

SISTEMA HIDRÁULICO PARA MIMETIZAR A VISCOELASTICIDADE ARTERIAL

V.C. Martins*, M.A. von Kruger*, W.C.A. Pereira*

* Programa de Engenharia Biomédica - COPPE/UFRJ, Rio de Janeiro, Brasil

e-mail: vcostamartins@gmail.com, mavk@peb.ufrj.br, wagner@peb.ufrj.br

Abstract: Cardiovascular disease has been one of the most important causes of death in Brazil during the last decades. The modification in diameter of an arterial segment in response to internal pressure variations is a function of the elasticity and viscosity of its walls. Observation of changes in vascular response to pressure can lead to detection of abnormalities such as atherosclerosis in the arterial wall. The aim of this study was the development of an hydraulic unit capable of mimicking arterial viscoelastic response. It consists of a double chamber cell containing hydraulic resistive and capacitive adjustable elements. It is shown that connected to an injection system with rigid walls, this viscoelastic cell is capable to reproduce a pressure response to impulse volume injection similar to the observed in an artery.

Palavras-chave: Viscoelasticidade arterial, sistema hidráulico.

Introdução

Doenças cardiovasculares são um grave problema de saúde pública e, no Brasil, a partir da década de 60, tornaram-se as principais causas de morte. Em média, 27% do total de óbitos por ano decorrem de complicações do sistema circulatório, tais como: Infarto Agudo do Miocárdio, Acidente Vascular Cerebral e Insuficiência Cardíaca [1].

Artérias constituem uma complexa unidade funcional e suas paredes apresentam basicamente propriedades elásticas e viscoelásticas. Estas têm implicações tanto fisiológicas quanto adaptativas ao envelhecimento e às condições patológicas [2]. A redução na distensibilidade arterial com a idade é causada por mudanças nas propriedades da camada média e aumento da espessura da camada íntima arterial devido a processos ateromatosos. Deste modo, a habilidade para absorver as pulsações da ejeção do ventrículo é reduzida [3].

O desenvolvimento de métodos eficazes para diagnóstico e prevenção das doenças arteriais passa por uma melhor compreensão da mecânica das grandes artérias [4], onde modificações em suas estruturas podem acarretar desenvolvimento de doenças [5]. O estudo da distensibilidade arterial é de grande interesse clínico devido à alta correlação com o envelhecimento

[4,5] e enrijecimento de grandes artérias [6]. O *stress* mecânico e as tensões que atuam sobre a parede modificam-se com o surgimento e progressão de patologias e, um aumento grande na rigidez arterial é um forte preditor independente de mortalidade e morbidade de doenças cardiovasculares [4,6,7].

Estudos sobre a função arterial abordam análises *in vivo*, incluindo técnicas invasivas [8] e não-invasivas, como Velocidade de Onda de Pulso, Tonometria e *Doppler* [9]. *Phantoms* mimetizadores de tecidos biológicos encontram-se em desenvolvimento [10].

O presente trabalho tem como objetivo desenvolver um *phantom* capaz de reproduzir a viscoelasticidade correspondente ao sistema arterial fisiológico humano, utilizando um sistema hidráulico adaptado.

Viscoelasticidade – Segundo McDonald [11], o comportamento mecânico do grupo de materiais classificados como viscoelásticos, no qual as paredes arteriais são incluídas, apresenta um comportamento mecânico descrito pelos modelos de Maxwell e de Voigt-Maxwell (Figura 1a e b) que são inspiração para o sistema experimental hidráulico deste estudo.

No Modelo de Maxwell, a mola (B) e amortecedor (A) estão em série. Um impulso mecânico aplicado sobre o sistema faz com que a tensão se eleve instantaneamente e se dissipe com ação do amortecedor, estabilizando-se em zero. Já no Modelo de Voigt-Maxwell a mola (C) e amortecedor (A) são posicionados em paralelo, com uma nova mola (B) em série. Ao ser submetida a um impulso mecânico, esta última confere característica elástica ao sistema enquanto que a viscosidade é dada pelo amortecedor (A) em paralelo com (C). As molas (C e B) determinam o nível onde o sistema equilibra-se no final.

