

Memorias del Encuentro Argentino de Ingeniería

- | Enseñanza de la Ingeniería-CAEDI
- | Gestión de la Educación en Ingeniería
- | Agrimensura, Geodesia y Ciencias de la tierra y el mar
- | Biotecnología y Bioingeniería
- | Materiales y Nanotecnología aplicada a los materiales
- | Desarrollo Tecnológico Social, Vinculación Universidad, Empresa y Estado
- | Ejercicio Profesional de la Ingeniería, Empresas y Servicios
- | Ferroviaria, Automotriz, Naval y Transporte
- | Alimentos y Agroindustria
- | Agronomía y Forestal
- | Energía, Energías Limpias, Energías Renovables y Eficiencia Energética
- | Ingeniería Sostenible, Gestión Ambiental y Cambio Climático
- | Innovación y Emprendedorismo en Ingeniería
- | Mujeres en Ingeniería y Cambio Social
- | Obras y Proyectos de Ingeniería, Infraestructura y Conservación del Patrimonio
- | Tecnología de la Información y Comunicación



Memorias del Encuentro Argentino de Ingeniería : edición 2022 / José Basterra...

[et al.] ; contribuciones de Carolina Orcola ; compilación de Martina Perduca ; prólogo de Nestor Braidot ; Jose Basterra. - 1a ed compendiada. - Corrientes : Universidad de la Cuenca del Plata. Secretaría de Políticas del Conocimiento, 2023.

Libro digital, PDF

Archivo Digital: descarga y online

ISBN 978-987-4050-08-3

1. Ingeniería. 2. Educación. I. Basterra, José, prolog. II. Orcola, Carolina, colab. III. Perduca, Martina, comp. IV. Braidot, Nestor, prolog.

CDD 620.007

ISBN 978-987-4050-08-3



9 789874 050083

Título: “Modelización del sistema cardiovascular materno-fetal a partir de un modelo simplificado”

Suaid Sebastián Y^a, Torres Salinas Christian M^a, Zabert Armando F^a; Pisarello, María I^a
a Facultad de Ciencias Exactas y Naturales y Agrimensura
mainespisarello@exa.unne.edu.ar

Resumen

La educación en Ingeniería exige la adquisición de competencias en el análisis, modelado, diseño y realización de dispositivos, sistemas, componentes o procesos. Específicamente el CONFEDI a través de los estándares definidos en el Libro Rojo, establece que la formación del ingeniero biomédico involucra los mismos objetivos de desarrollo de competencias en el área del modelado y la simulación, estrechamente vinculadas con el desarrollo de nuevas tecnologías informáticas.

Basándonos en lo antes expuesto, planteamos como propuesta didáctica, el empleo de modelos simples y su simulación para la enseñanza de sistemas fisiológicos y la integración de conocimientos previos. La propuesta se basa en el modelo Windkessel para analizar la dinámica cardiovascular materno-fetal. Por tratarse de un sistema complejo, es necesario que los estudiantes comprendan acabadamente este modelo que sirve de base para el segundo y que recuperen saberes previos referentes a los métodos de resolución de los circuitos eléctricos.

Se realizó la simulación del modelo equivalente del sistema cardiovascular materno fetal de 32 semanas de embarazo. El modelo desarrollado consiste de segmentos vasculares del tipo Windkessel de 2 elementos y representan un esquema equivalente del sistema interconectado entre la madre y el feto. Las ecuaciones fueron resueltas para hallar los flujos de sangre en distintas ramas del sistema con el fin de realizar un análisis cuantitativo de su comportamiento.

La solución de este modelo, lograda con Matlab®, permite que los alumnos de ingeniería comprendan, diseñen y simulen procesos biológicos a partir de sistemas físicos que les son familiares.

Abstract

Engineering education requires the acquisition of skills in the analysis, modeling, design and realization of devices, systems, components or processes. Specifically, the CONFEDI, through the standards defined in the Red Book, establishes that the training of the biomedical engineer involves the same competency development objectives in the area of modeling and simulation, closely linked to the development of new computer technologies.

Based on the above, we propose as a didactic proposal, the use of simple models and their simulation for the teaching of physiological systems and the integration of previous knowledge. The proposal is based on the Windkessel model to analyze maternal-fetal cardiovascular dynamics. Because it is a complex system, it is necessary for students to fully understand this model, which serves as the basis for the second, and to recover previous knowledge regarding the methods of solving electrical circuits.

Simulation of the equivalent model of the fetal maternal cardiovascular system at 32 weeks of pregnancy was performed. The developed model consists of 2-element Windkessel-type vascular segments and represents an equivalent scheme of the interconnected system between the mother and the fetus. The equations were solved to find the blood flows in different branches of the system in order to perform a quantitative analysis of their behavior.

