

CARACTERIZAÇÃO ELÉTRICA DO OSSO:
UM MODELO FÍSICO ADEQUADO

POR

J.C.P. Fonseca¹, D.B. Geselowitz²

RESUMO -- Um modelo físico baseado nas teorias de Maxwell e Wagner foi desenvolvido para o comportamento elétrico do osso conduzindo a uma "fórmula de mistura" adequada à simetria cilíndrica. O osso foi considerado um dielétrico heterogêneo constituído de colágeno, mineral e fluido e investigado no estado seco. Capacitância e fator de perda foram experimentalmente determinados a 10 frequências na faixa entre 100 Hz e 4 MHz em amostras de osso bovino transformadas em capacitores de placas paralelas. Os resultados demonstraram que o modelo é válido não somente para o cálculo das propriedades do composto como também para a quantificação das propriedades das fases, conhecidas as frações volumétricas e organização estrutural.

PALAVRAS-CHAVES: osso, dielétricos heterogêneos, propriedades elétricas.

INTRODUÇÃO

Nos últimos anos, o problema da geração de potenciais elétricos no osso em resposta a tensões mecânicas (SGP) e sua provável relação com a remodelação óssea vem sendo exaustivamente investigado. A detecção de campo elétrico entre zonas de tração e compressão no osso realizada por Yasuda et alii (1955) e a demonstração do efeito piezoelétrico tanto no osso como no colágeno por Fukada e Yasuda (1957, 1964) deram origem a uma extensa área de investigação, desde a fisiologia à física da matéria condensada culminando na aplicação clínica da estimulação óssea, seja direta, seja por via mecânica.

A piezoelectricidade ou a potenciais de origem eletrocinética (streaming potentials) tem sido imputada a origem dos sinais elétricos demonstrados no osso quer em experimento "in vitro", quer "in vivo", Williams e Gross (1981). Paralelamente a estas investigações, necessários tornaram-se os dados referentes às propriedades elétricas do osso e do colágeno, seco ou hidratado e principalmente a caracterização elétrica destes materiais em face de sua heterogeneidade e organização estrutural, Reinisch (1974), Lakes et alii (1977). Até então os modelos disponi

¹ Professor Adjunto - Faculdade de Ciências da Saúde, Universidade de Brasília - Ph.D. pela Pennsylvania State University (1984)

² Professor Titular, Ph.D. Chefe do Programa de Bio-engenharia - Pennsylvania State University.

veis, embora pudessem justificar o comportamento elétrico do osso como um dielétrico heterogêneo, eram incapazes de prever valores ou prever a dependência das propriedades na frequência. Tal conhecimento torna-se imprescindível tendo em vista que quer no caso piezoelétrico, quer no eletrocinético, os potenciais gerados vinculam-se às propriedades dielétricas que são dependentes da frequência.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Dados de composição e arranjo estrutural do osso associados à teoria de dielétricos heterogêneos permitiram a idealização capaz de fornecer, mediante uma fórmula de mistura conveniente, valores de permissividades elétricas relativas ou de fatores de perda dielétrica. Uma extensão da teoria permite que se estude o comportamento dielétrico do material em sua dependência na frequência.

Osso: composição e estrutura

O osso cortical maduro, cuja composição e organização não é essencialmente diferente entre os mamíferos, tem como unidade estrutural o osteon, um cilindro de 200 μ m de diâmetro por cerca de 5 mm de comprimento. Os cilindros osteonais dispõem-se preferencialmente paralelos ao eixo longitudinal nos ossos longos sendo formados à custa de protofibrilas colágenas, de forma helicoidal, ao longo das quais microcristais de hidroxiapatita se ligam em sítios preferenciais. Esta mistura é praticamente seca, representando a água apenas cerca de 4% por volume. Permeando o osso, uma rede canalicular ocupa cerca de 8% do volume. "In vivo" este volume é ocupado por líquido de composição semelhante à do fluido extracelular. Os microcristais de hidroxiapatita praticamente se fundem em torno das fibrilas de colágeno, sugerindo uma matriz na qual estas últimas encontram-se embutidas.

