

## INTRODUCCIÓN

Según los Institutos Nacionales de Salud (NIH), la osteoporosis es la causa principal de fracturas en mujeres posmenopáusicas y en hombres mayores. Esta es una enfermedad ósea que se desarrolla cuando la densidad mineral ósea disminuye. Aunque el riesgo de desarrollar osteoporosis aumenta con la edad, la enfermedad puede presentarse a cualquier edad. Además, muchas personas con osteoporosis tienen varios factores de riesgo, pero otras que desarrollan osteoporosis pueden no tener ningún factor de riesgo específico. Las opciones de estilo de vida saludable pueden ayudar a tratar la osteoporosis, pero los cambios en el estilo de vida pueden no ser suficientes si se ha perdido mucha densidad ósea.

La estimulación eléctrica in situ es una terapia prometedora, destinada a estimular los factores que promueven el crecimiento óseo (Childs, 2003). Aunque los estudios parecen ser positivos sobre los efectos de la estimulación eléctrica en la densidad mineral ósea en sujetos mayores sanos (Paillard, 2018), los estudios han mostrado variabilidad en el régimen de tratamiento (Griffin & Bayat, 2011) y discrepancias en los resultados funcionales (Aleem et al., 2016), lo que dificulta la traducción clínica. Para garantizar la optimización de la estimulación eléctrica ósea en la práctica clínica, donde se logre el máximo efecto osteogénico en cada hueso, se necesitan dispositivos y métodos de protocolos estandarizados (Victoria et al., 2009). Esto incluye tener información más específica sobre la relación entre la estructura de un hueso y su comportamiento eléctrico (Singh & Saha, 1984).

La existencia de conexiones cuantitativas entre dos propiedades físicas depende de la posibilidad de expresarlas en términos del mismo o suficientemente similar parámetro microestructural (Kachanov & Sevostianov, 2005). La estructura de un hueso y su comportamiento eléctrico se pueden expresar en términos de propiedades mecánicas (Saha & Williams, 1989). En estudios anteriores (Sierpowska et al., 2005), se han investigado las relaciones entre las propiedades eléctricas y mecánicas del hueso trabecular. Sin embargo, solo unos pocos autores han descrito la correlación entre las propiedades eléctricas y mecánicas del hueso cortical (Unal et al., 2018). En este trabajo, se investigó la relación entre las propiedades eléctricas y mecánicas del hueso cortical canino. De esta manera se busca contribuir al establecimiento de una correlación entre la estructura de un hueso y su comportamiento eléctrico y, a su vez, contribuir a la estandarización de los tratamientos de estimulación eléctrica para que pueda traducirse clínicamente a pacientes con osteoporosis.

## OBJETIVOS

Esta investigación buscó conocer cuál parámetro eléctrico, entre la permitividad y la conductividad, se correlaciona mejor con la elasticidad del hueso cortical seco de los huesos largos caninos. Esto se determinó únicamente interpretando los patrones de la fuerza de correlación entre la permitividad y el módulo de Young de las muestras y los patrones de la fuerza de correlación entre la conductividad y el módulo de Young de las muestras.

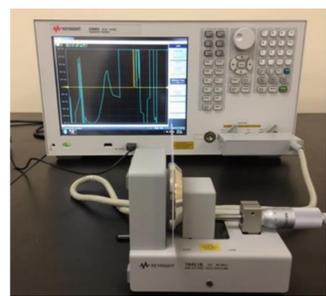


Figura 1. Dispositivo de prueba de material dieléctrico 16451B conectado a un analizador de impedancia E4990A.



Figura 1. Muestra sostenida en los dos extremos por accesorios de aluminio hechos a medida que, a su vez, están sujetados por la máquina de tensión.

Figura 15 Conductividad vs. Módulo de Young de Muestra 7

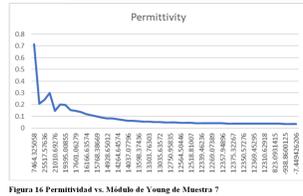


Figura 16 Permitividad vs. Módulo de Young de Muestra 7

## METODOLOGÍA

Preparación técnica.

