

MODELO ALOMÉTRICO PARA LA DETERMINACIÓN DE TIEMPOS DE CONDUCCIÓN ELÉCTRICA EN EL CORAZÓN DE MAMÍFEROS

Allometric Model for the determination of electrical conduction times in hearts of mammals

VIVIANA CADENA RUIZ vivcadena@yahoo.com

JOSÉ LUIS VILLA j-villa@uniandes.edu.co

Universidad de los Andes

FABIO BALLÉN

Universidad del Rosario

ROBERTO SUÁREZ

Universidad del Rosario

Pontificia Universidad Javeriana

RAMÓN FAYAD rfayad@uniandes.edu.co

Departamento de Física, Facultad de Ciencias,

Universidad Nacional de Colombia

Universidad de los Andes

RESUMEN

Se propone un modelo alométrico que describe la relación entre los tiempos de conducción eléctrica del corazón de mamíferos y la masa corporal. La formulación matemática se basa en la fenomenología de registros electrocardiográficos de diferentes mamíferos y en las mediciones de los distintos intervalos de tiempo del ciclo eléctrico del corazón. La relación algebraica que se obtiene sugiere una formalización de la adecuación funcional eléctrica del corazón para las diferentes masas corporales.

Palabras clave: Alometría, tiempos de conducción, corazón, mamíferos, masa corporal.

ABSTRACT

An allometric model that describes the relation between electrical conduction time of mammal hearts as a function of body weight is proposed. This model is developed by using electrocardiographical data of several mammals and measures of the different interval times of heart electric cycle. This algebraic (relation is very useful from a biological viewpoint because it) permits a formalization of the heart electric functional fitness for different body weights.

Key words: Allometry, conduction times, heart, mammals, body mass scale.

INTRODUCCIÓN

La relación entre la estructura y la función constituye un problema fundamental en el estudio de los sistemas vivos. En una primera aproximación, parece plausible propo-

derivaciones bipolares estándar DI, DII y DIII y las derivaciones unipolares aVR, aVL y aVF. Todos los electrocardiogramas se registraron a una velocidad de 25 mm/s. Un registro típico para los propósitos de este estudio se muestra en la Figura 1, que corresponde al electrocardiograma de un puma.

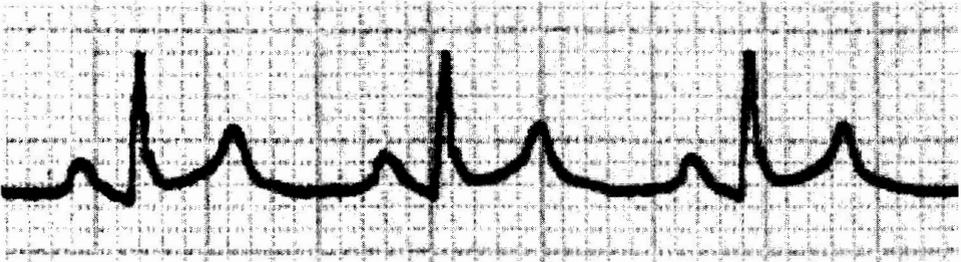


Fig. 1 Electrocardiograma de un puma. DII. (Cadena, 2000).

Se usaron registros electrocardiográficos de un delfín (*Tursiops truncatus*) y una ballena orca (*Orcinus orca*) reportados por Reynolds (1985) y Reynolds y Rozo (1998). De acuerdo con las necesidades particulares se utilizaron diferentes tipos de electrodos (de contacto, tipo aguja o de pinza), los cuales se colocaron en las cuatro extremidades del animal. Siempre que se utilizaron electrodos de contacto, se rasuró al animal en las zonas donde se colocaron. En algunos casos los animales se anestesiaron para la toma de los registros.