Modelo de material composto

A informação acerca da composição e da organização do material sugeriu ser razoável assumir o osso como um sistema misto em que o colágeno, que representa mais que 90% da parte orgânica deste tecido seria uma fase dispersa em uma matriz constituída pela fase mineral contendo uma pequena fração volumétrica de poros. Baseamo-nos no fato de ser o colágeno o responsável pelas características anisotrópicas, Lees et alii (1979), possuir menor fração volumétrica e maiores dimensões se comparado à fase mineral.

Esta abordagem torna-se atrativa se considerarmos a possibilidade de remover alguma das fases. De fato, considerando-se o osso seco constituído apenas de colágeno, apatita e poros, a remoção de uma das fases sólidas permitiria o estudo da fase restante. Por sua vez, obtidas as propriedades das duas fases sólidas, seria possível reconstituir o todo. Se o modelo provar válido para o estado seco, as propriedades do material contendo fluido poderiam ser determinadas introduzindo as propriedades do fluido nas equações do modelo.

Osso: um dielétrico composto -- Com base na composição, estrutura e características de anisotropia, o modelo de dielétrico composto para o osso deverá atender às seguintes especificações:

- 1 - Um sistema misto com uma fase matriz contendo cilindros dispersos de tal forma que interações elétricas entre estes são consideradas desprezíveis.
- 2 - A permissividade elétrica de qualquer fase deverá incorporar a condutividade elétrica, sendo conseqüentemente uma grandeza complexa da forma $\epsilon^* = \epsilon' - j\epsilon''$
- 3 - Duas fases individuais poderão ser combinadas para formar uma só fase mista. Esta por sua vez poderá atuar como uma fase única e combinar-se a uma outra fase e assim sucessivamente.
- 4 - As propriedades do sistema misto poderão ser sempre determinadas das propriedades das fases individuais e das respectivas frações volumétricas. De forma reversa, as propriedades de uma das fases individuais poderão ser determinadas a partir daquelas da fase mista conhecidas as frações volumétricas e as propriedades da outra fase individual.

Abordagem física para o modelo

A abordagem foi a solução de um problema de contorno baseado nas equações de Maxwell em aproximação quasi-estática, o que implica em:

$$\vec{E} = -\vec{\nabla}\phi \quad (1)$$

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{J} = 0 \quad (2)$$

O comportamento dielétrico de um dado material pode ser caracterizado por sua permissividade elétrica ϵ . Um bloco de matéria submetido a um campo elétrico terá uma densidade de fluxo elétrico que pode ser expressa vetorialmente:

$$\vec{D} = \epsilon \vec{E} \quad (3)$$

Se o dielétrico é heterogêneo, a permissividade elétrica será aquela de um composto ocorrendo nestes casos fenômenos de interface, em particular processo de relaxação, caso as condutividades e permissividades relativas das fases sejam desiguais (efeito Maxwell-Wagner). O problema de esferas dielétricas dispersas em um meio uniforme foi abordado por Wagner (1914), sendo sua concepção adotada no presente modelo, modificada para simetria cilíndrica. Adotou-se uma fase dispersa formada por pequenos cilindros com raio a e permissividade elétrica ϵ_2 contidos em disposição paralela em um grande cilindro de raio R e permissividade ϵ_1 , por sua vez imerso em um meio com a mesma permissividade ϵ_1 . Todo o sistema é submetido a um campo elétrico E_0 perpendicular ao eixo longitudinal de todos cilindros. Os pequenos cilindros provocarão distúrbio no campo cujo efeito pode ser estudado por meio de um dos cilindros pequenos. Caso nem este cilindro nem a matriz possuam cargas livres, então para o

sistema como um todo, a densidade volumétrica de cargas livres será nula:

$$\rho_{liv} = 0,$$

logo:

