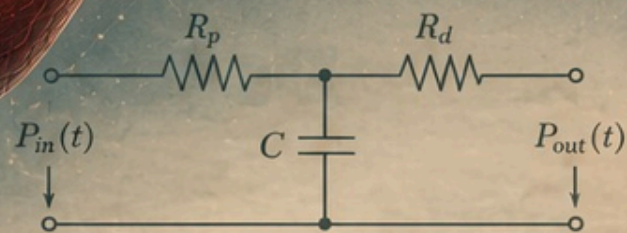
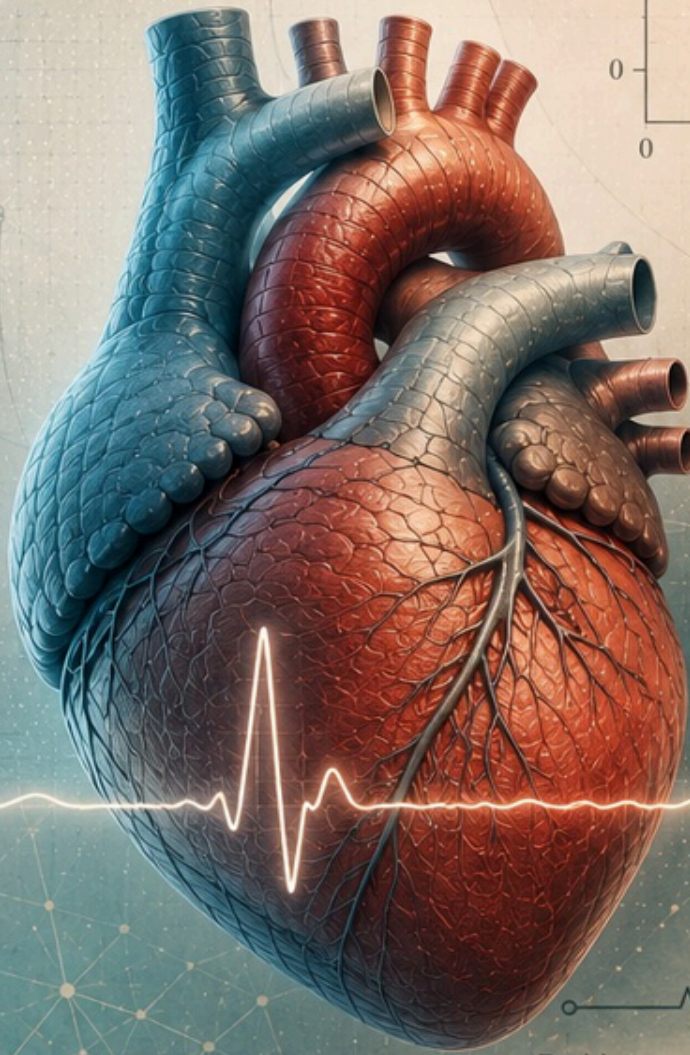


$$\frac{d^\alpha x(t)}{dt^\alpha} = f(x(t), u(t)), \quad 0 < \alpha \leq 1$$

Cuando la física y la medicina laten al mismo ritmo

$$Z(\omega) = R \frac{1}{\omega C}$$



Dr. Jesús Enrique Escalante Martínez
Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

Estudiante María José Mora Montoya
Facultad de Medicina, Universidad Veracruzana

Abstract

This article examines the connection between electricity, cardiovascular physiology, and mathematical modeling from a historical-scientific perspective. Starting with 18th-century literary and experimental contexts, it explores cardiac function as a dynamic system modeled through electrical analogies, focusing on the Windkessel model and its extension via fractional derivatives. It reviews the role of ventricular assist devices (LVADs) in heart failure patients and the technical challenges they face. Finally, it shows how physics, engineering, and advanced calculus together enable accurate representation of both normal physiology and various cardiac pathologies.

Keywords: Windkessel model, Fractional derivatives, Ventricular assist, Electrophysiology, Pressure-volume loop

Resumen

Este artículo analiza el vínculo entre electricidad, fisiología cardiovascular y modelado matemático desde una perspectiva histórico-científica. Partiendo del contexto literario y experimental del siglo XVIII, se abordan los fundamentos del funcionamiento cardíaco como sistema dinámico modelado mediante analogías eléctricas, destacando el modelo Windkessel

y su extensión mediante derivadas fraccionarias. Se revisa el papel de los dispositivos de asistencia ventricular (LVAD) en pacientes con insuficiencia cardíaca, así como los retos técnicos que enfrentan. Finalmente, se muestra cómo la integración de física, ingeniería y cálculo avanzado permite representar de manera precisa tanto la fisiología normal como distintas cardiopatías.