The solution of this model, achieved with Matlab®, allows engineering students to understand, design and simulate biological processes from physical systems that are familiar to them.

Palabras claves: Modelado, Simulación, Sistemas Lineales, Windkessel, Educación en Ingenierías.

INTRODUCCIÓN

Con este trabajo se busca introducir a los alumnos en el análisis y la extracción de resultados de un sistema fisiológico ampliamente complejo

representado mediante numerosos segmentos de un modelo Windkessel. Es deseable que los alumnos puedan utilizar las habilidades y los conocimientos adquiridos en el transcurso de su carrera, desde los

aspectos matemáticos y circuitales hasta su relación con analogías de sistemas biológicos. Particularmente, para el sistema presentado, es necesario hacer uso de sistemas de ecuaciones para obtener las corrientes de rama del circuito eléctrico, aplicar conceptos de análisis matemático para la obtención de parámetros particulares a partir de constantes biológicas, realizar análisis en el dominio del tiempo y la frecuencia y el cálculo de energía en las señales; además de introducirlos en la dinámica del sistema circulatorio.

El sistema cardiovascular materno-fetal está compuesto por los distintos segmentos en los cuales circula la sangre, como ser las venas y las arterias, hacia los distintos órganos y células del cuerpo. El flujo de sangre se debe a la acción del corazón, que funciona como una bomba que impulsa la sangre para que realice un circuito cerrado a través de las distintas partes del cuerpo, llevando oxígeno y nutrientes, y vuelva al corazón, donde una realimentación en el circuito pulmonar permite que la sangre se oxigene de nuevo.

En una mujer embarazada, se consideran dos sistemas inter-relacionados: el de la madre y el feto. Estos sistemas están comunicados a través de la placenta, y por lo tanto, cada uno tendrá un efecto sobre el otro. Es interesante analizar la influencia de cada sistema en particular respecto de la suma de ambos.

El modelo matemático de este sistema es de gran interés para el estudio de su comportamiento [1]. La medición directa de variables como presión y flujo de sangre en distintos puntos del cuerpo puede llevarse a cabo, sin embargo, comúnmente se realiza mediante métodos invasivos. La simulación mediante software

nos permite evaluar dichas variables sin necesidad de utilizar técnicas invasivas. Esto también permite analizar la respuesta del sistema antes distintos tipos de condiciones.

Durante el embarazo, el sistema circulatorio fetal no funciona como lo hace después del nacimiento [2,3]. Durante el embarazo el feto se encuentra conectado por el cordón umbilical a la placenta, órgano que se desarrolla e implanta en el útero de la madre durante el embarazo. A través de los vasos sanguíneos del cordón umbilical, el feto recibe de la madre la nutrición, el oxígeno y las funciones vitales indispensables para su desarrollo mediante la placenta. Los productos de desecho y el dióxido de carbono del feto se envían al sistema circulatorio de la madre a través del cordón umbilical y la placenta para su eliminación [4].

DESARROLLO

Para su análisis es necesario que se resuelvan las distintas etapas del sistema. Esto representa un desafío de aplicación de conocimientos para el estudiante, por lo que el desarrollo de dicho análisis se aplica como una herramienta pedagógica de resolución de problemas llevada a un caso particular.

Para realizar un análisis cuantitativo del funcionamiento del sistema cardiovascular materno fetal, se utilizó el modelo propuesto por Moreno y Rojas [5]. En dicho modelo, cada segmento vascular está representado por un sistema Windkessel de 1° orden donde las resistencias representan la resistencia mecánica del segmento y las capacidades representan las compliancias de las arterias elásticas. Los valores