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{D} = 0 \quad (4)$$

Se a condutividade elétrica dos materiais é incluída na permissividade como a parte imaginária da permissividade complexa, a densidade volumétrica de carga elétrica será também nula no caso de aproximação quasi-estática (equação 2). A combinação das equações 1, 3 e 4 conduz à equação de Laplace para o potencial elétrico.

$$\nabla^2 \phi = 0$$

Da solução desta equação em coordenadas cilíndricas com as condições de contorno: continuidade do potencial ϕ e da componente normal da densidade de fluxo elétrico \vec{D} na superfície do cilindro obtém-se o potencial externo:

$$\phi(r, \theta) = \left(-r + \frac{a^2}{r} \frac{\epsilon_2 - \epsilon_1}{\epsilon_2 + \epsilon_1} \right) E_0 \sin \theta$$

Utilizando-se superposição e desconsiderando interações elétricas, uma expressão para o potencial pode ser encontrada para uma coleção de N cilindros pequenos.

A consideração do cilindro grande de raio R contendo todos os cilindros dispersos e possuindo uma permissividade equivalente $\bar{\epsilon}$, imerso no meio de permissividade ϵ_1 , idêntica à da fase matriz levará a uma expressão similar para o potencial externo. Sendo idêntica a distribuição do potencial externo, obtém-se após igualar as distribuições de potencial uma expressão para a permissividade elétrica do composto.

$$\bar{\epsilon} = \epsilon_1 \frac{\epsilon_1 + \epsilon_2 - v_2 (\epsilon_1 - \epsilon_2)}{\epsilon_1 + \epsilon_2 + v_2 (\epsilon_1 - \epsilon_2)} \quad (5)$$

onde:

$\bar{\epsilon}$ é a permissividade elétrica do composto
 ϵ_1 é a permissividade elétrica da fase matriz
 ϵ_2 é a permissividade elétrica da fase dispersa
 v_2 é a fração volumétrica da fase dispersa

A expressão (5) é conhecida como fórmula de Rayleigh (1892), para cilindros dispersos.

A substituição das permissividades elétricas pelas permissividades relativas complexas $K^* = K' - jK''$ e a consideração de que as perdas dielétricas são pequenas $K'' \ll 1$ levam a expressões para a permissividade dielétrica relativa e perda dielétrica do material composto em função das permissividades e perdas das fases assim como da fração volumétrica da fase dispersa.

As equações 6 e 7 representam as fórmulas de mistura que permitirão seja a extração das propriedades de uma das fases, conhecidas as do composto e as da outra fase ou, de forma direta, a obtenção das propriedades dielétricas do composto conhecidas aquelas das duas fases constituintes.

$$\bar{K}' \approx \frac{K_1'^3 + \left(\frac{P}{Q} + \frac{Q}{P}\right)K_2' K_1'^2 + K_2'^2 K_1'}{\frac{Q}{P} K_1'^2 + 2K_2' K_1' + \frac{P}{Q} K_2'^2} \quad (6)$$

$$\bar{K}'' \approx \frac{(K_1'^2 + K_2'^2 + \frac{2P}{Q} K_1' K_2') K_1'' + \left(\frac{Q}{P} - \frac{P}{Q}\right) K_1'^2 K_2''}{\frac{Q}{P} K_1'^2 + 2K_2' K_1' + \frac{P}{Q} K_2'^2} \quad (7)$$

onde:

K' é a parte real da permissividade elétrica relativa
 $K' = \epsilon' / \epsilon_0$

ϵ_0 é a permissividade elétrica do vácuo

K'' é a parte imaginária da permissividade elétrica relativa
 $K'' = g / \omega \epsilon_0$

g é a condutividade elétrica

ω é a frequência angular

$$P = 1 - v_2$$

$$Q = 1 + v_2$$

MATERIAL E MÉTODOS

18 corpos de prova medindo 15x15x1 mm foram usinados a partir da córtex de metatarsos bovinos, controlados gravimétrica e volumetricamente de forma a permitir o cálculo das frações volumétricas das fases. 6 espécimens foram conservados integrais, 6 foram desmineralizados por EDTA e 6 descolagenados por hidrazina. Metalizados a ouro, os corpos de prova foram utilizados como capacitores de placas paralelas e medidos à temperatura ambiente e

sob vácuo a capacitância e o fator de perda dielétrica ($\tan \delta$) a 10 frequências distintas na faixa de 100 Hz a 4 MHz por meio de medidores LCR automáticos HP 4274 A e HP 4275 A com excitação senoidal de 1 Volt RMS.

