

УДК 621.38-615.47:612.17

DOI 10.36910/775.24153966.2022.73.14

Д.В. Теличко

*Кафедра радіоелектронних та біомедичних комп'ютеризованих засобів та технологій
Молодший науковий співробітник, аспірант
Кафедра Харківський авіаційний університет «Харківський авіаційний інститут» ім. М.Є.
Жуковського, Україна, 61070, м. Харків, вул. Чкалова, 17
dashatelichko1@gmail.com
<https://orcid.org/0000-0002-8557-6871>*

МЕТОДИКА НАЛАШТУВАННЯ У РЕЖИМІ РЕАЛЬНОГО ЧАСУ СИСТЕМИ БЕЗДРОТОВОГО ЖИВЛЕННЯ АПАРАТУ «ШТУЧНЕ СЕРЦЕ»

Розглянуто сучасні методи організації, налаштування та оптимізації систем штучного забезпечення кровообігу пацієнтів з серцевою недостатністю (апарат «штучне серце»). Визначено особливості забезпечення енергоживлення відповідних апаратів та вказано на пріоритет у зазначеній галузі методів по адаптації сучасних систем безконтактного енергоживлення, що можуть бути розташовані поза тіла пацієнта. Розроблена методика базується на застосуванні у системі безконтактного живлення принципів магнітно-резонансного зв'язку та набору ретрансляторів. Системи безконтактного енергозабезпечення апарату «штучне серце» розміщуються у медичній палаті і включає у себе підсистему оптичного моніторингу за переміщенням пацієнта. При цьому відбувається автоматичне налаштування роботи котушки передавача та ретранслятора відповідно до цільових показників ефективності і стабільності енергоживлення. Побудована математична модель надала можливість розрахувати навантаження на обчислювальний ресурс і час проведення машинного аналізу, а відповідно оцінити можливість налаштування роботи загальної системи у режимі реального часу.

Ключові слова: апарат «штучне серце», безконтактне енергоживлення, магнітно-резонансний зв'язок, котушка передавача, котушка ретранслятора, математична модель, цільова функція.

D. V. Telychko

ARTIFICIAL HEART DEVICE WIRELESS POWER SUPPLY SYSTEM REAL-TIME ADJUSTMENT METHOD

Modern methods of organization, adjustment and optimization of artificial blood circulation system for patients with heart failure (artificial heart device) are considered. The device power supply organization peculiarities are determined and the priority of adaptation of modern wireless power supply systems, which can be located outside the patient's body, is indicated. A technique based on the application of the principles of magnetic resonance coupling for wireless power supply system has been developed. The wireless power supply systems of the "artificial heart" device are located in the medical ward and include a subsystem for monitoring the movement of the patient. At the same time there is an automatic adjustment of work of the transmitter coil and the repeater coil according to target indicators of efficiency and stability of power supply. The developed mathematical model allowed calculating of the computing resource load and program analysis time, and accordingly assesses the possibility of setting up the general system in real time.

Key words: artificial heart device, wireless power supply, magnetic resonance communication, transmitter coil, repeater coil, mathematical model, objective function.

Вступ. Протягом XXI і другої половини XX сторіччя серцево-судинні захворювання розглядаються як основна причина смертності серед населення у розвинених країнах та значній частині країн, що розвиваються [1]. Починаючи з 2020 року актуальність цієї проблеми виросла у зв'язку з появою проблеми пандемії коронавірусної хвороби «Covid-2019» спричиненої вірусом «SARS-CoV-2», що часто призводить до значних ускладнень в роботі серця і прогресування серцево-судинних захворювань [2]. У найбільш складних випадках, коли немає можливості відновити серцеву функцію пацієнта методами терапії та хірургічного втручання, застосовуються системи штучного забезпечення кровообігу, як то апарат «штучне серце». Одним з недоліків зазначеного підходу є необхідність зовнішнього живлення апарату, через включення у тіло пацієнта електродотів, що є небезпечним через регулярне проникнення інфекцій. Це вносить обмеження у життя хворого, призводить до повторних госпіталізацій, необхідності проведення курсу лікування антибіотиками і, у деяких випадках, хірургічного втручання [3-5]. Це вказує на актуальність завдання адаптації у зазначеній галузі методів безконтактного енергоживлення (Wireless Power Transfer, WPT) відповідно до поставлених задач і наявних обмежень [6].