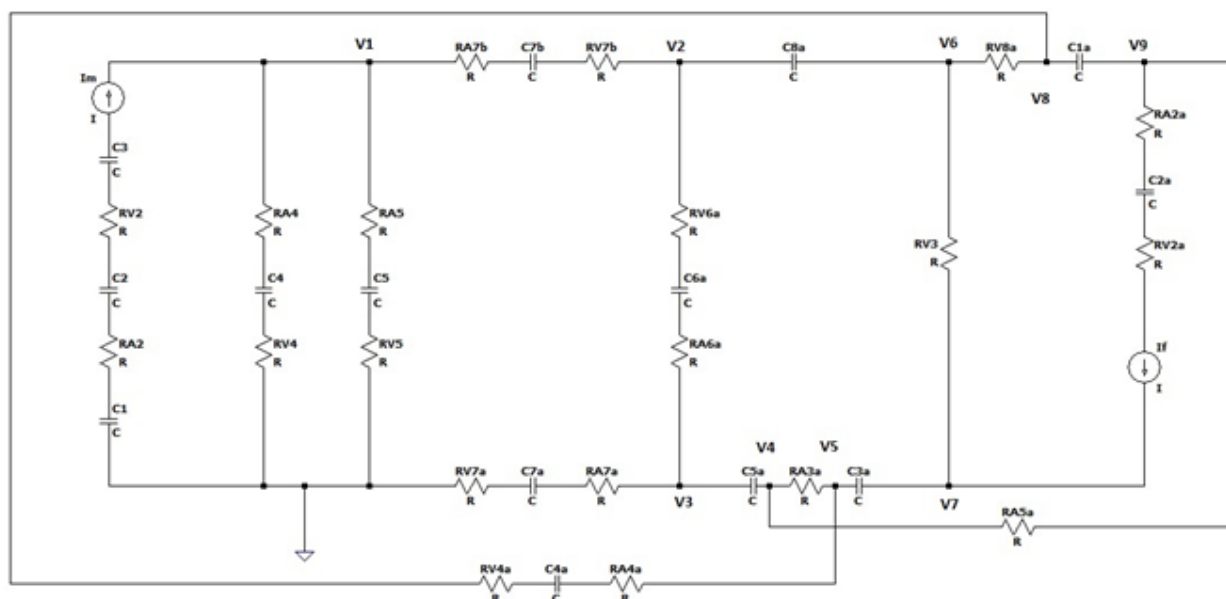


Figura 1: Esquema eléctrico del modelo utilizado y los índices asignados para la aplicación del método de los nodos.

de los parámetros del sistema fueron obtenidos de dicho trabajo. Dichos parámetros pueden ser medidos mediante métodos tales como la fotopletimografía [6]. En la Figura 1 puede verse el equivalente eléctrico de dicho modelo, donde las resistencias mecánicas se reemplazaron por resistencias eléctricas, las compliancias por capacidades y el corazón materno y el fetal por fuentes de corriente.

Debido a que en el sistema fisiológico, el flujo es consecuencia de la actividad muscular del corazón, cuya acción mecánica genera un flujo a la salida del ventrículo izquierdo; se tomó dicha forma de onda como entrada del circuito eléctrico. Por lo tanto, la acción del corazón se representó como una fuente de corriente eléctrica, análoga a una fuente de flujo de sangre. Utilizamos este modelo descripto en el trabajo porque establece el flujo en el circuito. Otros autores modelan ese comportamiento utilizando capacitores variables y diodos para representar las válvulas [1,6], sin embargo optamos por representar la dinámica vascular con una fuente de corriente, también propuesta por otros autores [7-9]. Para la simulación del sistema se consideraron dos fuentes de corriente: una para representar el corazón de la madre y otra para el corazón del feto.

Para el análisis del sistema se utilizaron los métodos matemáticos convencionales para la resolución de circuitos eléctricos. Debido a la linealidad del mismo y a las características del circuito empleado, se eligió el método de nodos.

Se definieron 7 ramas del circuito que resultan de mayor interés, y se hallaron las corrientes de dichas ramas para distintas condiciones externas. Estas ramas son: rama 1 (flujo hacia hígado y riñón de la madre, segmento 2), rama 2 (flujo hacia músculos y esqueleto de la madre, segmento 5), rama 3 (flujo en el componente fetal de la placenta, segmento 7b), rama 4 (flujo en el componente materno de la placenta, segmento 7a), rama 5 (flujo hacia miembros inferiores, pelvis y abdomen del feto, segmento 6a), rama 6 (flujo hacia el hígado del feto, segmento C8a) y rama 7 (flujo hacia cabeza, cuello y miembros superiores del feto, segmento 4a).

Puesto que el método de nodos se basa en las leyes de Kirchoff, las cuales sólo pueden aplicarse teniendo fuentes de energía de corriente continua o alternas senoidales puras, fue necesario descomponer la señal de la fuente de energía en sus distintas componentes de frecuencia, con el análisis mediante la serie de Fourier. Esto permitió posteriormente aplicar el principio de superposición al análisis realizado.

Para aplicar dicho método se asignaron números que identifiquen a cada nodo del circuito, como puede verse en la figura 1. Los nodos se nombraron con valores del 1 al 9 y se definió un nodo como referencia.

Una vez conocidos los valores de los potenciales de nodo, se pudieron obtener las corrientes en las ramas del circuito, que representan los flujos en los distintos segmentos del sistema materno-fetal. Al utilizar el principio de superposición, se pudo analizar las contribuciones de los sistemas materno y fetal por separado.

La forma de onda de entrada al sistema se define como:

$$f(t) = \begin{cases} \left(\sin \frac{\pi t}{T_s} \right)^2; & 0 \leq t \leq T_s \\ 0; & T_s \leq t \leq T \end{cases} \quad (1)$$

donde T representa la duración del período cardíaco total y T_s representa la duración del tiempo en que el corazón se encuentra en sístole. Se consideró que T_s es igual a tres octavos del período cardíaco total. Mediante el análisis en serie de Fourier de dicha señal, se pudo comprobar que con los 15 primeros armónicos, se puede reconstruir la misma con un margen mínimo de error. En la Figura 2 puede verse que la amplitud de los coeficientes tiende a cero rápidamente. Además, los coeficientes de la serie son independientes de la duración del período.