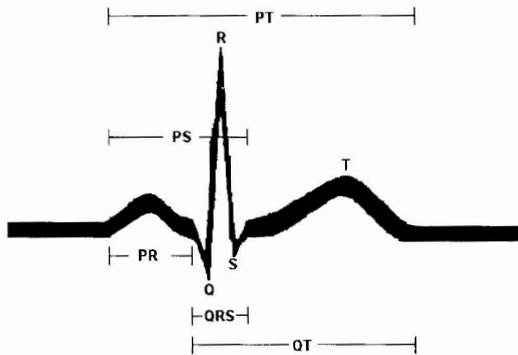


Fig. 2. Ciclo electrocardiográfico humano. Se señalan los intervalos de tiempo considerados en el presente estudio.

La Fig. 2 muestra un electrocardiograma humano, cuya interpretación fisiológica es bien conocida y puede consultarse en Daley (1993). Para la formulación del modelo, se usaron los intervalos PR, PS, QT, el complejo QRS y el evento completo PT. Debemos mencionar que, en general, el intervalo PS no ha recibido mucha atención de los estudiosos de la electrocardiografía, quizás por la dificultad de situar con precisión la terminación de S aún en trazos normales. La determinación manual de tiempos en los distintos intervalos electrocardiográficos se realizó procesando los registros electrocardiográficos (ECG) a través de un escáner digital, con una resolución de 200 puntos por pulgada (ppp) con excepción del electrocardiograma de la orca, el cual se digitalizó a

una resolución de 96 ppp. Luego, en el programa Photo Impact se determinó y anotó el número de pixeles incluidos en cada uno de los intervalos. Para hacer los análisis se seleccionaron algunas derivaciones de cada electrocardiograma, que se escogieron con base en criterios como, cantidad de ruido presente en el trazado, claridad en los límites y morfología de las diferentes ondas de los complejos electrocardiográficos. Con una velocidad de trazado electrocardiográfico de 25 mm/s y una definición de imagen de 200 ppp, se convirtió el número de pixeles de cada intervalo en unidades de tiempo (s), de manera que 5×10^{-3} s equivale a un pixel. Igualmente, se calcularon los tiempos de duración de los intervalos para cada complejo en la señal electrocardiográfica de la orca. La velocidad del trazado de este ECG fue de 75 mm/s y la resolución de las imágenes fue de 96 ppp, por lo que se obtiene 3.47×10^{-3} s por pixel.

RESULTADOS

En la Tabla 1 se presenta la lista de animales utilizados en este estudio, su sexo, masa corporal y derivaciones usadas. En la Tabla 2 se reportan los tiempos de duración de los intervalos electrocardiográficos para cada uno de los animales estudiados. En la Fig. 3 se muestra la representación gráfica de estos tiempos en función de la masa corporal de los mamíferos estudiados. Se puede observar la no linealidad de las curvas asociadas a cada uno de los intervalos.

Animal	Sexo	Peso Kg	Derivaciones Tomadas
Hámster (<i>Cricetus sp.</i>)	Hembra	0.08	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Rata (<i>Rattus norvegicus</i>)	Macho	0.5	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Mono Ardilla (<i>Saimiri siurus</i>)	Hembra	0.6	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Conejo (<i>Oryctolagus cuniculus</i>)	Hembra	1.9	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Cusumbo (<i>Nasua nasua</i>)	Macho	5	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Tigrillo (<i>Leopardus pardalis</i>)	Hembra	7	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Perro (F. P.) (<i>Canis familiaris</i>)	Hembra	9	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Perro (Criollo) (<i>Canis familiaris</i>)	Hembra	20	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Puma (<i>Puma concolor</i>)	Hembra	31	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Mujer (<i>Homo sapiens</i>)	Hembra	56	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Hombre (<i>Homo sapiens</i>)	Macho	57	DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF
Delfín* (<i>Tursiops truncatus</i>)	Macho	65	DI, DII, DII, aVR, aVL, v3
Llama (<i>Lama glama</i>)	Hembra	150	DII
Danta 1 (<i>Tapirus terrestris</i>)	Macho	250	v6
Danta 2 (<i>Tapirus terrestris</i>)	Macho	300	DI
Yegua (<i>Equus caballus</i>)	Hembra	304	DII
Vaca (Holstein)	Hembra	391	DII
Vaca (Pardo Suizo)	Hembra	590	DII
Orca* (<i>Orcinus orca</i>)	Hembra	4.800	Toda la señal

Tabla 1. Lista de animales estudiados, su sexo, masa corporal y las derivaciones electrocardiográficas utilizadas en el análisis y la construcción del modelo.