Palabras clave: Modelo Windkessel, Derivada fraccionaria, Asistencia ventricular, Electrofisiología, Ciclo presión-volumen

De Frankenstein al corazón asistido electrónicamente

En 1818, Mary Shelley sorprendió al mundo con su novela *Frankenstein* o el *moderno Prometeo* (Shelly, 1818), donde narra la historia de un científico que da vida a una criatura hecha con restos humanos. Aunque la obra se adentra en el género de terror gótico, Shelley advirtió que su relato no distaba tanto de los avances científicos de su época, por lo que también se le puede considerar como una de las primeras obras de ciencia ficción. Por entonces, los límites entre la vida, la electricidad y la anatomía empezaban a difuminarse bajo la influencia de descubrimientos asombrosos.

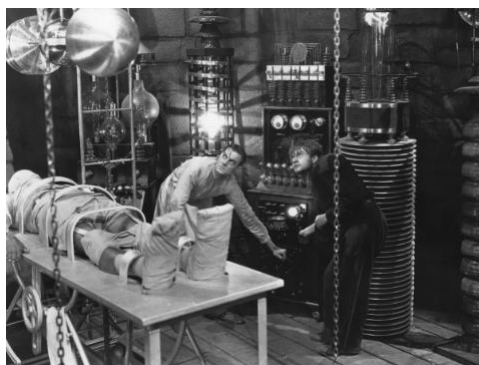


Figura 1: Escena de la película Frankenstein, donde utiliza electricidad para devolverle la vida a la criatura. Fuente: Whale (1931).

Uno de los protagonistas reales de esta revolución científica fue Luigi Galvani (1737–1798), médico, físico y biólogo italiano.

Trabajando en la Universidad de Bolonia, Galvani observó en 1780 que las ancas de una rana podían contraerse al ser estimuladas con una chispa eléctrica. Su hallazgo, al cual llamó: “electricidad animal”, sentó las bases de la electrofisiología y mostró, por primera vez, que la electricidad podía provocar movimiento en tejidos vivos.

Casi en paralelo, en Inglaterra, otro

pionero experimentaba con fenómenos similares. Erasmus Darwin (1731–1802), médico, naturalista y poeta (y abuelo de Charles Darwin), fue miembro de la prestigiosa Lunar Society y ejerció en la región de Midlands. Fascinado por la idea de animar tejidos muertos, Darwin escribió sobre la posibilidad de revivir materia inerte mediante estimulación eléctrica. Aunque sus experimentos no alcanzaron la fama de los de Galvani, su influencia en los círculos científicos y literarios fue profunda (incluyendo, según se sugiere, a la propia Mary Shelley).