Lo primero que se hizo fue certificar con charlas la vestimenta y las precauciones de seguridad necesarias en un laboratorio. De la misma manera se corroboraron los protocolos institucionales sobre el manejo y el desecho de los materiales biológicos. En este proceso también fue importante aprender a manejar correctamente los equipos sensitivos a utilizarse: una impresora 3D, una herramienta Dremel 4000, una incubadora, un analizador de impedancia E4990A y una máquina de Applied Test Systems, Inc. Series 910 PLC. Esta preparación era necesaria para preparar las muestras y llevar a cabo las pruebas mecánicas y las pruebas eléctricas de forma adecuada.

Preparación de muestras

Se tomaron muestras de catorce fémures de pequeños caninos adultos. Estas se identificaron con un número único del uno al catorce. Los huesos identificados del uno al siete pertenecían a perros de tres años; los huesos ocho y nueve pertenecían a perros de cinco años; los huesos diez al doce pertenecían a perros de diez años; los huesos trece y catorce provenían de perros con edades desconocidas. Estos fémures tenían un diámetro de epifisis que oscilaba entre 0.2675 a 1.3265 pulgadas, un diámetro de diáfisis aproximado de 0.5 pulgadas y una altura aproximada de 3 pulgadas.

Las muestras se limpiaron con agua fibia y luego se rasparon hasta que solo quedó el hueso. Luego, se cortaron transversalmente para tener huesos de aproximadamente una pulgada de altura y otros huesos de aproximadamente dos pulgadas de altura. Los huesos de una pulgada de altura se utilizaron para realizar las medidas eléctricas; los otros huesos se utilizaron para realizar las medidas mecánicas. Las muestras destinadas para las medidas eléctricas se cortaron transversalmente desde el extremo de la diáfisis en la máxima cantidad de pedazos que podían producir con dos octavos de pulgada de altura. Luego, estos pedazos de hueso se recortaron en pequeñas formas cuadradas. Cada hueso se cortó y recortó con una herramienta Dremel 4000 con el afilador más delgado y con un ajuste de velocidad en 4 a 6. Después de cortar los huesos en pedazos, se almacenaron en un refrigerador (60 °F) los días previos y entre los días que se realizaron las mediciones eléctricas y mecánicas.

Recopilación de datos

La conductividad y la permitividad de los pedazos cuadrados de hueso cortical seco se midieron con un electrodo de 20 Hz de un analizador de impedancia E4990A según aumentaba la frecuencia. Luego, se promedió la conductividad y permitividad de cada muestra con los resultados obtenidos de sus respectivos pedazos de hueso.

El módulo de Young en la dirección longitudinal de cada muestra se midió dividiendo el esfuerzo principal entre la deformación principal de cada muestra en una prueba de tensión. Antes de comenzar estas pruebas, se fijó un desplazamiento de 0,05 pulgadas, un diámetro de 0,5 y una precarga de 100 libras para garantizar que cada muestra estuviera completamente cargada al comienzo de su prueba mecánica. Durante las pruebas, las muestras fueron sostenidas en los dos extremos por accesorios de aluminio hechos a medida que, a su vez, fueron sujetados por la máquina de tensión, como se muestra en la Figura 1. La fuerza de tracción se aplicó a las muestras con una tasa de carga de 0.15 hasta que alcanzó la tensión máxima. La máquina de prueba universal utilizada (Applied Test Systems, Inc. Machine Series 910 PLC) proporcionó una medida precisa de la fuerza y el desplazamiento. El módulo de Young E en dirección longitudinal se calculó mediante:

$$E = \left( \frac{\text{Fuerza}}{\text{Área}} \right) + \left( \frac{\text{Fuerza} \times \text{Excentricidad} \times \text{Radio exterior}}{\text{Momento de inercia}} \right) \times \text{Factor de concentración de tensión} / \left( \frac{\text{Desplazamiento}}{\text{Largo}} \right)$$

donde la expresión en el numerador calcula el valor del esfuerzo principal y la expresión en el denominador calcula el valor de la deformación principal. Los valores de fuerza y desplazamiento se obtuvieron del resultado de la prueba de fuerza de tensión de la muestra analizada. Todos los otros valores de la ecuación eran constantes. El área era de 23.75 mm<sup>2</sup>. La excentricidad era de 0 mm. El radio externo era de 6.35 mm. El momento de inercia era de 74.82 mm<sup>4</sup>. El factor de concentración de tensión era de 3.49. La longitud era de 50.8 mm.

