvido). Ghadarghadar [1], trata o tímpano como uma estrutura estática, que não deforma e nem pode ser perfurada quando em contato com a lâmina de miringotomia virtual. Em outro trabalho, Andrew [6] apresenta um simulador com capacidade para deformar e perfurar a membrana timpânica. No entanto, apesar de

utilizar uma interface háptica, como aquela descrita e mencionada no início da introdução, não foi implementado nenhum retorno de força com o auxílio desse dispositivo. Além disso, nesse trabalho grande esforço computacional é realizado na detecção de colisão entre o bisturi e o tímpano. Assim, esse simulador só alcança taxas de processamento em tempo real para um número relativamente pequeno (917) de elementos.

Com o intuito de superar essas limitações, nesse trabalho desenvolvemos um simulador com a deformação gráfica e retorno de força em tempo real da membrana timpânica (Figura 1).

Um desafio corrente em RV é o cálculo da deformação com realismo físico e rapidez suficiente para serem utilizados em interfaces de retorno de força. Enquanto taxas de 30 Hz em geral são suficientes para as interfaces gráficas, já para interfaces de retorno de força como as utilizadas nesse trabalho são necessárias taxas maiores que 1000 Hz para um funcionamento adequado do dispositivo. No entanto, os métodos usuais para o cálculo de deformações com realismo físico em geral, com por exemplo o FEM (Método dos Elementos Finitos), são lentos e estão longe de alcançar tais taxas de processamento. Dessa forma, faz-se necessário criar novos métodos que obtenham velocidade e realismo suficientes para aplicações específicas.

## Materiais e métodos

Consideramos inicialmente uma membrana esticada no plano  $xy$  com tensão superficial  $\tau$ . As distorções na membrana são causadas por forças externas atuando na superfície da membrana. Vamos representar por  $F$  a força externa (perpendicular à membrana) que é aplicada em uma área  $A_o$ .

Seja  $u$  o deslocamento perpendicular à superfície de uma membrana em relação a sua posição de origem não deformada. Quando a membrana estiver em equilíbrio (o caso estático) temos como solução para esse problema a equação de Poisson:

$$\left( \frac{\partial^2 u}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u}{\partial y^2} \right) = -\frac{P}{\tau} \quad (1)$$

Uma demonstração bastante didática para essa equação, especificamente para o caso de uma membrana, pode ser vista em Feynman [6].

Em um trabalho anterior essa equação foi resolvida analiticamente para o caso mais simples, no qual a membrana timpânica é tocada apenas no seu centro [7]. Agora mostraremos a solução generalizada para quando o toque se dá em qualquer posição da membrana.

Para obter a solução da *Equação de Poisson* (1) para o deslocamento  $u(x, y)$  em cada posição da membrana, vamos resolver primeiramente o deslocamento  $g(x, y)$  que resulta de uma carga pontual  $\delta(x - x_0)\delta(y - y_0)$  concentrada no ponto  $x = x_0$  e  $y = y_0$ , onde  $\delta(x)$  é o *Delta de Dirac* que é definido por:

$$\delta(x) = \begin{cases} \infty, & x = 0 \\ 0, & x \neq 0 \end{cases} \quad (2)$$

onde,

$$\int_{-\infty}^{\infty} \delta(x) dx = 1 \quad (3)$$

Para essa carga, a equação diferencial (1) se torna,

$$\left( \frac{\partial^2 g}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 g}{\partial y^2} \right) = -\delta(x - x_0)\delta(y - y_0) \quad (4)$$

A função  $g$  é conhecida como *Função de Green*. Vamos resolvê-la para uma membrana circular de raio unitário  $r = 1$ , onde  $r = \sqrt{x^2 + y^2}$ .

Dessa forma  $\vec{r}_0$  é a posição onde uma força infinita e pontual é aplicada. Substituindo as coordenadas cartesianas  $x$  e  $y$  pelas coordenadas polares  $r$  e  $\theta$  pode-se obter a solução dessa *Função de Green* [8]:

$$g(r, \theta, r_0, \theta_0) = \left( -\frac{1}{4\pi} \ln \left[ r^2 + r_0^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0) \right] + \frac{1}{4\pi} \ln \left[ 1 + (r \cdot r_0)^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0) \right] \right) \quad (5)$$

Esse resultado é o deslocamento da membrana quando a mesma é submetida a uma carga de impulso tipo *Delta de Dirac*  $\delta$  em  $\vec{r} = \vec{r}_0$ . O deslocamento  $u(\vec{r})$  da membrana submetida a qualquer carga  $F/(A_o \tau)$  pode ser encontrado pela convolução dessa carga com a *Função de Green*  $g(\vec{r}, \vec{r}_0)$ :

$$u(r, \theta, r_0, \theta_0) = \iint_{A_o} \left( -\frac{P}{\tau} \right) g(r, \theta, r_0, \theta_0) dr_0 d\theta_0 \quad (6)$$