*Electrocardiogramas tomados por Reynolds (Reynolds y Rozo, 1998; Reynolds, 1985).

Animal	Masa (Kg)	PT (s)	PR (s)	QRS (s)	PS (s)	QT (s)
Hámster	0.08	0.187	0.055	0.03	0.085	0.155
Rata	0.5	0.127	0.049	0.028	0.077	0.077
Mono Ardilla	0.6	0.192	0.057	0.049	0.105	0.134
Conejo	1.9	0.236	0.068	0.037	0.105	0.167
Cusumbo	5	0.21	0.067	0.033	0.101	0.143
Tigrillo	7	0.371	0.108	0.042	0.15	0.267
Perro (French Poodle)	9	0.321	0.112	0.047	0.159	0.208
Perro (Criollo)	20	0.3	0.109	0.051	0.16	0.19
Puma	31	0.351	0.117	0.069	0.186	0.233
Mujer	56	0.502	0.148	0.069	0.218	0.352
Hombre	57	0.523	0.163	0.073	0.24	0.36
Delfin	65	0.424	0.137	0.087	0.224	0.286
Llama	150	0.442	0.123	0.079	0.202	0.318
Danta 1	250	0.458	0.156	0.063	0.219	0.301
Danta 2	300	0.499	0.164	0.086	0.25	0.334
Yegua	304	0.704	0.253	0.112	0.370	0.453
Vaca (Holstein)	391	0.653	0.215	0.123	0.339	0.436
Vaca (Pardo Suizo)	590	0.709	0.21	0.121	0.331	0.498
Orca	4800	0.608	0.216	0.112	0.327	0.393

Tabla 2. Tiempos promedio en segundos de los intervalos electrocardiográficos (PR, QRS, PS, PT y QT) para los animales estudiados.

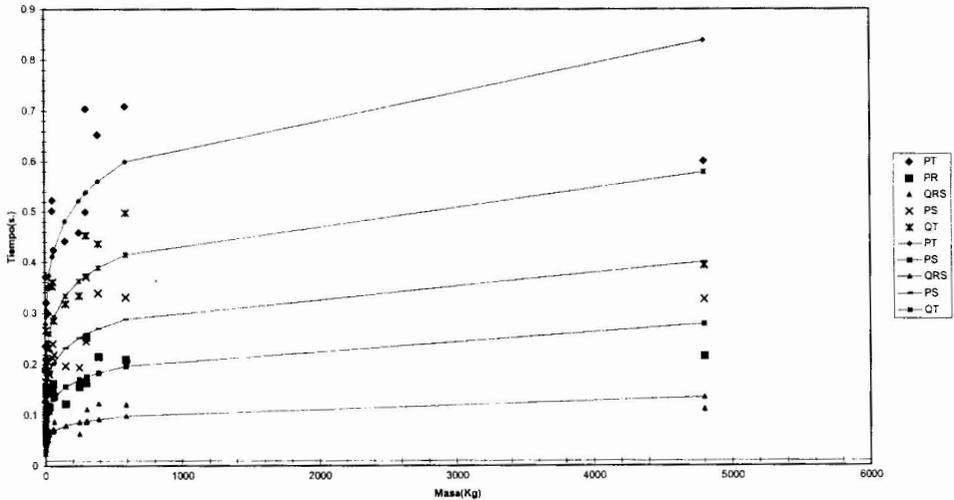


Fig. 3. Tiempo versus masa de los datos para los intervalos electrocardiográficos estudiados.