Se consideraron tres condiciones para el sistema materno: un ritmo cardíaco normal de 85 bpm, un ritmo lento (bradicardia) de 50 bpm, y un ritmo rápido (taquicardia) de 120 bpm. Para el sistema fetal se considera un ritmo de 140 bpm. Estos valores son los adecuados para un embarazo de 32 semanas de gestación [10].

Se utilizó el gasto cardíaco (Q) como parámetro para determinar la amplitud de la señal de entrada en ambos sistemas. Se estableció para el sistema materno un valor de Q de 7 litros por minuto, correspondiente a un embarazo de 32 semanas; y para el sistema fetal, un valor de Q de 0,2 litros por minuto por kilo. Con un peso fetal de 1,9 kg a las 32 semanas, se obtiene un Q de 0,38 litros por minuto [11]. La amplitud k, calculada a partir del gasto cardíaco y del ritmo cardíaco (expresado en bpm), se calculó en base al teorema del valor medio mediante la expresión:

$$k \int_0^{T_s} \left(\sin \left(\frac{\pi t}{T_s} \right) \right)^2 dt = \frac{Q}{bpm} \quad (2)$$

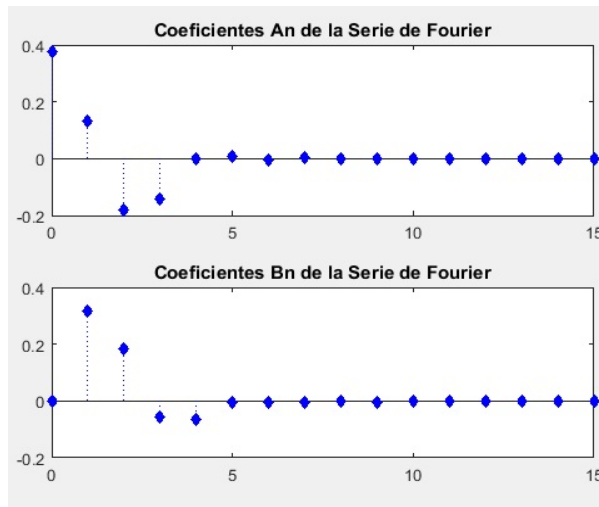


Figura 2: Visualización de las primeras 15 componentes de frecuencia de la señal de entrada.

Se obtuvo para el sistema materno un valor de $k=0,622$ y para el sistema fetal un $k=0,0338$. Ambos valores resultaron ser independientes del ritmo cardíaco.

Puesto que los sistemas materno y fetal se resuelven por separado, a cada uno le corresponde un sistema de ecuaciones distinto, basado en el método de nodos. En estas ecuaciones, el factor ϕ_i representa el potencial del i -ésimo nodo del sistema.

Las ecuaciones del sistema materno son:

$$\phi_1 \left(\frac{1}{R_2 - j\frac{1}{\omega C_2}} + \frac{1}{R_4 - j\frac{1}{\omega C_4}} + \frac{1}{R_5 - j\frac{1}{\omega C_5}} + \frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) - \phi_2 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) = Im \quad (3-1)$$

$$-\phi_1 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) + \phi_2 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} + \frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} \right) - \phi_3 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} \right) - \phi_6 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} \right) = 0 \quad (3-2)$$

$$-\phi_2 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} \right) + \phi_3 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} + \frac{1}{R_{7a} - j\frac{1}{\omega C_{7a}}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) - \phi_4 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) = 0 \quad (3-3)$$

$$-\phi_3 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) + \phi_4 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} + \frac{1}{R_{A3a}} + \frac{1}{R_{A5a}} \right) - \phi_5 \left(\frac{1}{R_{A3a}} \right) - \phi_9 \left(\frac{1}{R_{A5a}} \right) = 0 \quad (3-4)$$

$$-\phi_4 \left(\frac{1}{R_{A3a}} \right) + \phi_5 \left(\frac{1}{R_{A3a}} + \frac{1}{R_{4a} - j\frac{1}{\omega C_{4a}}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{3a}}} \right) - \phi_7 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{3a}}} \right) - \phi_8 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\frac{1}{\omega C_{4a}}} \right) = 0 \quad (3-5)$$

$$-\phi_2 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} \right) + \phi_6 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} + \frac{1}{R_{V3}} + \frac{1}{R_{V8a}} \right) - \phi_7 \left(\frac{1}{R_{V3}} \right) - \phi_8 \left(\frac{1}{R_{V8a}} \right) = 0 \quad (3-6)$$