Substituindo-se a equação (5) em (6), teremos a seguinte expressão:

$$u(r, \theta, r_0, \theta_0) = \iint_{A_o} \left( \frac{P}{\tau} \right) \cdot \left( -\frac{1}{4\pi} \ln \left[ r^2 + r_0^2 - 2r r_0 \cos(\theta - \theta_0) \right] + \frac{1}{4\pi} \ln \left[ 1 + (r r_0)^2 - 2r r_0 \cos(\theta - \theta_0) \right] \right) dA_0 \quad (7)$$

Vamos considerar que a membrana é deformada quando tocada por um instrumento macio (ou de área pequena), o qual é deformado pela membrana e ao mesmo tempo que a membrana é deformada por ele. Assim, podemos aproximar a posição da borda do instrumento como sendo igual ao deslocamento  $u$  da membrana, calculado pela equação (7), quando apenas uma força pontual é aplicada. Dessa maneira, podemos reescrever a integral acima simplesmente como a carga infinita aplicada em um único ponto, ou seja:

$$u(r, \theta, r_0, \theta_0) = \left(\frac{P}{\tau}\right) \cdot \left(-\frac{1}{4\pi} \ln[r^2 + r_0^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0)]\right) + \frac{1}{4\pi} \ln[1 + (r \cdot r_0)^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0)] \iint_{A_0} dA_0 \quad (8)$$

Dessa forma, a solução da integral é trivial:

$$u(r, \theta, r_0, \theta_0) = \left(\frac{F}{\tau}\right) \cdot \left(-\frac{1}{4\pi} \ln[r^2 + r_0^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0)]\right) + \frac{1}{4\pi} \ln[1 + (r \cdot r_0)^2 - 2 \cdot r \cdot r_0 \cdot \cos(\theta - \theta_0)] \quad (9)$$

A força real não é infinita e nem pontual. Então podemos usar a solução (8) apenas para posições diferentes de onde a força é aplicada, ou seja, fora da região  $A_0$ . Na posição onde a força atua o deslocamento é definido pela prova. Vamos considerar que temos uma prova plana, ou seja,  $u(a, 0, r_0, \theta_0) = u_0 = \text{constante}$  onde  $a$  é o largura da prova em  $\theta = 0$ . Podemos encontrar a força  $F$  nesse ponto usando a equação (9):

$$F = \frac{4\pi \cdot \tau \cdot u_0}{\ln(1 + a^2 \cdot r_0^2 + 2a \cdot r_0 \cos \theta_0) - \ln(a^2 + r_0^2 + 2a \cdot r_0 \cos \theta_0)} \quad (10)$$

Dessa forma, as expressões a serem implementadas no simulador serão as equações (9) e (10) para a deformação  $u$  da membrana e para a força  $F$ , respectivamente.

O dispositivo utilizado para detecção do retorno de força e manipulação da cena virtual é o Phantom *Omni*<sup>®</sup> [9]. A plataforma gráfica utilizada é a CHAI3D [10].

## Resultados e discussões

A implementação das equações (9) e (10) geram as simulações que podem ser observadas nas imagens das Figuras 2 e 3. Nesse exemplo, uma imagem do tímpano humano é fixada sobre a superfície da membrana como uma textura, e posteriormente é convertida em uma matriz de triângulos que possibilita produzir uma malha virtual na qual os vértices podem ser movimentados a partir das regras impostas pelas equações.

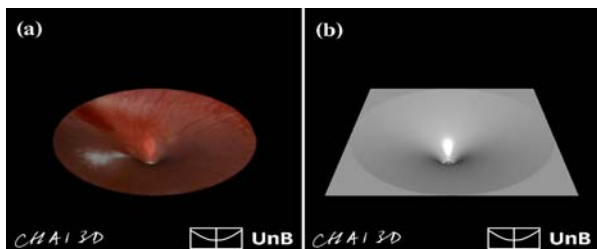


Figura 2 - Simulação da deformação na região central da membrana (a) com a textura e (b) sem textura.

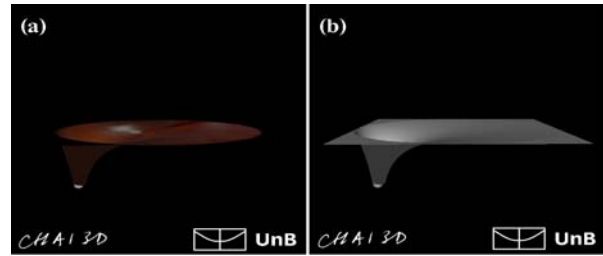


Figura 3 – O mesmo que Figura 2 para deformação fora da região central.

Ao tocar a superfície do tímpano o usuário pode realizar a deformação daquela região de interesse. Além do estímulo visual produzido pelo ambiente gráfico, o usuário pode interagir em tempo real por meio do estímulo tátil produzido pela interface de retorno de força, podendo tocar e deformar a membrana na cena virtual no espaço 3D, vide Figura 1.