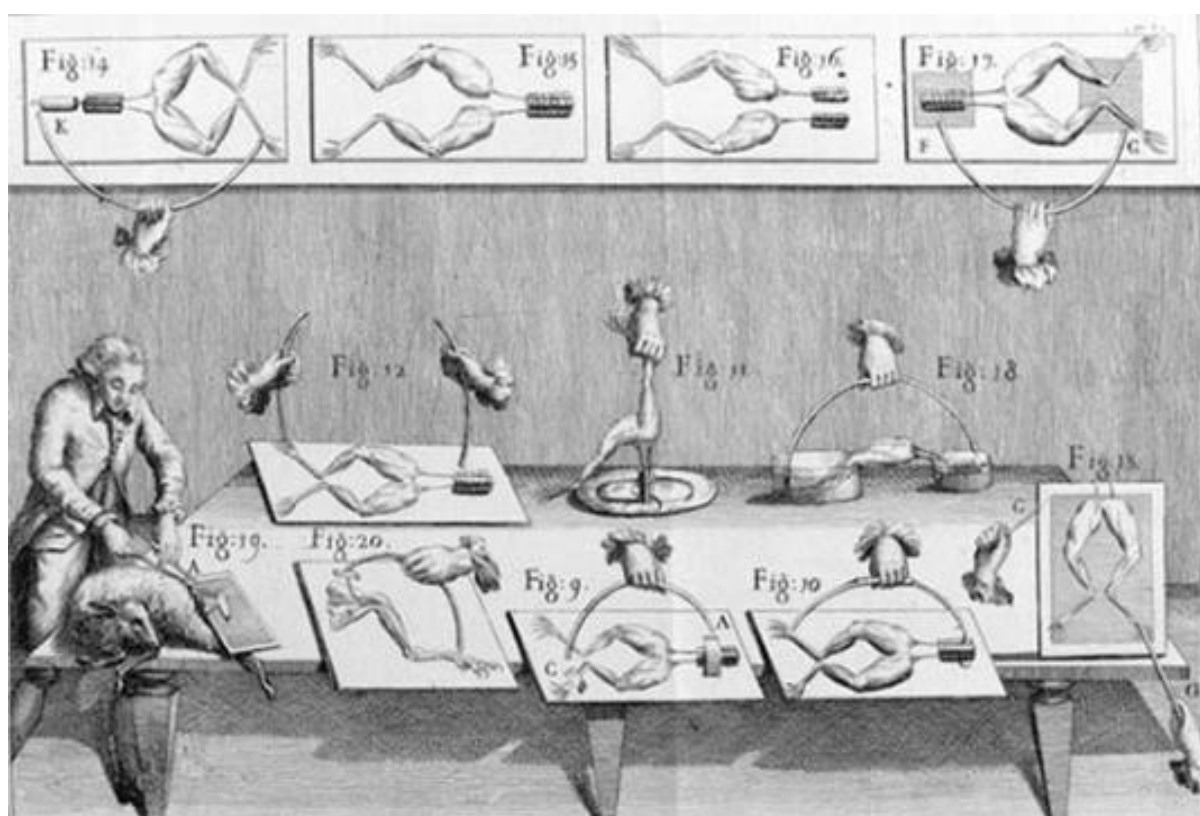


Figura 2: Grabado ilustrando la teoría del galvanismo según los experimentos de Luigi Galvani. Fuente: Galvani (1792).

Estos experimentos de finales del siglo XVIII capturaron la imaginación de una sociedad que apenas empezaba a comprender la naturaleza íntima de la vida. También sembraron una semilla duradera: la idea de que la vida (o al menos su movimiento) podía modelarse,

controlarse e incluso replicarse mediante principios físicos.

Hoy, dos siglos después, esa antigua conexión entre física y medicina sigue más viva que nunca. De hecho, actualmente no solo sabemos que

el corazón humano late gracias a impulsos eléctricos, sino que podemos asistir su funcionamiento mediante dispositivos mecánicos controlados electrónicamente. En particular, el desarrollo de modelos matemáticos que describen el comportamiento del sistema cardiovascular, vistos como análogos de circuitos eléctricos, ha permitido avances notables en el diseño de corazones artificiales y dispositivos de asistencia ventricular.

Dispositivos de asistencia ventricular.

Para pacientes con insuficiencia cardíaca terminal, el trasplante de corazón sigue siendo la solución más efectiva. Sin embargo, la realidad es desgarradora: en promedio, los candidatos esperan más de 300 días por un donante, y hasta un 30% fallece antes de recibirlo. Ante esta urgencia, la medicina ha puesto su mirada en una tecnología capaz de sostener la vida mientras llega ese momento crucial. Los dispositivos de asistencia ventricular son máquinas diseñadas para suplir, de manera parcial o total, la función de un corazón enfermo.

Entre estos dispositivos destaca el LVAD (Dispositivo de Asistencia Ventricular Izquierda, por sus siglas en inglés. Left Ventricular Assist Device), un sistema mecánico que actúa como compañero incansable del corazón: se conecta al ventrículo izquierdo para ayudarlo a bombear sangre cuando este ya no puede hacerlo solo. Existen dos generaciones de esta tecnología. Las primeras, las bombas pulsátiles, las cuales imitan fielmente el latido natural del corazón, generando pulsos rítmicos de presión y flujo sanguíneo. Las más modernas, las bombas rotatorias de flujo continuo son una maravilla de miniaturización: más pequeñas, silenciosas y eficientes,

funcionan con una hélice que gira sin pausa, impulsando la sangre de manera constante. Estas últimas se han convertido en la opción preferida, no solo por su tamaño reducido que facilita la implantación, sino porque permiten a los pacientes recuperar algo invaluable: la normalidad. Su verdadera revolución no está en los cables o motores, sino en devolver a las personas la posibilidad de abrazar a sus seres queridos, retomar su trabajo o simplemente pasear al aire libre mientras esperan un trasplante o, en algunos casos afortunados, hasta que su propio corazón recupera la fuerza suficiente para latir por sí mismo. (Simaan, 2009).