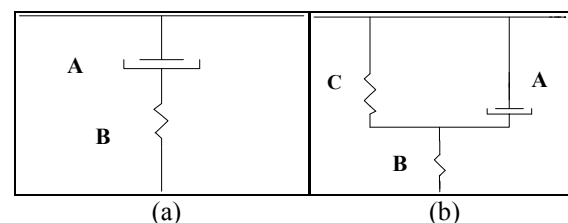


Figura 1: (a) Modelo de Maxwell: Mola (B) e amortecedor (A) em série; (b) Modelo de Voigt-Maxwell onde mola (C) e amortecedor (A) são posicionados em paralelo, com uma nova mola (B) em série [11].

Materiais e Métodos

Para a realização do experimento, utilizou-se: um osciloscópio da marca Tektronix TDS 2024, um sensor de pressão HP Modelo 1290A, um computador PC, uma seringa da marca Walmur de 20 ml, uma seringa da marca Injex® de 60 ml, um tubo de silicone de paredes espessas (com diâmetro interno de 6 mm e espessura de parede de 2 mm) e água destilada.

Célula Viscoelástica – A Célula Viscoelástica (Figura 2) foi construída com a seringa Injex adaptada para conter duas câmaras (B1 e B2) interligadas por um tubo de comunicação de 10 mm de comprimento e diâmetro interno de 0,7 mm. Cada câmara foi parcialmente preenchida de água de forma a criar volumes de ar conhecidos em ambas (bolhas).

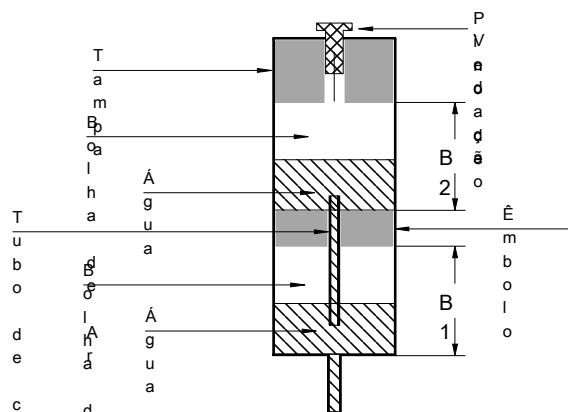


Figura 2: Célula Viscoelástica: seringa adaptada, com tampa superior vedável; duas câmaras B1 e B2 contendo ar e água, separados por um êmbolo central (fixo), interligadas por meio de um tubo de comunicação.

Com a Célula supracitada pode-se implementar tanto o modelo de Maxwell (Figura 1a) quanto o modelo Voigt-Maxwell (Figura. 1b).

Modelo de Maxwell - Neste caso a câmara superior permanece aberta para o meio externo (sem o pino de vedação). Inicialmente, a pressão em ambas as câmaras está em equilíbrio. Injetando-se rapidamente determinado volume de líquido na câmara inferior (B1), ocorre aí um aumento de pressão instantâneo com a consequente redução do volume de ar em B1. O ar comprimido, agindo como uma mola, empurra o líquido para a câmara superior (B2), via tubo de comunicação. Uma vez que B2 não encontra-se vedada, sua pressão se mantém igual à pressão externa, enquanto que a pressão em B1 retorna ao seu valor original na medida em que o líquido passa para a câmara superior, com uma velocidade diretamente proporcional ao diferencial de pressão e inversamente proporcional à resistência do tubo de comunicação.

Modelo de Voigt-Maxwell - Neste caso, com o pino de vedação em posição, a câmara superior permanece vedado. As condições iniciais são as mesmas do modelo de Maxwell, e também neste caso a injeção leva à compressão do ar em B1 que força o líquido para B2. Entretanto, como o compartimento superior está vedado,

a passagem de líquido para B2 gera um aumento progressivo de pressão nesta câmara. Este processo leva à convergência das pressões de ambas as câmaras para um patamar acima da pressão original (ambiental).