Аналіз сучасних досліджень і публікацій присвячених проблемам впровадження методів організації, налаштування і автоматизації систем безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце» надав можливість визначити і формалізувати актуальні підходи у даній

галузі. Зокрема, у рамках даного дослідження, була запропонована загальна класифікація методів безконтактного енергоживлення систем штучного забезпечення кровообігу, що включає у себе наступні групи:

1. Трансскірні системи передачі енергії (Transcutaneous Energy Transfer Systems, TETS), що базуються на застосуванні явища електромагнітної індукції [7, 8]. Базова схема TETS включає у себе блок передавача (Transmitter Coil, TC) і блок приймача (Receiver Coil, RC), відстань між якими складає половину діаметра відповідних котушок індуктивності $d_0/2$. Недоліком системи TETS є залежність між коефіцієнтом корисної дії (ККД) передачі енергії та відстанню між котушками, що призводить до нестабільності роботи пристрою, якщо пацієнт проявляє мінімальну активність. Крім того, це зумовлює розташування на тілі пацієнта габаритного та важкого акумуляторного блоку, що у багатьох випадках є неприйнятним.

2. Системи безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце» на основі магнітно-резонансного зв'язку (Magnetic Resonant Coupling, MRC), що, зокрема, широко використовується у електроавтомобілях [9, 10]. У зазначеній схемі застосовуються два коливальних LC-контур, що характеризуються одним значенням резонансної частоти ω_0 . Зазначений підхід надає можливість підтримувати ККД передачі електроенергії до 45% при збільшенні відстані між блоком передавача і блоком приймача до $3d_0$, що є значною перевагою у порівнянні з системами TETS [9].

Таким чином, MRC-схема може бути адаптована для побудови WPT-системи, яка охоплює медичну палату чи приміщення, у якому проживає пацієнт. Для збільшення відстані передачі електроенергії додатково використовується котушка проміжного ретранслятора (Intermediate Repeater, IR) положення якої регулюються відповідно до переміщення людини по палаті через визначення показника ККД безконтактного енергоживлення та пристрої оптичного моніторингу (камери або індикатори руху). На сьогоднішній момент існують дослідження, у яких реалізується відповідна схема, але при цьому не враховується оптимізація системи з точки зору ККД, а також розроблені прототипи не надають можливість стабілізувати рівень напруги у межах допустимих для безпечного функціонування апарату «штучне серце» [11-20], що розглядається як **невирішена частина загального дослідження**.

Таким чином, метою дослідження стала побудова цілісної методології побудови системи безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце», що базується на MRC-схемі та наборі проміжних ретрансляторів, а також її оптимізація відповідно цільових показників ККД та стабілізації вихідної напруги.

1. Адаптація методів безконтактної передачі енергії до вирішення задачі енергоживлення апарату «штучне серце»

Запропонована у рамках даного дослідження схема підсистеми безконтактного енергоживлення системи штучного забезпечення кровообігу на основі MRC показана на рис. 1.

Зазначена схема підсистеми безконтактного енергоживлення включає у себе наступні функціональні компоненти:

- котушка передавача, система живлення (Power Supply, PS) та відповідні блоки силових електроніки;
- котушка приймача та відповідні датчики для визначення ефективності і стабільності передачі енергії, а також даних про положення пацієнта;
- котушка ретранслятора та механізми її позиціонування за допомогою роботизованої підсистеми;
- блок машинного аналізу, що визначає оптимальне положення котушки ретранслятора відповідно розташування котушок передавача та приймача у режимі реального часу.

Відповідно до схеми, представленої на рис. 1 передавач підключено до габаритного блоку акумуляторів або стаціонарної системи енергоживлення. Для підсилення сигналу використовується блок ретранслятора, що позиціонується автоматичними механізмами відповідно показників датчикам напруги на апараті «штучне серце» з метою збільшення ККД та стабілізації рівня напруги у вказаних межах (тобто, рівень напруги, при якому система штучного забезпечення кровообігу працює без збоїв з відповідним значенням допустимої похибки).

Блок приймача і датчики розташовуються на одязі пацієнта. Завдяки методу магнітно-резонансного зв'язку, що характеризується більшою відстанню ефективної передачі енергії, його можна розташувати на спині, що, очевидно, є більш зручним, хоча й суттєво зменшує ККД.