Manejo de datos

Los resultados de las mediciones eléctricas y mecánicas de cada muestra se pusieron en tablas. Cada tabla se identificó con el número asignado a la muestra de la que provenían los datos y la edad del perro del que procedía el hueso. Luego, se crearon dos gráficas por tabla. La variable independiente en ambas gráficas era el módulo de Young. La variable dependiente en una de las gráficas era la permitividad. En la otra gráfica, la variable dependiente era la conductividad.

Análisis estadístico de los resultados

Se utilizaron análisis de regresión lineal múltiple para determinar si había una relación lineal entre los valores medidos del módulo de Young y las propiedades eléctricas de cada muestra de hueso cortical. Las variables independientes (X) fueron la frecuencia y el módulo de Young. La variable dependiente (Y) fue la conductividad en un análisis. En otro análisis, la variable dependiente fue la permitividad. Antes de ejecutar los análisis, la cantidad de valores para las variables independientes X1 y X2 y la variable dependiente Y en cada análisis de regresión tenía que ser la misma. Según la cantidad de datos disponibles, el nivel de confiabilidad fue determinado. Dependiendo del resultado del coeficiente de determinación, R cuadrado, se utilizó el ANOVA para validar el resultado.

## RESULTADOS

Correlación entre la conductividad y el módulo de Young de las muestras

Dos de las muestras usadas en esta investigación (4 y 6) no mostraron relación entre las variables independientes y su conductividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es aproximadamente un porcentaje de las muestras usadas para las pruebas. Siete de las muestras usadas en esta investigación (2, 3, 7, 10, 11, 12 y 13) mostraron una relación moderada entre las variables independientes y su conductividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es un cincuenta por ciento de las muestras usadas para las pruebas. Cinco de las muestras usadas en esta investigación (1, 5, 8, 9 y 14) mostraron una relación fuerte entre las variables independientes y su conductividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es aproximadamente un treinta y seis por ciento de las muestras usadas para las pruebas. A pesar de mostrar variación la fuerza de correlación entre las variables independientes y la conductividad de las muestras usadas en la investigación en sus análisis del coeficiente de correlación de Pearson, en sus análisis de variación (ANOVA) el cien por ciento de estas muestras mostraron una relación lineal entre las variables independientes y su conductividad.

Correlación entre la permitividad y el módulo de Young de las muestras

Siete de las muestras usadas en esta investigación (1, 2, 4, 7, 8, 9 y 13) no mostraron relación entre las variables independientes y su permitividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es un cincuenta por ciento de las muestras usadas para las pruebas. Seis de las muestras usadas en esta investigación (3, 5, 6, 11, 12 y 14) mostraron una relación moderada entre las variables independientes y su permitividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es aproximadamente un cuarenta y tres por ciento de las muestras usadas para las pruebas. Una de las muestras usadas en esta investigación (10) mostró una relación fuerte entre las variables independientes y su permitividad según su análisis del coeficiente de correlación de Pearson. Esto es aproximadamente un siete por ciento de las muestras usadas para las pruebas. Cinco de las muestras usadas en esta investigación (1, 7, 8, 9 y 13) no mostraron una relación lineal entre las variables independientes y su permitividad según su análisis de variación (ANOVA). Esto es aproximadamente un treinta y seis por ciento de las muestras usadas para las pruebas. Por otro lado, nueve de las muestras usadas en esta investigación (2, 3, 4, 5, 6, 10, 11, 12 y 14) mostraron una relación lineal entre las variables independientes y su permitividad según su análisis de variación (ANOVA). Esto es aproximadamente un sesenta y cuatro por ciento de las muestras usadas para las pruebas.

Tabla 7 Resultados de las mediciones eléctricas y mecánicas de la muestra 7. La edad del perro del que procedía la muestra 7 era 3 años.