As partes real e imaginária da permissividade elétrica relativa foram calculadas para cada espécimen e cada frequência de acordo com as equações:

$$K' = C \frac{d}{\epsilon_0 A} \quad \text{e} \quad K'' = (\tan \delta) K'$$

RESULTADOS

Frações volumétricas no osso foram calculadas à partir das frações de massa determinadas em espécimens controle, integrais e desmineralizados, cujos volumes eram conhecidos, Tabela 1, adotando-se para fins de cálculo os pesos específicos de 3,0 g/cm³ para a hidroxiapatita e 1,4 g/cm³ para o colágeno, Robinson (1960).

Tabela 1. Valores médios de frações volumétricas em espécimens de osso adulto bovino: integrais, descolagenados e desmineralizados.

	apatita	colágeno	água ligada	poros
integral	0,44	0,30	0,04	0,22
descolagenado	0,43	---	0,02	0,55
desmineralizado	---	0,50	0,04	0,46

As partes real e imaginária da permissividade elétrica relativa K foram calculados a partir das medidas de capacitância e fator de perda dielétrica nos espécimens integrais, descolagenados e desmineralizados a 10 frequências distintas entre 100 Hz e 4 MHz, Tabela 2.

Tabela 2. Valores médios de permissividade elétrica relativa (K') e perda dielétrica (K'') em espécimens de osso bovino integrais, descolagenados e desmineralizados.

freq. (Hz)	integral		descolagenado		desmineralizado	
	K'	K''	K'	K''	K'	K''
100	7,3	0,15	5,0	0,34	4,4	0,09
400	7,2	0,12	4,9	0,17	4,4	0,09
1K	7,1	0,11	4,8	0,13	4,3	0,10
4K	7,0	0,11	4,7	0,08	4,2	0,11
10K	6,9	0,11	4,7	0,06	4,1	0,11
40K	6,8	0,10	4,6	0,05	4,0	0,10
100K	6,8	0,10	4,6	0,04	4,0	0,09
400K	6,7	0,09	4,6	0,04	3,9	0,08
1M	6,6	0,08	4,5	0,03	3,9	0,07
4M	6,2	0,05	4,2	0,03	3,6	0,05

A fórmula de mistura (equações 6 e 7) foi empregada para o cálculo das permissividades elétricas da hidroxiapatita e do colágeno a partir dos espécimens descolagenados e desmineralizados respectivamente. Poros foram assumidos como fase dispersa ($K' = 1$ e $K'' = 0$), tabela 3.

Tabela 3. Médias de valores calculados pelo modelo para as permissividades elétricas relativas e fatores de perda de hidroxiapatita e colágeno a partir de espécimens descolagenados e desmineralizados respectivamente.

freq. (Hz)	hidroxiapatita		colágeno	
	K'	K''	K'	K''
100	14,3	1,17	9,8	0,24
400	13,6	0,59	9,6	0,24
1K	13,4	0,45	9,4	0,27
4K	13,1	0,28	9,1	0,30
10K	13,0	0,21	8,9	0,30
40K	12,8	0,17	8,7	0,27
100K	12,9	0,14	8,6	0,24
400K	12,7	0,14	8,4	0,22
1M	12,5	0,10	8,2	0,19
4M	11,6	0,10	7,4	0,13

A partir dos valores de permissividade elétrica relativa da apatita e do colágeno, utilizou-se novamente a fórmula de mistura para calcular as propriedades da mistura hidroxiapatita-colágeno, assumindo-se que este último constituiria a fase dispersa, com uma fração volumétrica de 0,41, tabela 4.