Montagem Experimental - O ensaio e a calibração da Célula Viscoelástica foram executados conectando-se a Célula à seringa de injeção por meio de um tubo de silicone de paredes espessas. A tomada para um sensor de pressão foi feita por uma conexão T inserida no circuito (Figura 3). O tubo foi preenchido com água destilada, tendo-se o cuidado de evitar bolhas de ar no circuito.

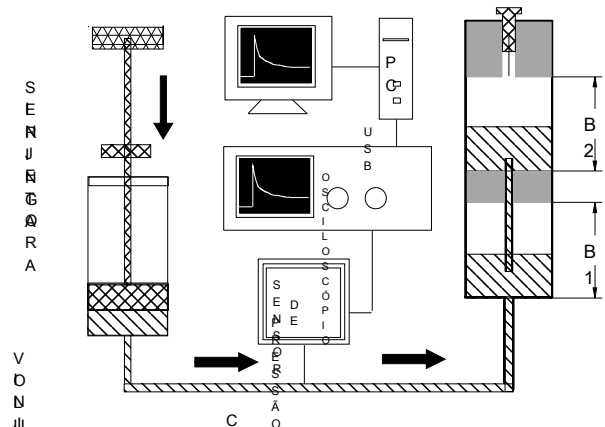


Figura 3: Arranjo experimental. Seringa injetora conectada ao circuito hidráulico contendo a Célula Viscoelástica. O sinal proveniente do sensor de pressão é digitalizado pelo osciloscópio e transferido ao microcomputador PC via interface USB.

Calibração – A calibração do sistema deu-se em dois estágios. Estágio 1: O sensor de pressão foi ligado a uma coluna de água que teve sua altura variada de 40 a 200 cm H₂O em incrementos de 10 cm. Para cada incremento, a voltagem de saída do sensor de pressão foi registrada, obtendo-se assim a curva Pressão × Voltagem. Estágio 2: Foi utilizada a montagem experimental descrita na Figura 3. Nesta, para fazer com que a Célula tivesse um comportamento puramente elástico, manteve-se o pino de vedação em posição e o compartimento B2 da Célula foi totalmente preenchido de água. O compartimento B1 foi preenchido com água e com 16 ml de ar.

Foram injetados volumes crescentes de água no sistema (0,8 1,0 1,5 2,0 2,5 e 3,0 ml) e, a cada injeção, registrou-se a voltagem correspondente medida no sensor de pressão. Confrontando estas medições com a curva Pressão × Voltagem obtida no Estágio 1, foi possível obter a curva Pressão × Volume Injetado apresentada na Figura 4.

Note-se que a faixa de variação de pressão gerada (50 a 250 cm H₂O que corresponde a 35,6 a 148 mmHg) engloba o valor de de 120 mm Hg, que é típico para a artéria aorta humana em indivíduos normais durante a sístole [12].

Ensaio da Célula Viscoelástica – Os ensaios foram realizados para as duas configurações: Modelo de Maxwell (M) e Modelo Voigt-Maxwell (V-M).

Modelo de Maxwell: B1 foi preenchida com água e com 16 ml de ar, enquanto B2 permaneceu sem o pino de vedação, portanto, em contato com a pressão externa.

Modelo de Voigt-Maxwell: Tanto B1 quanto B2 foram preenchidos com água e com 16 ml de ar. Nesta configuração, o pino de vedação foi colocado em posição, garantindo o isolamento das câmaras em relação à pressão externa.