Los retos a superar.

El talón de Aquiles de las bombas rotatorias es su controlador de velocidad. Este pequeño cerebro electrónico debe ajustar la rotación del impulsor en tiempo real, adaptándose a actividades cotidianas como caminar, dormir o incluso situaciones de estrés. Sus retos son titánicos: evitar el retroceso (backflow) y prevenir el colapso (succión). Si la velocidad es muy baja, la sangre puede regurgitar de la aorta al ventrículo, desafiando el propósito del dispositivo, a eso se le llama retroceso. Por otra parte, si la velocidad es excesiva, el ventrículo podría colapsar al vaciarse abruptamente, dañando el tejido cardíaco, a eso se le llama succión.

La meta final es clara: lograr que el LVAD opere con la precisión de un órgano biológico, permitiendo a sus usuarios no solo sobrevivir, sino vivir con autonomía. Así como en un coche moderno el sistema crucero acelera o frena para mantener una velocidad constante, el controlador del LVAD ajusta la bomba para que el corazón artificial reconozca las necesidades del

cuerpo y responda sin fallar.

En las siguientes secciones, exploraremos cómo la dinámica del corazón puede representarse mediante circuitos, cómo el flujo y la presión sanguínea se modelan de forma análoga a corriente y voltaje, y por qué las matemáticas modernas, en especial el cálculo fraccionario, ofrecen una herramienta poderosa para comprender no solo la fisiología normal, sino también diversas enfermedades cardíacas.

La forma del latido refleja la salud del corazón

Cada latido del corazón es una secuencia bien coordinada de contracción y relajación. Esta coreografía se refleja con gran claridad en el ciclo presión-volumen, el cual es una herramienta gráfica que permite visualizar cómo cambian la presión y el volumen en el ventrículo izquierdo a lo largo de un latido. El ciclo completo se

compone de cuatro fases:

1. El **llenado diastólico**, cuando el corazón se relaja y recibe sangre.
2. La **contracción isovolumétrica**, donde se acumula presión sin que salga sangre.
3. La **eyección sistólica**, en la que la sangre es impulsada hacia la aorta.
4. Y la **relajación isovolumétrica**, que prepara al corazón para volver a llenarse.

Estas fases están organizadas en dos etapas principales: **sístole** (cuando el corazón se contrae) y **diástole** (cuando se relaja). Al representar estas variables en un gráfico, el resultado es un lazo cerrado cuya forma varía de manera sensible según el estado de salud del corazón. (Figura 3)

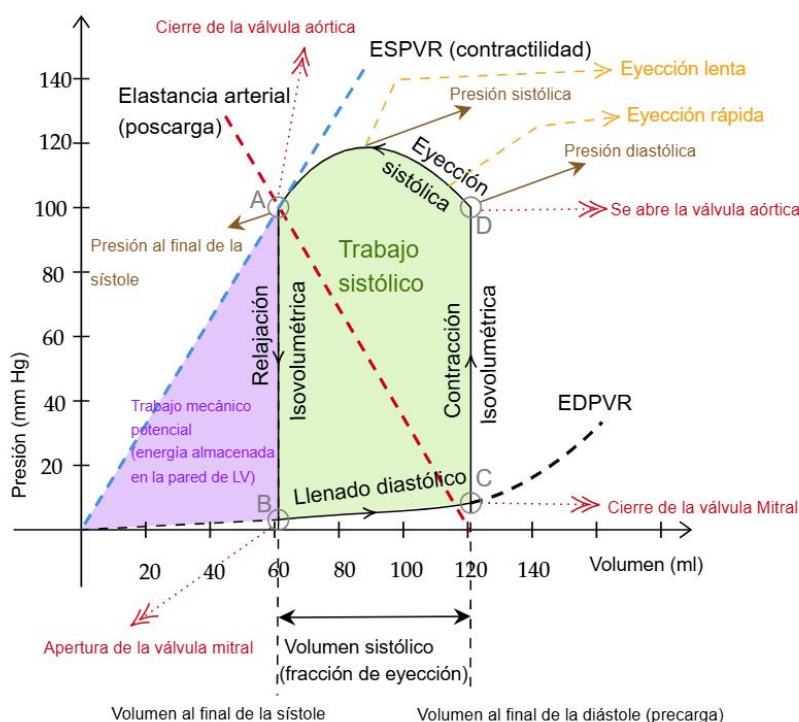


Figura 3: Ciclo Presión-Volumen (PV-loop) normal con eventos clave marcados.