La escala de masa corporal considerada varía de 10^2 Kg hasta 10^3 Kg, mientras que la escala de tiempo de los intervalos varía entre 10^{-2} s y 1 s. Se opta, en primera instancia, por linealizar los datos de manera que,

$$T = a \log_{10}(M) + b, \quad (1)$$

donde a y b son constantes, T es el tiempo del intervalo y M es la masa.

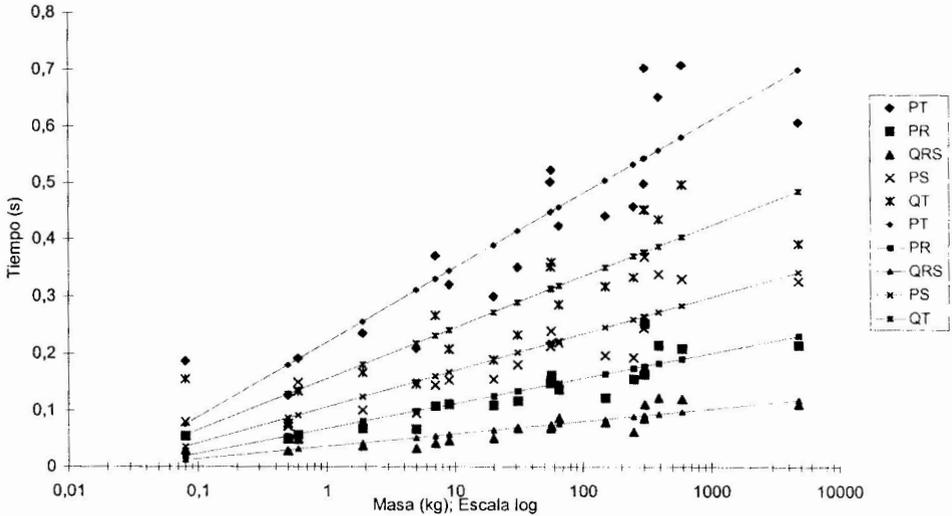


Fig. 4. Tiempo versus logaritmo de la masa de los datos y las regresiones lineales para los intervalos electrocardiográficos estudiados.

La Fig. 4 muestra las representaciones de la ecuación (1) con los datos de la Tabla 2. Las ecuaciones correspondientes a las regresiones lineales realizadas, utilizando el método de mínimos cuadrados, son

$$PT = 0.130 \log_{10}(M) + 0.220, \quad (2)$$

$$PR = 0.044 \log_{10}(M) + 0.068, \quad (3)$$

$$QRS = 0.022 \log_{10}(M) + 0.036, \quad (4)$$

$$PS = 0.064 \log_{10}(M) + 0.080, \quad (5)$$

$$QT = 0.090 \log_{10}(M) + 0.156. \quad (6)$$

Para estas ecuaciones el menor coeficiente de determinación (r^2) ajustado es 0.73 (intervalo PS) y el mayor r^2 ajustado es 0.79 (intervalo PR).

Es posible generalizar este conjunto de ecuaciones de manera que

$$I_i = 0.130 \frac{k}{100} \log_{10}(M) + 0.220 \frac{k}{100}, \quad (7)$$

donde I_i es el tiempo de duración del intervalo medido en segundos, k la duración del intervalo en porcentaje con respecto al evento completo y M la masa corporal en

kilogramos. Es fácil notar que nuestros resultados confirman que un modelo alométrico no debe utilizarse para realizar extrapolaciones. Vemos, por ejemplo, que la linealización se vuelve incoherente para masas menores a 2×10^{-2} Kg, donde la ecuación predice tiempos de conducción negativos.

Con el fin de comparar con otra relación alométrica, se realizó una nueva linealización. Así,

$$\log_{10}(T) = c \log_{10}(M) + d, \quad (8)$$

donde c y d son constantes, T es el tiempo del intervalo y M es la masa.