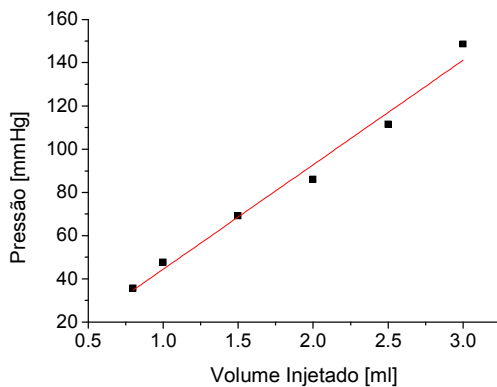


Figura 4: Curva de calibração relacionando volumes injetados com a pressão medida no sensor. Valores experimentais e regressão linear.

Ambas as configurações foram submetidas ao mesmo procedimento (repetido três vezes para cada volume injetado): Foram introduzidos no circuito volumes crescentes de água: 1,0 2,0 3,0 e 4,0 ml e para cada injeção, a evolução da pressão foi registrada. Nas Figuras 5 e 6, registros típicos para cada modelo são apresentados.

A forma adotada para contornar o problema do artefato, que aparece no instante da injeção devido à resposta (Figuras 5 e 6) sub amortecida do sensor, consistiu em ajustar uma curva exponencial ao trecho de decaimento, sendo esta curva extrapolada para se obter o ponto correspondente à pressão atingida no instante inicial de injeção (ponto de corte).

Resultados

A resposta da Célula Viscoelástica é representada pelas curvas Pressão \times Tempo (Figuras 5 e 6). Pode-se observar o período de repouso inicial, o instante da injeção seguidos do decaimento ao longo do tempo, tendendo para um valor de equilíbrio. Os pontos característicos desta curva são: Valor de Pico, Tempo de Decaimento (que é o tempo necessário para a pressão atingir o valor de equilíbrio) e Valor de Equilíbrio.

Para a configuração Maxwell, uma curva típica é mostrada na Figura 5. Pode-se observar que o valor de equilíbrio para este caso é pressão zero, uma vez que a câmara B2 está aberta para o meio externo.

Para a configuração Voigt-Maxwell, um exemplo típico desta curva é apresentado na Figura 6. Pode-se observar que o valor de equilíbrio para este caso é diferente de zero, uma vez que a câmara B2 contém um volume de ar igual ao contido em B1 e a Célula está vedada para o meio externo.

As médias dos valores de Pico de Pressão para cada volume injetado referentes aos dois Modelos e as médias para os valores de Equilíbrio para o modelo Voigt-Maxwell são apresentadas na Figura 7. É possível observar a dependência quase linear destes valores com o volume injetado.

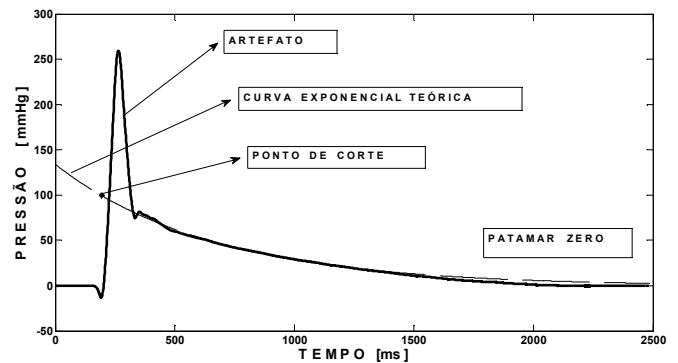


Figura 5: Curva Pressão \times Tempo típica da Célula com configuração Maxwell: Sinal original, curva exponencial teórica com a indicação do “ponto de corte” e o patamar zero (sem vedação).

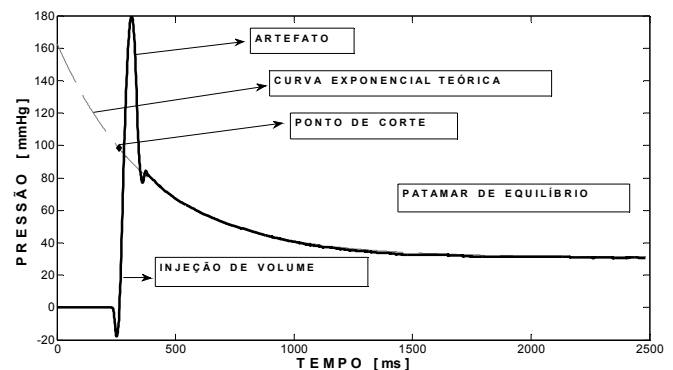


Figura 6: Curva Pressão \times Tempo típica da Célula com configuração Maxwell: Sinal original, curva exponencial teórica com o “ponto de corte” e o patamar onde a pressão se estabiliza.