Tabela 4. Valores médios de permissividade elétrica relativa e perda dielétrica para a mistura hidroxiapatita-colágeno calculados através do modelo (eqs. 6 e 7)

freq. (Hz)	hidroxiapatita-colágeno	
	κ'	κ''
100	12,2	0,72
400	11,8	0,42
1K	11,6	0,36
4K	11,3	0,29
10K	11,2	0,25
40K	11,0	0,22
100K	10,9	0,19
400K	10,7	0,18
1M	10,5	0,15
4M	9,7	0,12

A permissividade elétrica relativa e perda dielétrica do osso integral foram calculados através do modelo assumindo-se a mistura hidroxiapatita-colágeno como fase única, acrescentando-se poros a uma fração volumétrica de 0,22, tabela 5.

Tabela 5. Valores médios de permissividade elétrica relativa e perda dielétrica para a mistura hidroxiapatita colágeno-poros correspondendo ao osso integral, calculados através do modelo (eqs. 6 e 7).

freq. (Hz)	hidroxiapatita-colágeno-poros (osso integral)	
	κ'	κ''
100	8,4	0,46
400	8,1	0,27
1K	8,0	0,23
4K	7,8	0,18
10K	7,7	0,16
40K	7,6	0,14
100K	7,5	0,12
400K	7,4	0,11
1M	7,3	0,09
4M	6,7	0,08

DISCUSSÃO

O osso é um dielétrico heterogêneo polifásico cujo comportamento depende das permissividades e condutividades elétricas das fases assim como de sua organização e frações volumétricas. A simetria dos principais constituintes e sua organização sugeriram a adoção do modelo de Wagner modificado, que conduziu à "fórmula de mistura" descrita nas equações 6 e 7, representando as partes real e imaginária da permissividade elétrica relativa do composto. A partir de medidas experimentais de capacitância e fator de perda dielétrica em amostras de osso descolagenado e desmineralizado, foi possível o cálculo das permissividades e perdas dielétricas da hidroxiapatita e do colágeno respectivamente, cujos resultados encontram-se na tabela 3, estando os valores para o colágeno de acordo com aqueles descritos por Tomaselli & Shamos (1973). No caso da hidroxiapatita, a inexistência de dados na literatura levou-nos a comparar os valores teóricos obtidos das amostras descolagenadas com aqueles medidos em um cristal de fluorapatita, de idêntica simetria e composição muito próxima, tendo revelado a hidroxiapatita teórica uma permissividade 1,3 vezes superior à da fluorapatita, Fonseca (1984). Os valores de permissividade relativa e perda dielétrica, calculados para a hidroxiapatita e o colágeno serviram de base para, após uma mistura hipotética envolvendo estas duas fases, calcular a permissividade do osso seco mediante a incorporação de poros ao modelo. A comparação dos resultados (tabela 2 coluna da esquerda e tabela 5) revela valores muito satisfatórios. A permissividade elétrica calculada para o osso integral mostrou-se discretamente superior àquela experimentalmente medida nos corpos de prova de osso integral, o mesmo ocorrendo com a perda dielétrica. A discrepância entre os valores pode ser considerada desprezível considerando-se a extensa faixa de permissividade assim como de perdas dielétricas, estas últimas sobremaneira influenciadas pelo teor da hidratação dos materiais. Uma extensão da teoria permite o estudo do comportamento dielétrico com a frequência, com base na similaridade com a teoria de relaxação de sistemas dipolares proposta por Debye (1929). Embora os mecanismos de relaxação sejam distintos nos dois casos, a similaridade matemática sugeriu que o modelo pode ser empregado para prever o comportamento elétrico do composto a frequências fora do alcance experimental, evidenciando fenômenos que poderiam ser mascarados por efeitos indesejáveis como a polarização eletrodica. Tal extensão da teoria não será no entanto tratada no presente trabalho.