Distintas enfermedades cardíacas alteran la forma del ciclo presión-volumen de maneras características. A continuación, mostramos una clasificación de las cardiopatías y una breve descripción de cada una.

Problemas valvulares:

- Estenosis mitral: Dificulta el llenado, reduciendo EDV y trabajo cardíaco.
- Insuficiencia mitral: La sangre retrocede, borrando las fases isovolumétricas y reduciendo la eficiencia.
- Estenosis aórtica: Obliga al corazón a generar presiones extremas, elevando ESV y reduciendo SV.
- Insuficiencia aórtica: La sangre vuelve al ventrículo, aumentando EDV y sobrecargando el corazón.

Fallas del músculo cardíaco:

- Disfunción sistólica: El corazón no se vacía bien (ESV alto), desplazando el ciclo a la derecha con menor contractilidad.
- Disfunción diastólica: El ventrículo rígido dificulta el llenado (EDV alto, pero SV bajo), estrechando el ciclo.

Así, el ciclo presión-volumen no solo muestra el funcionamiento del corazón sano, sino que también se convierte en una herramienta visual poderosa para

detectar y comprender las patologías cardíacas. La forma del lazo, en efecto, refleja la forma del latido, y, por tanto, la salud del corazón.

Con esta imagen clara del ciclo cardíaco en mente, surge una pregunta fascinante: ¿Es posible describir este comportamiento tan complejo utilizando las leyes de la electricidad?

La respuesta, aunque sorprendente, es afirmativa. Aunque el corazón es, ante todo, una bomba mecánica, su funcionamiento puede modelarse de manera notablemente precisa como un circuito eléctrico. Este enfoque nos conduce a los modelos eléctricos análogos del sistema cardiovascular, entre los cuales destaca el clásico modelo Windkessel.

El corazón como un circuito eléctrico: el modelo Windkessel

A simple vista, el corazón parece muy distinto al de un circuito eléctrico. Sin embargo, cuando los médicos e ingenieros tratan de entender y predecir su funcionamiento, descubren que la física que gobierna un sistema eléctrico y un sistema cardiovascular no es tan diferente. Así nació una de las analogías más poderosas en medicina: el modelo Windkessel.

¿Qué es el modelo Windkessel?

En alemán, la palabra *Windkessel* significa "cámara de aire". Originalmente, se refería a dispositivos que, en antiguas bombas de agua, ayudaban a suavizar el flujo para que fuera más continuo. Inspirados en esta idea, en 1899 el médico alemán Otto Frank propuso un modelo similar para entender cómo la aorta, la gran arteria que sale del corazón,

amortigua las pulsaciones y mantiene un flujo sanguíneo relativamente estable. (Frank, O., 1899).

El modelo Windkessel considera que el sistema cardiovascular puede describirse mediante tres componentes básicos, muy similares a los de un circuito eléctrico: Resistencia (R), Compliancia (C), Inercia (L). Con estos

tres elementos, el corazón y los vasos principales pueden modelarse como un sistema dinámico donde la presión y el flujo de sangre obedecen ecuaciones muy parecidas a las que describen voltajes y corrientes en un circuito. En la Tabla 1 se muestran de forma sintética estos y otros conceptos útiles para comprender las ecuaciones.

Tabla 1: Analogía Eléctrico-Fisiológica.

Eléctrico	Fisiológico
Resistencia (R)	Oposición al flujo en vasos
Compliancia (C)	Elasticidad de la aorta
Inductor (L)	Inercia de la sangre
Corriente ($I(t)$)	Flujo sanguíneo
Voltaje ($P(t)$)	Presión arterial