$$-\phi_5 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{3a}}} \right) - \phi_6 \left(\frac{1}{R_{V3}} \right) + \phi_7 \left(+\frac{1}{R_{V3}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{3a}}} \right) = 0 \quad (3-7)$$

$$-\phi_5 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\frac{1}{\omega C_{4a}}} \right) - \phi_6 \left(\frac{1}{R_{V8a}} \right) + \phi_8 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\frac{1}{\omega C_{4a}}} + \frac{1}{R_{V8a}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{1a}}} \right) - \phi_9 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{1a}}} \right) = 0 \quad (3-8)$$

$$-\phi_4 \left(\frac{1}{R_{A5a}} \right) - \phi_8 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{1a}}} \right) + \phi_9 \left(\frac{1}{R_{A5a}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{1a}}} \right) = 0 \quad (3-9)$$

Las ecuaciones del sistema fetal son:

$$\phi_1 \left(\frac{1}{R_4 - j\frac{1}{\omega C_4}} + \frac{1}{R_5 - j\frac{1}{\omega C_5}} + \frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) - \phi_2 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) = 0 \quad (4-1)$$

$$-\phi_1 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} \right) + \phi_2 \left(\frac{1}{R_{7b} - j\frac{1}{\omega C_{7b}}} + \frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} \right) - \phi_3 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} \right) - \phi_6 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{8a}}} \right) = 0 \quad (4-2)$$

$$-\phi_2 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} \right) + \phi_3 \left(\frac{1}{R_{6a} - j\frac{1}{\omega C_{6a}}} + \frac{1}{R_{7a} - j\frac{1}{\omega C_{7a}}} + \frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) - \phi_4 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) = 0 \quad (4-3)$$

$$-\phi_3 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} \right) + \phi_4 \left(\frac{1}{-j\frac{1}{\omega C_{5a}}} + \frac{1}{R_{A3a}} + \frac{1}{R_{A5a}} \right) - \phi_5 \left(\frac{1}{R_{A3a}} \right) - \phi_9 \left(\frac{1}{R_{A5a}} \right) = 0 \quad (4-4)$$

$$-\varphi_4 \left(\frac{1}{RA_{3a}} \right) + \varphi_5 \left(\frac{1}{RA_{3a}} + \frac{1}{R_{4a} - j\omega C_{4a}} + \frac{1}{-j\omega C_{3a}} \right) - \varphi_7 \left(\frac{1}{-j\omega C_{3a}} \right) - \varphi_8 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\omega C_{4a}} \right) = 0 \quad (4-5)$$

$$-\varphi_2 \left(\frac{1}{-j\omega C_{8a}} \right) + \varphi_6 \left(\frac{1}{-j\omega C_{8a}} + \frac{1}{RV_3} + \frac{1}{RV_{8a}} \right) - \varphi_7 \left(\frac{1}{RV_3} \right) - \varphi_8 \left(\frac{1}{RV_{8a}} \right) = 0 \quad (4-6)$$

$$-\varphi_5 \left(\frac{1}{-j\omega C_{3a}} \right) - \varphi_6 \left(\frac{1}{RV_3} \right) + \varphi_7 \left(\frac{1}{R_{2a} - j\omega C_{2a}} + \frac{1}{RV_3} + \frac{1}{-j\omega C_{3a}} \right) - \varphi_9 \left(\frac{1}{R_{2a} - j\omega C_{2a}} \right) = +If \quad (4-7)$$

$$-\varphi_5 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\omega C_{4a}} \right) - \varphi_6 \left(\frac{1}{RV_{8a}} \right) + \varphi_8 \left(\frac{1}{R_{4a} - j\omega C_{4a}} + \frac{1}{RV_{8a}} + \frac{1}{-j\omega C_{1a}} \right) - \varphi_9 \left(\frac{1}{-j\omega C_{1a}} \right) = 0 \quad (4-8)$$

$$-\varphi_4 \left(\frac{1}{RA_{5a}} \right) - \varphi_7 \left(\frac{1}{R_{2a} - j\omega C_{2a}} \right) - \varphi_8 \left(\frac{1}{-j\omega C_{1a}} \right) + \varphi_9 \left(\frac{1}{R_{2a} - j\omega C_{2a}} + \frac{1}{RA_{5a}} + \frac{1}{-j\omega C_{1a}} \right) = -If \quad (4-9)$$