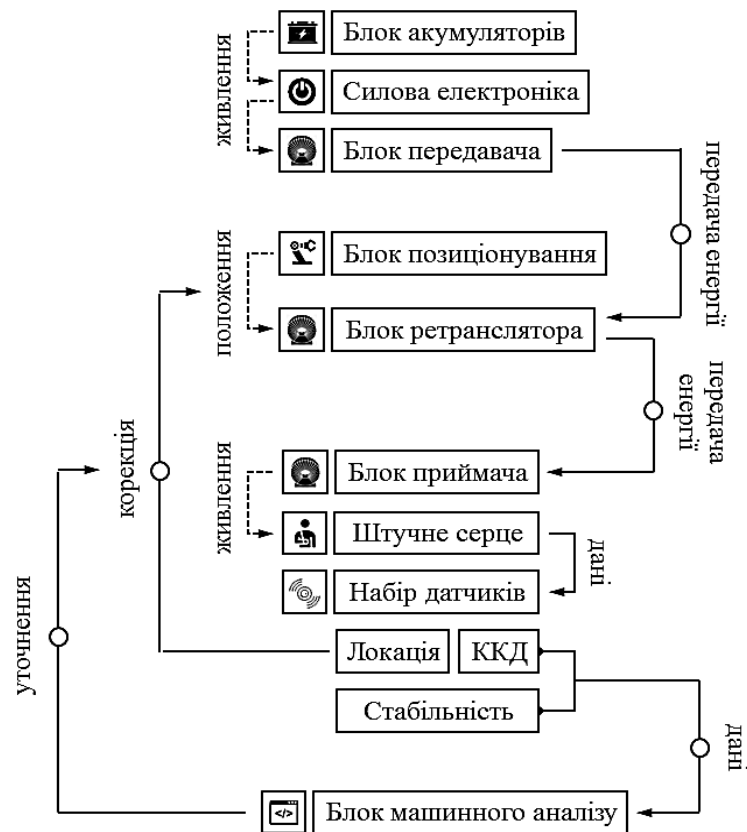


Рис. 1. Базова схема підсистеми безконтактного енергоживлення апарату штучного серця

Налаштування ефективної роботи системи безконтактного енергоживлення шляхом забезпечення стабільної напруги на апараті «штучне серце» та максимального ККД передачі енергії необхідно максимізувати коефіцієнт зв'язку (Coupling Coefficient, CC) між котушкою передавача та котушкою приймача, а також узгодити імпеданси відповідних ланцюгів. Налаштування системи включає у себе визначення оптимальних показників як елементів електричних контурів так і механічних параметрів (просторове розташування ретранслятора відповідно до переміщення пацієнта камерами руху або відеокамерою з належним програмним забезпеченням). Блок машинного аналізу при цьому дозволяє визначити оптимальну відстань між положенням котушки ретранслятору по відношенню до котушки передавача та котушки приймача (блок, пов'язаний з пацієнтом).

2. Розробка системи безконтактного живлення апарату «штучне серце» на основі магнітно-резонансного зв'язку

Еквівалентна електрична схема відповідної системи безконтактного енергоживлення представлена на рис. 2.

Набір елементів, з яких складається схема включає у себе:

- елементи блока енергоживлення, зокрема, джерело напруги U_{PC} , внутрішній опір R_{PC} та опір блока генератора R_{TS}^0 , котушка індуктивності генератора L_{TS}^0 ;
- елементи блока передачі енергії, зокрема, опір резонатора передавача R_{TC}' , конденсатор резонатора передавача C_{TC}' , котушка індуктивності резонатора передавача L_{TC}' ;
- елементи блока внутрішнього ретранслятора, зокрема, резистор кола ретранслятора R_{IR} , конденсатор кола ретранслятора C_{IR} і котушка індуктивності кола ретранслятора L_{IR} ;
- елементи блока приймача, зокрема, резистор кола резонатора R_{RC}' , котушка індуктивності кола резонатора L_{RC}' , конденсатор кола резонатора C_{RC}' , резистор приймача R_{RC}^0 , котушка індуктивності приймача L_{RC}^0 і резистор навантаження R_L .

При цьому ефективність електропередачі визначається через показник взаємної індуктивності індуктивності:

- M_{TC} — взаємна індуктивність між котушками L_{TS}^0 і L'_{TC} ;
- M_{IR}^{TC} — взаємна індуктивність між котушками L'_{TC} і L_{IR} ;
- M_{RC}^{IR} — взаємна індуктивність між котушками L_{IR} і L'_{RC} ;
- M_{RC} — взаємна індуктивність між котушками L'_{RC} і L_{RC}^0 ;
- M_{RC}^{TC} — взаємна індуктивність між котушками L'_{TC} і L_{RC}^0 .