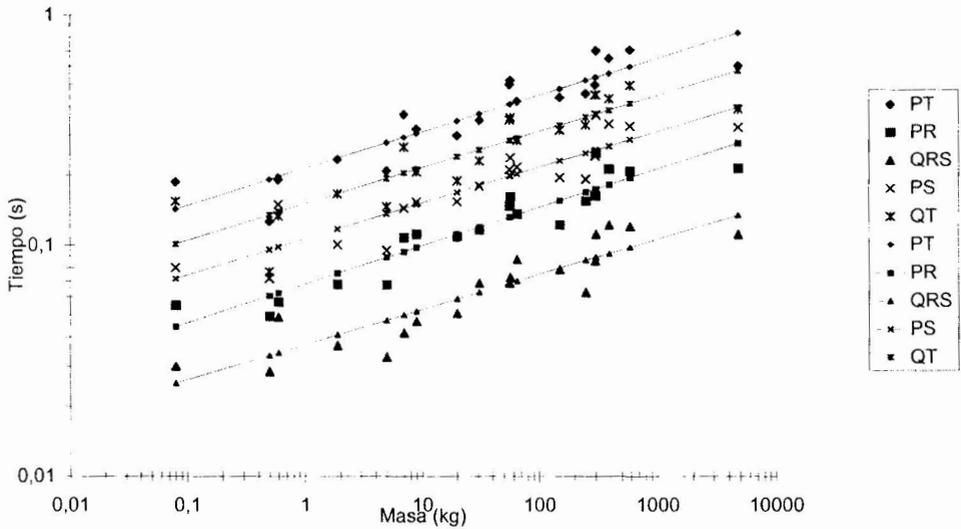


Fig. 5. Logaritmo del tiempo versus logaritmo de la masa de los datos para los diferentes intervalos (PR, QRS, PS, PT, QT).

La Fig. 5 muestra la relación entre el logaritmo del tiempo (s) y el logaritmo de la masa corporal (Kg) de los animales estudiados y las regresiones lineales de los tiempos promedio de los intervalos electrocardiográficos que se analizaron.

Las ecuaciones de los tiempos de conducción en función de la masa corporal, obtenidas utilizando un algoritmo de regresión lineal aplicado a los datos de la Fig. 5, son,

$$PT = 0.215M^{0.169}, \quad (9)$$

$$PR = 0.068M^{0.166}, \quad (10)$$

$$QRS = 0.037M^{0.153}, \quad (11)$$

$$PS = 0.107M^{0.156}, \quad (12)$$

$$QT = 0.151M^{0.158}. \quad (13)$$

El menor r^2 ajustado fue de 0.81 (intervalo PT) y el mayor r^2 ajustado fue de 0.96 (intervalo PR).

De las ecuaciones (9) a (13), con un procedimiento análogo al que se utilizó para obtener la ecuación (7), se llega a

$$I_i = 0.215 \frac{k}{100} M^{0.160}, \quad (14)$$

donde I_i es el tiempo de duración del intervalo, en segundos, k la duración del intervalo en porcentaje del evento completo y M la masa corporal en kilogramos.

DISCUSIÓN

Las aproximaciones representadas por las ecuaciones (7) y (14) describen adecuadamente los datos observados. Para los propósitos de este estudio, se escogió la relación logarítmica como la más apropiada, pues los r^2 para las regresiones son más altos y las rectas obtenidas son prácticamente paralelas. Así, existe una mayor facilidad en la interpretación de las gráficas y de los coeficientes de las funciones. Las rectas representadas por la ecuación (14) presentan pendientes entre 0.153 y 0.166, de manera que es posible proponer que la proporción en los tiempos de conducción en las diferentes zonas del corazón de los mamíferos permanece aproximadamente constante para la escala de masas corporales estudiadas (Fig. 5).