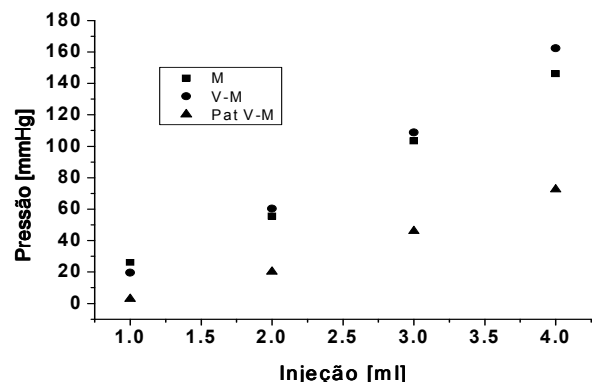


Figura 7: Médias dos valores de Pico de Pressão para cada volume injetado referentes aos Modelos de Maxwell (■), Voigt-Maxwell (●) e as médias para os valores de Equilíbrio (patamares) para o modelo Voigt-Maxwell (▲).

Discussão

A Célula proposta neste trabalho destina-se a reproduzir, fisicamente, características viscoelásticas de tecidos biológicos. Para atingir este objetivo, baseou-se nos modelos Maxwell (M) e Voigt-Maxwell (V-M) [11, 13] descritos na literatura. A característica fundamental destes modelos é a capacidade de representar o processo de acomodação do tecido ao ser submetido a uma força de estiramento de duração finita [13]. Tal acomodação se dá ao longo do tempo e deve-se à combinação de características elásticas e viscosas do tecido.

Nesta Célula, a característica elástica é representada pela bolha de ar em B1 e é função da relação entre seu volume e o volume de líquido injetado. Para esta bolha com volume igual 16 ml, pode-se ver pela curva de calibração na Figura 4, que injeções de líquido na faixa empregada (0,8 a 3,0 ml) correspondem a incrementos de pressão na faixa de 35,6 a 148 mmHg, que abrange a faixa de pressões da artéria aorta de indivíduos normais durante o ciclo cardíaco (80 a 120 mmHg). Configurando-se a Célula para os modelos Maxwell e Voigt-Maxwell, os incrementos de pressão, para os mesmos volumes injetados (Figura 7), não atingem os níveis observados na curva de calibração (Figura 4). Isto se deve à passagem do líquido de B1 para B2, tendo em vista que, na calibração, B2 encontrava-se preenchida com água (sem efeito).

O Modelo Maxwell representa tecidos totalmente complacentes, como é o caso das veias submetidas a pequenos estiramentos [11, 13]. O valor de pico de pressão na injeção e o tempo de estabilização podem ser ajustados, modificando-se o tamanho da bolha e a resistência do tubo de comunicação entre B1 e B2, respectivamente. O Modelo Voigt-Maxwell aplica-se ao caso das artérias que, apesar de apresentarem certo grau de complacência, não perdem totalmente a elasticidade, mantendo determinado nível pressórico. A vedação da Célula para o meio externo impede que pressão dentro desta retorne ao valor inicial. O tamanho da bolha em B2 determina o nível do patamar de pressão para o qual as duas câmaras convergem e o valor da resistência do tubo de comunicação determina o tempo entre a injeção e a estabilização da pressão na Célula.