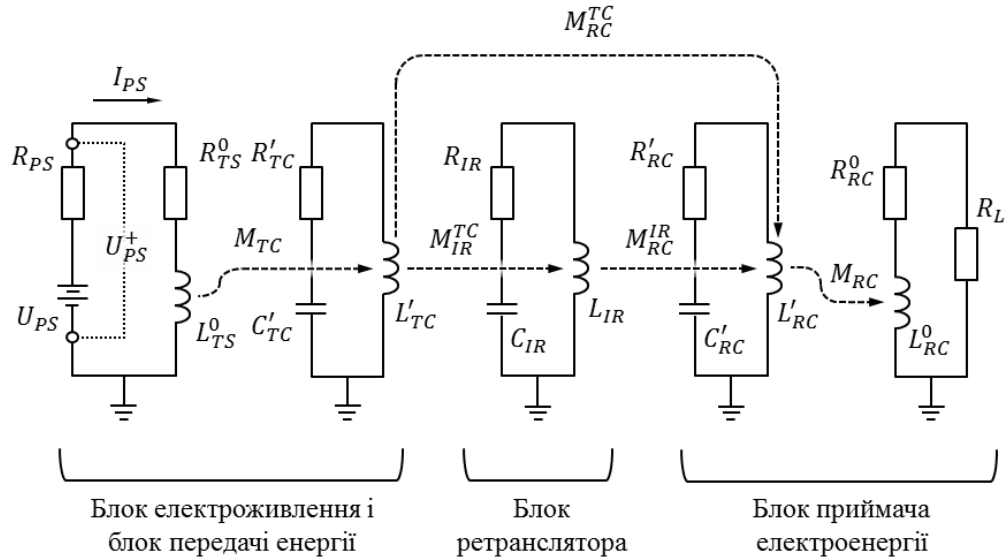


Рис. 2. Електричний контур системи безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце»

Для розрахунку чисельних показників ефективності роботи системи безконтактної передачі електроенергії необхідно співвіднести значення вхідної і вихідної потужності контурів PS і RC, відповідно. Нехай потужність на вході представленої схеми складає P_{PS} , що визначається на основі значень U_{PS}^+ і I_{PS} , а потужність на виході складає P_{RS} , що, у свою чергу, визначається на основі значень R_L і I_{RS} :

$$\begin{cases} P_{PS} = Re(U_{PS}^+ \cdot I_{PS}) \\ P_{RS} = (I_{RS})^2 \cdot R_L \end{cases} \rightarrow \eta = \frac{P_{RS}}{P_{PS}} \cdot 100\%. \quad (1)$$

У свою чергу, I_{PS} і I_{RS} можуть бути записані як функції, змінними аргументами яких є значення взаємної індуктивності M_{IR}^{TC} , M_{RC}^{IR} і M_{RC}^{TC} у зв'язку з тим, що вони змінюються в залежності від локації і положення ретранслятора (набори $\{X_{IR}, Y_{IR}, Z_{IR}\}$ і $\{\theta_X^{IR}, \theta_Y^{IR}, \theta_Z^{IR}\}$, відповідно) та локації і положення пацієнта (набори $\{X_{RC}, Y_{RC}, Z_{RC}\}$ і $\{\theta_X^{RC}, \theta_Y^{RC}, \theta_Z^{RC}\}$, відповідно), у той час як показники M_{TC} і M_{RC} можуть розглядатись як константи, тому що блок генератора стабільно пов'язаний з передавачем, а приймач — з апаратом «штучне серце».

На рівні формалізації зазначеного підходу та побудови математичного апарату можна ввести матрицю, що узагальнює взаємне розташування блоку передавача, блоку ретранслятора та блоку приймача LP , а також матрицю, що узагальнює змінні значення взаємної індуктивності $M\Sigma$ відповідно законів Кірхгофа:

$$\begin{cases} LP: \{X_{IR}, Y_{IR}, Z_{IR}, \theta_X^{IR}, \theta_Y^{IR}, \theta_Z^{IR}, X_{RC}, Y_{RC}, Z_{RC}, \theta_X^{RC}, \theta_Y^{RC}, \theta_Z^{RC}\} \\ M\Sigma: \{M_{IR}^{TC}, M_{RC}^{IR}, M_{RC}^{TC}\} \end{cases}. \quad (2)$$