Para obtener las soluciones matemáticas a las respuestas de los sistemas materno y fetal, ambos fueron resueltos por separado. Por cada valor de ritmo cardiaco considerado, se resolvió el sistema de ecuaciones para cada nodo, desde un valor de $\omega = 2\pi \cdot \text{bpm} / 60$ hasta 15 veces ω . En cada iteración, la componente de corriente fue reemplazada por sus correspondientes coeficientes de la serie de Fourier para el armónico de frecuencia que se estaba analizando, multiplicado por la constante k que corresponda. Los sistemas de ecuaciones se resolvieron por el método del determinante y una vez obtenidos los potenciales de nodo, se pudieron graficar las corrientes de rama del circuito equivalente para cada frecuencia considerada. Una vez obtenidas todas las soluciones, se aplicó el principio de superposición y se sumaron los resultados. Las corrientes instantáneas se graficaron para un intervalo de 10 segundos. A fin de realizar una comparación cuantitativa, se calculó la energía de cada señal como figura en la ecuación 5:

$$E = \int_0^{10} |I(t)|^2 dt \quad (5)$$

En la tabla 1 se expresan los resultados obtenidos.

Se muestran los resultados de las corrientes de rama para los segmentos 1, 2 y 5. Se graficaron dichas corrientes para las tres condiciones en el sistema materno (50 bpm, 85 bpm y 120 bpm) y para la condición del sistema fetal (140 bpm). Esto puede observarse en las Figuras 3, 4 y 5.

CONCLUSIONES

Con el fin de analizar la forma que se distribuye el flujo en el sistema, calculamos el flujo promedio en el lado materno y se analizó las relaciones entre I1 e I2. Se obtuvo que del flujo total que sale del ventrículo derecho del corazón de la madre, un 99,8% va hacia los músculos y el esqueleto, mientras que el 0,2% restante va hacia el hígado y riñón.

En el lado del feto, se analizó cómo se distribuye la sangre. Se observó que del flujo total que sale del ventrículo derecho del corazón fetal, un 34% va hacia la cabeza, cuello y miembros superiores; un 58,6% va hacia el abdomen, pelvis y miembros inferiores; y sólo un 7,44% va hacia el hígado.

También se sumaron los resultados obtenidos en las dos componentes de la placenta. Se observó que el flujo en la placenta es debido, en un 0,000144% al sistema fetal, y en un 99,999856% al sistema materno.

Es interesante analizar también, el efecto de la frecuencia (variación del ritmo cardiaco).

En el sistema materno, el aumento del ritmo significa un aumento de la energía en las ramas adyacentes a la circulación del corazón, mientras que significa una disminución en la rama de la placenta y la circulación fetal.

Para el análisis del sistema completo se hizo uso de herramientas y competencias que los estudiantes de ingeniería adquirieron a lo largo de su carrera. El análisis de circuitos por el método de nodos, la caracterización mediante series de Fourier y la resolución de sistemas de ecuaciones complejas, cuyo resultado está relacionado con parámetros de señales eléctricas, son algunas de los conceptos puestos en práctica en este trabajo.

AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo se realizó en el marco del Proyecto de Investigación PI 18 F004 de la SGCyT de la UNNE.

Tabla 1: Energías de las señales calculadas.

	I1	I2	I3	I4	I5	I6	I7
50 bpm	6,48E-07	3,06E-04	0,1227	0,0093	0,0436	0,0292	0,0065
85 bpm	6,75E-07	3,20E-04	0,1164	0,0026	0,0407	0,0203	0,0072
120 bpm	7,36E-07	3,49E-04	0,1145	0,0011	0,0396	0,02	0,0046
140 bpm	1,11E-13	5,26E-11	3,06E-09	1,72E-07	3,49E-08	4,44E-09	2,02E-08