No	Frecuencia	Permitividad	Conductividad	Fuerza	Desplazamiento	Módulo de Young
1	20	7.34E-01	1.71E-10	-0.2	-0.0022	7464.325058
2	26.3651	2.09E-01	7.65E-11	8.1	0.0021	28790.96808
3	34.756	2.43E-01	4.68E-10	14.7	0.0043	25517.57836
4	45.8174	3.00E-01	1.62E-09	19.3	0.0061	23616.63502
5	60.399	1.48E-01	3.65E-10	22.8	0.0081	21010.69276
6	79.6214	2.01E-01	6.52E-10	26.8	0.0102	19612.14819
7	104.9615	1.99E-01	1.19E-09	31.7	0.0122	19395.00855
8	138.3662	1.53E-01	1.27E-09	34.2	0.0141	18104.95865
9	182.4022	1.46E-01	1.25E-09	38.2	0.0162	17601.06279
10	240.4529	1.39E-01	1.33E-09	41.3	0.0181	17031.85773
11	316.9798	1.19E-01	1.60E-09	44.4	0.0205	16166.65974
12	417.8592	1.10E-01	1.44E-09	46.7	0.0221	15773.80878
13	550.8457	9.95E-02	2.13E-09	50.7	0.024	15768.38669
14	726.1561	8.93E-02	2.23E-09	53.5	0.0261	15300.43642
15	957.2602	8.45E-02	2.61E-09	56.2	0.0281	14928.65012
16	1261.9147	8.29E-02	2.96E-09	59.8	0.0304	14683.11311
17	1663.5275	7.48E-02	3.17E-09	62.3	0.0326	14264.64574
18	2192.9564	7.07E-02	3.55E-09	64.9	0.0341	14206.29608
19	2890.8795	6.38E-02	4.02E-09	67.7	0.036	14037.07796
20	3810.9214	6.27E-02	4.59E-09	70.8	0.0383	13798.28235
21	5023.7729	5.97E-02	5.40E-09	73.6	0.0404	13598.37436
22	6622.6224	5.71E-02	6.05E-09	76.3	0.0421	13527.98104
23	8730.3166	5.47E-02	7.09E-09	78.6	0.0441	13303.76303
24	11508.7987	5.32E-02	8.19E-09	81.2	0.0463	13090.78174
25	15171.5515	5.15E-02	9.75E-09	84.7	0.0485	13035.63572
26	20000	5.00E-02	1.12E-08	86.7	0.0503	12865.94399
27	26365.1348	4.86E-02	1.29E-08	89	0.0521	12750.95835
28	34756.0166	4.72E-02	1.51E-08	91.8	0.0541	12665.89723
29	45817.3531	4.63E-02	1.84E-08	94.6	0.0562	12564.50446
30	60399.0344	4.52E-02	2.10E-08	98.2	0.0581	12616.12256
31	79621.4341	4.44E-02	2.50E-08	101.3	0.0604	12518.81007
32	104961.492	4.36E-02	2.89E-08	103.5	0.0621	12440.54176
33	138366.1942	4.29E-02	3.43E-08	105.8	0.064	12339.46236
34	182402.1679	4.23E-02	4.00E-08	109.9	0.0661	12410.4285
35	240452.8869	4.18E-02	4.72E-08	112.1	0.0682	12289.07389
36	316978.6385	4.13E-02	5.56E-08	115.6	0.0701	12309.21507
37	417859.2262	4.08E-02	6.58E-08	119.7	0.0723	12357.94896
38	550845.7407	4.04E-02	7.85E-08	122.8	0.0742	12353.35737
39	720156.1095	4.00E-02	9.33E-08	126.5	0.0763	12375.32267
40	957260.1846	3.97E-02	1.12E-07	129.9	0.0783	12383.34387
41	1261914.689	3.94E-02	1.36E-07	132.7	0.0802	12350.57276
42	1663527.542	3.88E-02	1.57E-07	136.3	0.0826	12317.04002
43	2192956.392	3.83E-02	1.93E-07	139.2	0.084	12289.45295
44	2890879.542	3.85E-02	2.37E-07	141.9	0.0862	12287.56052
45	3810921.436	3.82E-02	3.16E-07	145.3	0.0881	12310.62918
46	5023772.863	3.80E-02	3.89E-07	147.9	0.0902	12299.17601
47	6622622.43	3.76E-02	2.77E-07	10.2	0.0925	823.0931415
48	8730316.645	3.73E-02	2.52E-07	-16.8	0.0941	-1332.631891
49	11508798.75	3.70E-02	1.20E-07	-12.1	0.0962	-938.8600125
50	15171551.5	3.67E-02	-2.52E-07	-4.8	0.0983	-364.4838279
51	20000000	3.64E-02	-1.09E-06	-0.1	0.1002	-7.449426206

## CONCLUSIONES

En las regresiones lineales múltiples que evalúan la correlación entre las variables independientes y la conductividad del hueso cortical, el patrón más significativo entre todos los coeficientes de correlación de Pearson es el de coeficientes que reflejan que existe una relación entre las variables evaluadas. Todos los análisis de variación (ANOVA) de estas regresiones reflejan que hay una relación lineal entre las variables evaluadas.