REFERÊNCIAS

1. Debye, P. (1929), "Polar Molecules", Dover Publ. Inc., New York
2. Fonseca, J.C.P. (1984), "Electrical Properties of Bone: A Composite Material Model"; Ph.D. dissertation, The Pennsylvania State University.
3. Fukada, E. e Yasuda, I. (1957), "On the Piezoelectric Effect of Bone", J. Phys. Soc. Jap., vol. 12:1158-1162.
4. Fukada, E. e Yasuda, I. (1964), "Piezoelectric Effects in Collagen", Jap. J. Appl. Phys., vol. 3:117-121.
5. Lakes, R.S., Harper, R.A., and Katz, J.L. (1977), "Dielectric Relaxation in Cortical Bone", J. Appl. Phys., vol. 48:808-811.
6. Lees, S., Heeley, J.D., and Cleary, P.F. (1979), "A Study of Some Properties of a Sample of Bovine Cortical Bone Using Ultrasound", Calcif. Tissue Int., vol. 29:107-117.
7. Rayleigh, J.W. (1892), Apud Van Beek, L.K.M. (1967), "Dielectric Behaviour of Heterogeneous Systems". Progress in Dielectrics, vol. 7:69-114
8. Reinish, G.B. (1974), "Dielectric and Piezoelectric Properties of Bone as Functions of Moisture Content", Ph.D. dissertation, Columbia University.
9. Robinson, R.A. (1960), "Chemical Analysis and Electron Microscopy of Bone". In "Bone as a Tissue", Mc. Graw Hill, New York.
10. Tomaselli, V.P., and Shamos, M.H. (1973), "Electrical Properties of Hydrated Collagen. I. Dielectric Properties", Biopolimers, vol. 12:353-366.
11. Wagner, K.W. (1914), Apud Van Beek, L.K.M. (1967). "Dielectric Behaviour of Heterogeneous Systems". Progress in Dielectrics, vol. 7:69-114.
12. Williams, W.S., and Gross, D. (1981), "Streaming Potentials or Piezoelectricity in the Electromechanical Response of Wet Bone ?", J. Biomech., vol. 13:437-443.
13. Yasuda, I., Noguchi, K., e Sata, T. (1955), "Dynamic Callus and Electric Callus", J. Bone Jt. Surg., vol. 37A:1292-1293.

ELECTRICAL CHARACTERIZATION OF BONE: A SUITABLE PHYSICAL MODEL

J.C.Fonseca, D.B.Geselowitz
Faculdade de Ciencias da Saude-Univ.Brasilia
70910-Brasilia-DF Brazil

ABSTRACT - Stress generated potentials (SGP) on bone and its relationship with bone growth and remodeling have been a subject of investigation during the last years. Interest in studying the electrical behavior of this tissue has, as a consequence, grown up.

The present research involved experimental studies of the dielectric properties of samples of bovine mature bone together with development of a physical model which considers bone as a composite of collagen, mineral and fluid. Taking into consideration bone's ultrastructure and composition, a Maxwell-Wagner model leading to a convenient mixture formula was proposed.

Data were obtained from decollagenized and demineralized bone specimens so prepared as to serve as dielectrics of parallel plate capacitors. Capacitance and loss factors were measured in the 100 Hz to 4 MHz frequency range, providing information about relative electrical permittivity and dielectric loss. These figures were subsequently used with the model equations in order to obtain dielectric properties of hidroxyapatite and collagen. The mixture formula was then used to calculate the dielectric properties of "dry" bone. Theoretical results were compared to experimental data obtained from integral bone specimens whose electrical properties were also measured within the same frequency range. The model equations provided electrical permittivity and dielectric loss figures at discrete frequencies which were close to the experimental data.

As an extension to the theory, Debye's equation can be used in order to predict the dielectric behavior of both dry or wet bone in an extended frequency range.

KEY-WORDS: bone, heterogeneous dielectrics, electrical properties