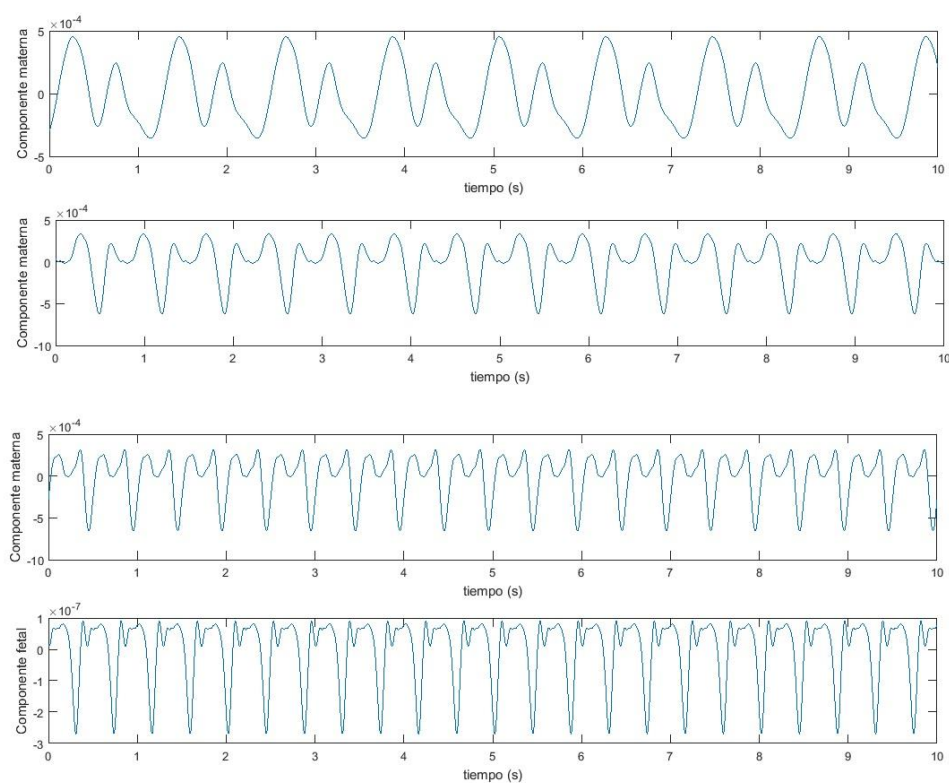


Figura 3: Componentes de flujo sanguíneo debido a los sistemas materno (50 bpm, 85 bpm y 120 bpm) y fetal (140 bpm) hacia el hígado y riñón de la madre.

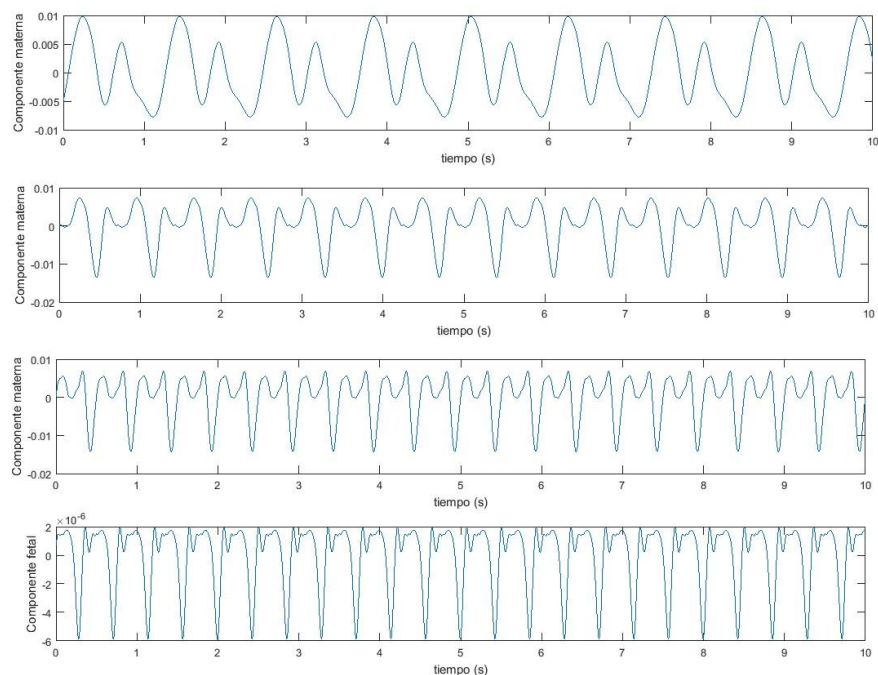


Figura 4: Componentes de flujo sanguíneo debido a los sistemas materno (50 bpm, 85 bpm y 120 bpm) y fetal (140 bpm) hacia los músculos y esqueleto de la madre.