La relación existente entre los coeficientes de las funciones indica el porcentaje de cada uno de los intervalos con respecto al evento completo. El intervalo PR dura 31,6% del evento completo, el QRS 17,2%, el PS 49,7% y el QT dura 70%. El intervalo PR es mucho más largo que el QRS a pesar de que los ventrículos son más grandes que las aurículas. Por lo tanto, la distancia que tiene que recorrer el impulso eléctrico es mucho mayor para el intervalo QRS que para el intervalo PR. Esto confirma que la velocidad de conducción promedio en los ventrículos es más alta que en las aurículas, debido a que el intervalo PR representa tanto la despolarización de las aurículas como el retardo impuesto por el nodo AV, lo que impide que los ventrículos se contraigan simultáneamente con las aurículas. La velocidad de conducción del impulso eléctrico en el corazón depende de diferentes propiedades físicas y químicas. Algunas de estas propiedades permanecen aproximadamente constantes en todos los mamíferos, por lo que no deberíamos esperar cambios en la velocidad de conducción con un cambio en la masa corporal. Así, los tiempos de conducción deberían aumentar con respecto al aumento de la superficie recorrida por el impulso, lo cual debe reflejarse en el exponente de la masa corporal.

Observamos que los tiempos de conducción en el nodo AV aumentan con menor velocidad que la esperada respecto al incremento en la masa corporal del animal. Meijler (1985) sugiere que a medida que nos acercamos al extremo mayor de la escala de masa corporal, el retardo del nodo AV pierde importancia. Aunque anatómicamente esté presente, no debe imponer un retardo significativo al impulso eléctrico; en este caso, el nodo AV tiene una función de protección de los ventrículos de fibrilaciones o arritmias rápidas ocurridas en las aurículas. La velocidad de conducción en el nodo AV de los mamíferos es aproximadamente constante. Nuestro modelo sugiere

que los tiempos de conducción en las diferentes zonas del corazón aumentan en la misma proporción en la que aumenta el intervalo PR con mayores masas corporales, lo que nos lleva a concluir que la hipótesis de Meijler no es suficiente para explicar este comportamiento en los tiempos de conducción eléctrica para la despolarización ventricular (QRS).

La velocidad de conducción en el corazón de los mamíferos difiere de una región a otra. En el nodo AV es alrededor de 0.02 m/s (Katz, 1992) mientras varía de 0.4 m/s a 0.7 m/s en el miocardio auricular y ventricular, respectivamente. En las ramas del haz de His en el humano los valores están comprendidos entre 2.0 m/s y 5.0 m/s (Gutiérrez de Piñeres y Del Portillo, 1988). Sugerimos, entonces, que los cambios en los corazones más grandes están acompañados de crecimientos diferenciales en diferentes regiones del corazón. De esta manera, en animales grandes las regiones de los ventrículos donde las velocidades de conducción eléctrica son mayores, podrían aumentar con relación a las regiones ventriculares donde la velocidad de conducción eléctrica es más lenta. El resultado de este crecimiento diferencial sería una mayor velocidad de conducción promedio en los ventrículos.

Una forma de aumentar la velocidad es disminuyendo la resistencia interpuesta por la fibra conductora a la propagación del impulso. De acuerdo con la teoría del cable (Latorre, *et al.*, 1996), la resistencia es proporcional a la distancia recorrida e inversamente proporcional al cuadrado del diámetro de la fibra conductora. Un aumento del diámetro de la fibra disminuye sensiblemente la resistencia de la misma.

Schmidt-Nielsen (1985) hace referencia a resultados de un modelo alométrico del período cardiaco (P_c), descrito por la ecuación

$$P_c = \frac{1}{100} M^{0.25}, \quad (15)$$

donde el período cardiaco se expresa en minutos y la masa en kilogramos. Dado que la variable independiente M en la ecuación (15) corresponde a la masa corporal, igual que en nuestro modelo, debe existir una relación entre el período cardiaco y los tiempos de conducción, respecto a la masa corporal.

El exponente de la ecuación (15) es 1.56 veces mayor que el que encontramos en el presente estudio para los tiempos de conducción. La comparación entre los tiempos de conducción y el período cardiaco refleja que los primeros aumentan de acuerdo al aumento de la superficie en el corazón, mientras que el aumento en el período cardiaco refleja un aumento en el volumen del corazón. De esta manera podríamos explicar la diferencia entre los exponentes de masa corporal en las ecuaciones (14) y (15). Puesto que se sabe que los corazones de los grandes mamíferos no poseen isometrías respecto a los mamíferos cuya masa corporal es mucho más pequeña, sería valioso estudiar las posibles relaciones de los cambios en las variables funcionales mecánicas asociadas al corazón con la masa corporal e incluir los cambios en la geometría del órgano.