Para comenzar se debe tener claro el significado de algunos símbolos. La notación $f(t)$ indica que la función depende del tiempo t . Su derivada respecto al tiempo se escribe como

$$\frac{df(t)}{dt}$$

y representa su tasa de cambio. Finalmente, vamos a utilizar la Tabla 1 para identificar las variables pertinentes en la modelación. La versión más simple (el modelo Windkessel de dos elementos) se puede escribir así:

$$I(t) = \frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt}$$

Aquí, $I(t)$ representa el flujo de sangre

(análoga a una corriente eléctrica), $P(t)$ es la presión en la aorta (como un voltaje), R la resistencia del sistema vascular y C la elasticidad de la aorta. En su versión más general (más realista) se puede incluir la inercia de la sangre mediante una inductancia L . Entonces la ecuación (1) puede ser escrita como:

$$LC \frac{d^2 I(t)}{dt^2} = \frac{P(t)}{R} + C \frac{dP(t)}{dt} + \left(1 + \frac{r}{R}\right) I(t) + \left(rC + \frac{L}{R}\right) \frac{dI(t)}{dt} \quad (2)$$

Donde r , es la resistencia del flujo aórtico proximal, modela la impedancia característica del tracto de salida del

corazón. El verdadero valor del modelo es su capacidad para anticipar cómo reaccionará un corazón ante diferentes situaciones, desde correr hasta dormir. En otras palabras, el corazón no solo late: resuelve ecuaciones diferenciales mientras lo hace.

Sin embargo, estas ecuaciones diferenciales ordinarias, aunque elegantes en su formulación clásica, enfrentan limitaciones al modelar la intrincada geometría autosimilar del sistema vascular cardíaco, donde patrones fractales se repiten a múltiples escalas. Para capturar esta complejidad biológica, además de los efectos de memoria en el sistema, investigaciones recientes utilizan derivadas fraccionarias (una generalización del cálculo convencional) las cuales permiten describir cómo la dinámica del flujo sanguíneo recuerda su historia pasada mientras interactúa globalmente con la red capilar (Escalante-Martínez, 2025). Los modelos en derivadas fraccionarias son capaces de reflejar diferentes cardiopatías con menos parámetros respecto a los modelos con derivadas clásicas. Este salto matemático no solo enriquece los modelos existentes, sino que revela que el corazón, en su esencia, resuelve ecuaciones aún más profundas de las que imaginamos.

Una criatura eléctrica

Frankenstein no era solo una fantasía gótica, sino un presagio. Hoy, los dispositivos que asisten al corazón no distan tanto del sueño decimonónico de reanimar lo inerte. Como imaginó Shelley, como exploró Galvani en su laboratorio, o como especuló Darwin en sus poemas y cartas, la frontera entre vida, electricidad y ánima biotecnológica

se ha vuelto difusa. La física, la ingeniería de control y la matemática que hay de fondo en ambas han ampliado la comprensión del corazón moderno, ya no es simplemente un músculo que late, sino un sistema dinámico complejo que puede ser modelado, asistido y controlado con precisión para restaurar su función vital cuando así se requiere. En esta sinfonía de impulsos y ecuaciones, la medicina no juega a vencer la muerte sino a prolongar con dignidad el milagro de cada latido. Cuando decimos milagro parafraseamos una cita comúnmente atribuida a Erasmus Darwin: “Lo que llamamos milagro es física aún no escrita”.

Referencias

- [1] Frank, Otto. “Die grundform des arteriellen pulses”. *Zeitung fur Biologie*, 37, 483-586. 1899.
- [1a] Frank, Otto. “The basic shape of the arterial pulse. First treatise: Mathematical analysis.” *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, vol. 22, no. 3, 1990, pp. 255-277. *Journal of Molecular and Cellular Cardiology*, <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/0022282890914600>. Accessed 23/05/2025.
- [2] Shelly, Mary. *Frankenstein, or the Modern Prometheus*. London, England, Lackington, Hughes, Harding, Mavor & Jones, 1818.
- [3] Simaan, M. A. **Rotary heart assist devices**. Springer Handbook of Automation, 2009. Springer Nature Link, https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-78831-7_79. Accessed 23/05/2025.

- [4] Escalante-Martínez, J.E., Guel-Cortez, A.J., Félix, L., Méndez-Barrios, C.F. (2025). From Self-similar Networks to Fractional Systems. A Formal Introduction. *Advances in Fractional Calculus. Modeling and Optimization in Science and Technologies*, vol 21. Springer, Cham. https://doi.org/10.1007/978-3-031-83989-4_2

Referencias de las figuras:

Galvani, L., *De viribus electricitatis in motu musculari commentarius*, Bolonia, 1792.

Whale, J., *Frankenstein*, Universal Pictures, Estados Unidos, 1931.

Hall, J. E. y Hall, M. E., *Guyton y Hall. Tratado de fisiología médica*, 14a ed., Elsevier, España, 2021, p.296.