Таким чином, у якості цільової функції ефективності F_G можна використати різницю ККД, як функції від $M\Sigma$ та штрафної функції (Penalty Function, PF) — F_P , що також розглядається як цільова функція початкової задачі безумовної оптимізації, аргументом якої є LP :

$$F_G = \eta(M\Sigma) - F_P(LP). \quad (3)$$

За умов неоптимального розташування котушок передавача, ретранслятора та приймача відповідно заданих допустимих значень відстані та положення, значення F_P нелінійно зростає відповідно встановленого алгоритму штрафної функції, а при знаходженні відповідних показників у допустимих межах $F_P = 0$. Це надає можливість за допомогою методу градієнтного спуску або аналогічних математичних підходів визначити максимум цільової функції і, таким чином, звести задачу налаштування оптимальної локації і положення блока ретранслятора до математичної задачі пошуку максимуму цільової функції.

При застосуванні методу градієнтного спуску різниця між значеннями набору LP взаємного розташування блоків визначається через значення кроку зміни цільової функції λ , що визначає швидкість спуску та розрахунок функції градієнта F_G :

$$LP_{i+1} - LP_i = \lambda \cdot grad(F_G). \quad (4)$$

У свою чергу, для зменшення навантаження на обчислювальний ресурс, наближене значення взаємної індуктивності M_{IR}^{TC} , M_{RC}^{IR} і M_{RC}^{TC} між блоками пропонується розрахувати через відстань між котушками r_{IR}^{TC} , r_{RC}^{IR} і r_{RC}^{TC} , відповідно, кількість витків котушок n_{TC} , n_{IR} і n_{RC} , відповідно, а також наступним чином:

$$\left\{ \begin{array}{l} M_{IR}^{TC} \approx \frac{\mu_0 \cdot n_{TC} \cdot n_{IR}}{4\pi} \cdot \sum_{\Delta s_{TC}, \Delta s_{IR}} \frac{\Delta s_{TC} \cdot \Delta s_{IR}}{r_{IR}^{TC}} \\ M_{RC}^{IR} \approx \frac{\mu_0 \cdot n_{IR} \cdot n_{RC}}{4\pi} \cdot \sum_{\Delta s_{IR}, \Delta s_{RC}} \frac{\Delta s_{IR} \cdot \Delta s_{RC}}{r_{RC}^{IR}} \\ M_{RC}^{TC} \approx \frac{\mu_0 \cdot n_{TC} \cdot n_{RC}}{4\pi} \cdot \sum_{\Delta s_{TC}, \Delta s_{RC}} \frac{\Delta s_{TC} \cdot \Delta s_{RC}}{r_{RC}^{TC}} \end{array} \right. ,$$

де Δs_{TC} , Δs_{IR} і Δs_{RC} — одиничні вектори відрізків для блоків передавача, ретранслятора та приймача, відповідно, а μ_0 — магнітна стала.

3. Оптимізація методики організації та налаштування системи безконтактного живлення апарату «штучне серце»

Запропонована методика організації та налаштування системи безконтактного живлення апарату «штучне серце», що базується на алгоритмі пошуку глобального максимуму цільової функції може бути формалізована наступними чином: (I) побудова еквівалентної електричної схеми системи безконтактного живлення, (II) розрахунок значень, які характеризують роботу системи безконтактного живлення, що є константами, (III) визначення за допомогою системи датчиків матриці, що узагальнює взаємне розташування блоку передавача, блоку ретранслятора та блоку приймача LP , (IV) розрахунок матриці $M\Sigma$, що визначає змінні значення взаємної індуктивності на основі законів Кірхгофа, (V) встановлення алгоритму розрахунку штрафної функції, (VI) розрахунок ККД, (VII) розрахунок штрафної функції, (VIII) розрахунок цільової функції як різниці ККД і штрафної функції.

Після цього відбувається встановлення оптимального значення кроку зміни цільової функції λ відповідно вимог до точності аналізу та обмежень на навантаження на обчислювальний ресурс блоку машинного аналізу. Згідно отриманих значень може бути проведено коригування електричної схеми системи безконтактного живлення, що включає у себе внесення змін як саму структуру, так і зміну представлених показників окремих елементів, як це показано на рис. 3.

Висновки

У результаті проведеного дослідження було розглянуто методи організації підсистеми енергоживлення системи штучного забезпечення кровообігу пацієнтів з серцевою недостатністю. Вказано на пріоритет застосування у зазначеній галузі безконтактних методів енергоживлення на основі магнітно-резонансного зв'язку. Була запропонована методика застосування набору роботизованих ретрансляторів, взаємне положення яких по відношенню до приймача і передавача оптимізуються згідно з цільовими показниками ККД і стабільності передачі енергії.