Conclusão

A Célula Viscoelástica aqui descrita é capaz de apresentar valores de viscoelasticidade ajustáveis em uma faixa de variação que compreende os observados em vasos sanguíneos humanos. O ajuste destes valores pode ser feito por meio do dimensionamento das bolhas em suas duas câmaras e pela variação da resistência hidráulica do tubo de comunicação entre elas.

Referências

[1]°Neumann, A.I.C.P., Martins, I.G., Marcopito, L.F., Araújo, E.A.C. (2007) Padrões alimentares associados a fatores de risco para doenças cardiovasculares para residentes em um município

brasileiro *Revista Panamericana de Salud Publica*, v.22, n.5, p. 329-39.

- [2] Malachias, M.V.B. (2004) “A rigidez arterial como marcador de lesão no presente e preditor de risco no futuro” *Rev. Bras. Hipertens.*, v. 11, n.3, p. 157-60.
- [3] Avolio, A.P., Fa-Quan, D., Wei-Qiang, L., Yao-Fei, L., Zhen-Dong, H., Lian-Fen, X., O’rourke, M.F. (1985) “Effects of aging on arterial distensibility in populations with high and low prevalence of hypertension: comparison between urban and rural communities in China”, *Hypertens.*, v.71, p.202-10.
- [4] Morganti, T., Ricci, S., Boni, E., Guidi, F., Palombo C., Tortoli, P., Bambi, G. (2004) “A novel ultrasound instrument for investigation of arterial mechanics” *Ultrasonics*, v. 42, p. 731–37.
- [5] Arnett, D.K., Chambless, L.E., Kim, H., Evans, G.W., Riley, W. (1999) “Variability in ultrasonic measurements of arterial stiffness in the atherosclerosis risk in communities study”, *Ultrasound in Med. & Biology*, v.25, n.2, p. 175-80.
- [6] Jiang, B. Liu, B., McNeill, K.L., Chowienczyk, P.J. (2007) “Measurement of PWV using PulseWave Doppler ultrasound: comparison with arterial tonometry” *Ultras. in Med. & Biol.*, v. 33, p. 1-4.
- [7] Hammer, S.J., Dineley, J., William, J. Easson, P., Hoskins, R. (2007) “An arterial wall motion test phantom for the evaluation of wall motion software” *Ultrasound in Med. & Biol.*, v.33, n.9, p. 1504–11.
- [8]°Bia, D., Aquire I., Zócalo, Y., Devera, L., Cabrera, F.E., Armentano, R. (2005) “Regional differences in viscosity, elasticity and wall buffering function insystemic arteries: pulse wave analysis of arterial pressure-diameter relationship” *Revista Espanhola de Cardiologia*, v.58, n.2, p.167-74.
- [9]°Balasundaram, J. K., Banu, R.S.D.W.A (2006) “Noninvasive Study of Alterations of the Carotid Artery With Age Using Ultrasound Images” *Medical and Biological Eng. & Computing*; vol. 44: 767-72.
- [10]°Basto, R.L.Q., Costa, C.S.P., Kruger, M.A.v., Pereira, W.C.A., Fonseca, H.M., Orlande, H.R.B. (2006) “Thermophysical properties of different samples of tissues-mimicking materials for ultrasound hyperthermia phantoms” In: *III european conf. on comp. mechanics solids, Structures and Coupled Probl. in Eng.*, Lisboa, Portugal, 5–8 June.
- [11] McDonald, D.A. (1974) “The Elastic Properties of the arterial wall”, In: *Blood Flow in Arteries*. Ed. Edward Arnold, London: p. 239-82.
- [12] Guyton, A.C., Hall, J.E. (2002), “Visão geral da circulação: a física médica da pressão, fluxo e resistência” In: *Tratado de Fisiologia Médica*. Ed.Guarabara Koogan, Rio de Janeiro, p. 136-42.
- [13] Nekowzadeh, A., Pryse, K.M., Elson, E.L., Genin, G.M. (2007) “A simplified approach to quasi-linear viscoelastic modeling” *Journal of Biomechanics*; vol. 40: p 3070-78.