En las regresiones lineales múltiples que evalúan la correlación entre las variables independientes y la permitividad del hueso cortical, el patrón más significativo entre todos los coeficientes de correlación de Pearson es el de coeficientes que reflejan que no hay relación entre las variables evaluadas. Sin embargo, en los análisis de variación (ANOVA) de estas regresiones, el patrón más significativo entre los resultados es que hay relación lineal entre las variables evaluadas.

Según los datos, la correlación entre las variables independientes y la conductividad del hueso cortical canino es más fuerte y más consistente que la correlación entre las variables independientes y la permitividad de dicho tejido. Por lo tanto, se concluye que el módulo de Young del hueso cortical canino predice la conductividad de este tejido con más precisión que la permitividad de este tejido.

## REFERENCIAS

Aleem, I. S., Aleem, I., Ewaniew, N., Busse, J. W., Yaszemski, M., Agarwal, A., Einhorn, T., & Bhandari, M. (2016). Efficacy of Electrical Stimulators for Bone Healing: A Meta-Analysis of Randomized Sham-Controlled Trials. *Scientific Reports* 2016 6:1, 6(1), 1–10. <https://doi.org/10.1038/srep31724>

Childs, S. (2003). Stimulators of Bone Healing: Biologic and Biomechanical : *Orthopaedic Nursing*. *Orthopaedic Nursing*: Volume 22 - Issue 6. [https://journals.lww.com/orthopaedicnursing/Abstract/2003/11000/Stimulators\\_of\\_Bone\\_Healing\\_Biologic\\_and.10.aspx](https://journals.lww.com/orthopaedicnursing/Abstract/2003/11000/Stimulators_of_Bone_Healing_Biologic_and.10.aspx)

Griffin, M., & Bayat, A. (2011). Electrical Stimulation in Bone Healing: Critical Analysis by Evaluating Levels of Evidence. *Eplasty*, 11, e34. /pmc/articles/PMC3145421/

Kachanov, M., & Sevostianov, I. (2005). On quantitative characterization of microstructures and effective properties. *International Journal of Solids and Structures*, 42(2), 309–336. <https://doi.org/10.1016/j.ijsolstr.2004.06.016>

Paillard, T. (2018). Regular Muscle Electrical Stimulation Could Act Favorably On Bone Mineral Density in Healthy Aged Subjects. *Frontiers in Physiology*, 9, 1035. <https://doi.org/10.3389/fphys.2018.10.035/BIBTEX>

Saha, S., & Williams, P. A. (1989). Electric and dielectric properties of wet human cancellous bone as a function of frequency. *Annals of Biomedical Engineering* 1989 17:2, 17(2), 143–158. <https://doi.org/10.1007/BF02368024>

Sierpowska, J., Hakulinen, M. A., Töyräs, J., Day, J. S., Weinans, H., Jurvelin, J. S., & Lappalainen, R. (2005). Prediction of mechanical properties of human trabecular bone by electrical measurements. *Physiological Measurement*, 26(2), S119. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/26/2/012>

SINGH, S., & SAHA, S. (1984). Electrical Properties of Bone: A Review : *Clinical Orthopaedics and Related Research*. *Clinical Orthopaedics and Related Research*: Volume 186 - Issue - p 249-271. [https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1984/06000/Electrical\\_Properties\\_of\\_Bone\\_A\\_Review.42.aspx](https://journals.lww.com/clinorthop/Abstract/1984/06000/Electrical_Properties_of_Bone_A_Review.42.aspx)

Unal, M., Cingoz, F., Bagcioglu, C., Sozer, Y., & Akkus, O. (2018). Interrelationships between electrical, mechanical and hydration properties of cortical bone. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 77, 12–23. <https://doi.org/10.1016/j.jmbmm.2017.08.033>

Victoria, G., Petrisor, B., Drew, B., & Dick, D. (2009). Bone stimulation for fracture healing: What's all the fuss? *Indian Journal of Orthopaedics*, 43(2), 117. <https://doi.org/10.4103/0019-5413.50844>

## AGRADECIMIENTOS

Sumamente agradecido de la mentoría del profesor Alex J. Vélez-Cruz y de todos los otros profesores que me brindaron apoyo en el proceso investigativo.