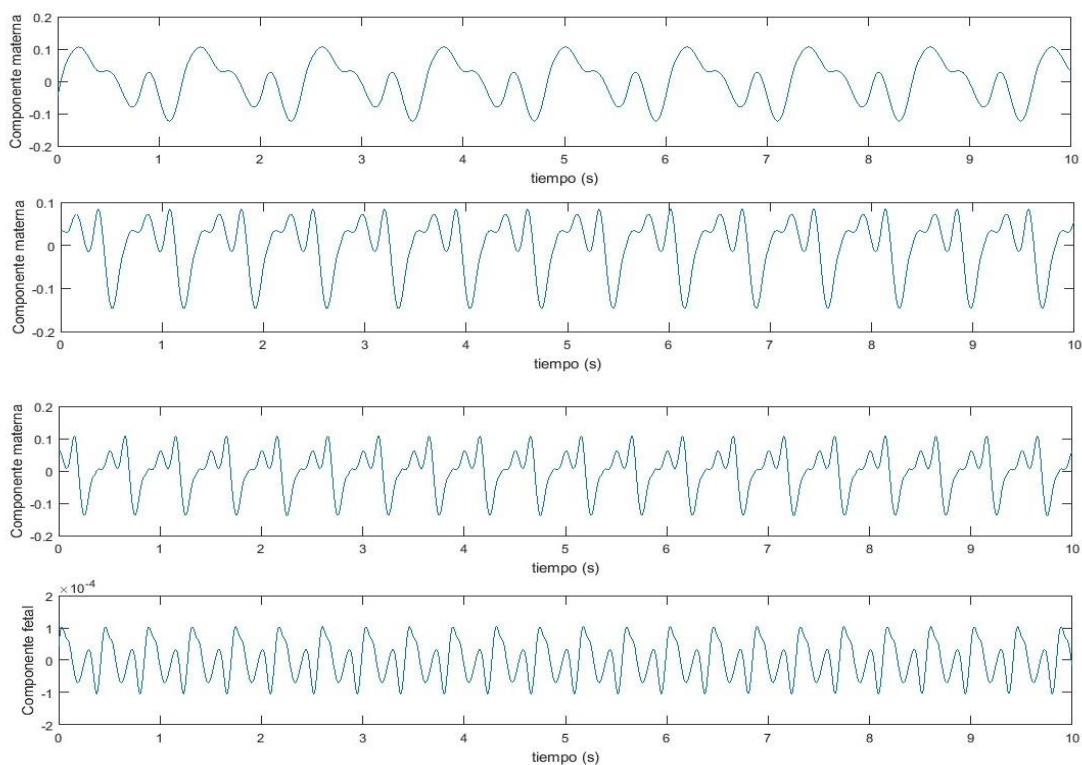


Figura 5: Componentes de flujo sanguíneo debido a los sistemas materno (50 bpm, 85 bpm y 120 bpm) y fetal (140 bpm) hacia los miembros inferiores, pelvis y abdomen del feto.

REFERENCIAS

- [1] Peter, L.; Noury, N.; Cerny, M. (2018). The New Approach for The Model of Cardiovascular System. IFAC-PapersOnLine. Volume 51, Issue 6, 2018, Pages 48-53, ISSN 2405-8963, doi.org/10.1016/j.ifacol.2018.07.128.
- [2] Yagel, S.; Cohen, S.M.; Goldman-Wohl, D. (2021). An integrated model of preeclampsia: a multifaceted syndrome of the maternal cardiovascular-placental-fetal array. Am J Obstet Gynecol. 2022 Feb;226(2S):S963-S972. doi: 10.1016/j.ajog.2020.10.023. Epub 2021 Mar 9. PMID: 33712272.
- [3] Carson, Jason M. (2019). Development of a cardiovascular and lymphatic network model during human pregnancy. Doctoral thesis, Swansea University.
- [4] Bates, K.; Herzog, E.D. (2020). Maternal-Fetal Circadian Communication During Pregnancy. Frontiers in Endocrinology. 11:198. doi: 10.3389/fendo.2020.00198
- [5] Moreno, F., Rojas, R.D. (2007). Modelado y Simulación del Sistema Cardiovascular Materno-Fetal. In: Müller-Karger, C., Wong, S., La Cruz, A. (eds) IV Latin American Congress on Biomedical Engineering 2007, Bioengineering Solutions for Latin America Health. IFMBE Proceedings, vol 18. Springer, Berlin, Heidelberg.
- [6] Dewi, E.M.; Hadiyoso, S.; Mengko, T.L.; Zakaria, H.; Astami, K. (2022). Cardiovascular system modeling using windkessel segmentation model based on photoplethysmography measurements of fingers and toes. J Med Signals Sens 2022;12:192-201
- [7] Sridharan, S.; Burrowes, M.; Bouwmeester, J.; Wang Jiun-Jr, Shrive, G.; Tyberg, V. (2012). Classical electrical and hydraulic Windkessel models validate physiological calculations of Windkessel (reservoir) pressure. Canadian Journal of Physiology and Pharmacology. 90(5): 579-585. doi.org/10.1139/y2012-027
- [8] Peña Pérez, N. (2016). Windkessel modeling of the human arterial system (Bachelor's thesis).
- [9] Francis, S. E. (2007). Continuous estimation of cardiac output and arterial resistance from arterial blood pressure using a third-order windkessel model (Doctoral dissertation, Massachusetts Institute of Technology).
- [10] Loerup, L.; Pullon, R.M.; Birks, J.; Fleming, S.; Mackillop, L.H.; Gerry, S.; Watkinson, P.J. (2019) Trends of blood pressure and heart rate in normal pregnancies: a systematic review and meta-analysis. BMC Med. 2019 Sep 11;17(1):167. doi: 10.1186/s12916-019-1399-1. PMID: 31506067; PMCID: PMC6737610.
- [11] Meah, V.L.; Cockcroft, J.R.; Backx, K.; et al. (2016). Cardiac output and related haemodynamics during pregnancy: a series of meta-analyses. Heart, 102:518-526