Uma outra possibilidade que surge com a solução proposta é o processamento em paralelo dos vértices da malha, tendo-se em vista que os cálculos de deslocamento de um vértice independem dos cálculos dos demais. Essa implementação se beneficiaria bastante, por exemplo, do processamento massivamente paralelo das GPUs.

## Conclusão

A realização da deformação de objetos em ambiente virtuais muitas vezes é uma tarefa que necessita de grande capacidade de processamento, uma vez que os métodos empregados utilizam cálculos matemáticos complicados ou envolvem resolução numérica de matrizes como nos métodos usuais Massa Mola, Deformação de Livre Forma e Método dos Elementos Finitos, ocasionando em lentidão na obtenção de resultados finais da deformação, sendo que em geral os resultados não são obtidos em tempo real. Nesse trabalho é apresentada uma solução analítica que implica em uma solução rápida, o que possibilita uma deformação de membrana em tempo real permitindo a sua utilização em realidade virtual.

A deformação de uma membrana timpânica homogênea, similar às deformações em biomembranas reais, foram obtidas para deformações realizadas em qualquer posição da membrana.

## Agradecimentos

Nossos agradecimentos à Universidade de Brasília (PPG-CIMA) e ao apoio financeiro das agências de fomento CNPq através do projeto de pesquisa 474831/2012-4.

## Referências

[1] Ghadarghadar, N. Agrawal, S. K. Samani, A. Ladak, H. M. Estimation of the quasi-static Young's modulus of the eardrum using a pressurization technique. *Computer methods and programs biomedicine*. 2013 Jun;

110(3):231-9. doi:10.1016/j.cmpb.2012.11. 006. Epub 2012 Dec 25.

[2] Nunes, F. L. S., Costa, R. M. E. M., Machado, L. S., Moraes, R. M. (2011) “Realidade Virtual para saúde no Brasil: conceitos, desafios e oportunidades”. *Revista Brasileira de Engenharia Biomédica*, v. 27, n. 4, p. 243-258.

[3] Nunes, F. L. S., Machado, L. S., Costa, R. M. E. M. (2009). Aplicações de Realidade Virtual e Aumentada. Capítulo 04: RV e RA Aplicadas à Saúde, em: XI SIMPÓSIO DE REALIDADE VIRTUAL E AUMENTADA. Porto Alegre-RS, Brasil.

[4] Pavarini, L. (2006). Estudo e Implementação do Método Massa-Mola para Deformação em Ambientes Virtuais de Treinamento Médico usando a API Java Dissertação (Mestrado em Ciência da Computação) - Centro Universitário Eurípides de Marília, Fundação de Ensino Eurípides Soares da Rocha. Marília, São Paulo, Brasil.

[5] Kirner, C., Siscoutto, R. (2007). Realidade Virtual e Aumentada: Conceitos, projetos e Aplicações. Livro do Pré-Simpósio – IX Symposium on Virtual and Augmented Reality. Petrópolis – RJ.

[6] Feynman, R.P. Leighton, R.B and Sands, M. Sands, The Feynman Lectures on Physics, vol. 2 – APÊNDICE 1 - Análogos Eletrostáticos. (Addison-Wesley, Reading, MA 1963).

[7] Costa, Rafael. S.; Costa, Ivan F. (2012). Deformação de biomembranas com retorno de força para treinamento médico em realidade virtual. XXIII Congresso Brasileiro em Engenharia Biomédica – CBEB.

[8] Duffy, D. G. Green’s functions with applications p. cm. (Studies in advanced mathematics). 1 Green’s functions. I Title. II. Series. Chapman & Hall/CRC. 2001.

[9] Phantom Omni da Sensable Technologies. Disponível no endereço eletrônico: <http://geomagic.com/en/products/phantomomni/overview>. Acessado em julho. 2014.

[10] Plataforma CHAI 3D. Disponível no endereço eletrônico: <http://chai3d.org/project.html>. Acessado em: maio de 2014.

[11] Selvadurai, A.P.S. Deflections of a rubber membrane. Department of Civil Engineering and Applied Mechanics, McGill University, 817 Sherbrooke Street West, Montreal, Que., Canada H3A 2K6. *Journal of the Mechanics and Physics of Solids* nº 54. 2006. pgs. 1093–1119.

[12] Costa, R. S. Deformação de biomembranas com retorno de força para treinamento médico em realidade virtual. 2013. 110 f., il. Dissertação (Mestrado em Ciências de Materiais) - Universidade de Brasília, Brasília, 2013. Disponível no endereço eletrônico: <http://hdl.handle.net/10482/15573>. Acessado em: agosto de 2014.

[13] Andrew K. H., Hussain A., Philip C. D., Hanif M. L., Sumit K. A. (2012) Virtual Reality Myringotomy Simulation With Real-Time Deformation: Development and Validity Testing. *The Laryngoscope* 122 (8) 1844-1851.