CONCLUSIONES

Se propone un modelo para establecer una relación entre tiempos de conducción en el corazón de mamíferos según su masa corporal. Se sugieren dos tipos de relaciones algebraicas. Uno obedece a relaciones semilogarítmicas y otro a relaciones logarítmicas. Las dos ecuaciones que se obtienen describen una relación alométrica entre los tiempos de conducción en el corazón de mamíferos y su masa corporal y se ajustan de manera adecuada a los datos observados. Sin embargo, la ecuación logarítmica presenta ventajas tanto estadísticas como prácticas sobre la semilogarítmica.

El modelo propuesto indica que la proporción en los tiempos de conducción en las diferentes zonas del corazón de los mamíferos ha permanecido constante a lo largo de la escala de masa corporal. También consideramos que la velocidad promedio de conducción en el corazón de los mamíferos es mayor en animales más grandes, como puede inferirse del valor del exponente de la ecuación (14). En el caso del nodo AV esto puede atribuirse a la pérdida de importancia en el retardo inducido por este nodo (Meijler, 1985). En el caso de la despolarización ventricular, puede atribuirse a un crecimiento diferencial de las regiones del corazón donde la velocidad de conducción es más alta y a la disminución de la resistencia interpuesta por la fibra conductora al paso del impulso. El aumento en la velocidad de conducción, sin embargo, no implica aumento de la frecuencia cardíaca, ya que esta variable depende de otros factores diferentes a la velocidad del sistema intrínseco de conducción.

La relación entre el incremento del periodo cardíaco y el incremento de los tiempos de conducción refleja que el periodo cardíaco aumenta con relación al volumen del corazón, y los tiempos de conducción aumentan con relación a la superficie del mismo.

AGRADECIMIENTOS

A los Zoológicos Santa Cruz y del Parque Jaime Duque por su valiosa colaboración, al facilitar la tarea de registrar el electrocardiograma de algunos de los animales a su cargo. Sin su ayuda, este trabajo difícilmente hubiera podido realizarse.

BIBLIOGRAFÍA

- CADENA, V. (2000). Desarrollo de un modelo alométrico para la determinación de tiempos de conducción eléctrica en el corazón de mamíferos según la masa corporal. Tesis de Biología. Universidad de los Andes.
- DALEY, R. (1993). ECG Interpretación clínica. Editorial El Manual Moderno, México D. F.
- GUTIÉRREZ DE PIÑERES, O. y DEL PORTILLO, H. (1988). Taquiarritmias: bases para el diagnóstico diferencial y tratamiento. Publicidad Lecom, Santafé de Bogotá.

- KATZ, A. (1992). *Physiology of the heart*. Raven Press. 2a Ed. 1992.
- LATORRE, R., LÓPEZ-BARNEO, J., BEZANILLA, F. y LLINÁS, R. (1996). *Biofísica y fisiología celular*. Universidad de Sevilla. Pág. 239.
- MEIJLER, F. L. (1985). Atrioventricular conduction versus heart size from mouse to whale. *Journal of the American College of Cardiology*. 5: 363-365.
- REYNOLDS, J. (1985). *Investigando el corazón de los animales marinos*. Geomundo 93:242-258.
- _____. y ROZO, J. I. (1998). *Viaje al corazón de las ballenas*. Lerner S.A., Santafé de Bogotá.
- SCHMIDT-NIELSEN, K. (1984). *Scaling: why is animal size so important?* Cambridge University Press, Cambridge.
- WEST, G. B., BROWN, J. H. y ENQUIST, B. J. (1997). A general model for the origin of allometric scaling laws in biology. *Science* vol. 276. April 1997 págs. 122-126.