В результаті проведеного дослідження було запропоновано:

1. Базова схема підсистеми безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце» на основі системи ретрансляторів;
2. Еквівалентний електричний контур системи безконтактного енергоживлення апарату «штучне серце»;
3. Комплексна методологія налаштування та оптимізації системи безконтактного живлення.

Розроблена методика характеризується простим математичним апаратом, що дозволяє мінімізувати навантаження на обчислювальний ресурс апаратно-програмної платформи

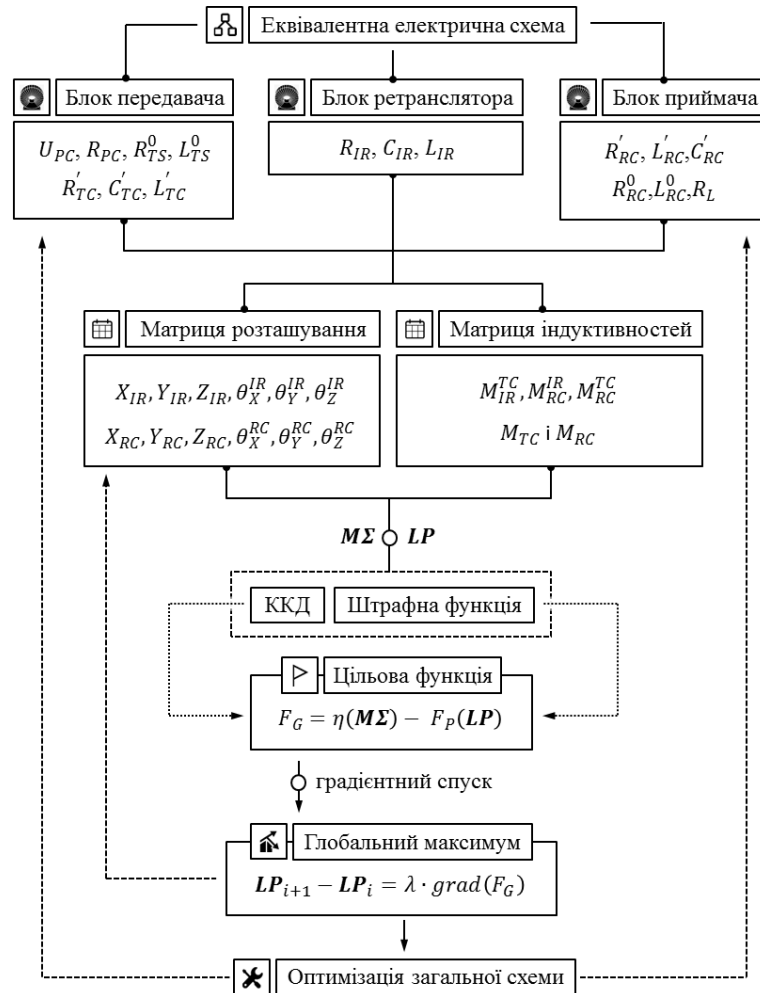


Рис. 3. Методологія налаштування системи безконтактного живлення

Література

1. Frayn, K. N., Stanner, S., & Coe, S. (2019). *Cardiovascular disease: Diet, nutrition and emerging risk factors*. Published by Blackwell Publishing for the British Nutrition Foundation.
2. Saad, M., & Vittorio, T. J. (2022). *Covid-19 and the heart: A case-based pocket guide*. McGraw-Hill.
3. Frankfort, A., Baker, C., & Wilson, D. (2017). *Artificial heart*. Phonic Books Ltd.
4. Creech, T. A. (2011). *Artificial heart*. JMS Books LLC.
5. Morshuis, M., El-Banayosy, A., Arusoglu, L., Koerfer, R., Hetzer, R., Wieselthaler, G., Pavie, A., & Nojiri, C. (2009). European experience of DuraHeart™ magnetically levitated centrifugal left ventricular assist system. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 35(6), 1020–1028. <https://doi.org/10.1016/j.ejcts.2008.12.033>
6. Hijikata, W., & Suzuki, H. (2018). Real-time optimization of Coil positioning in wireless power transfer system for Artificial Heart. *2018 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*. <https://doi.org/10.1109/wpt.2018.8639256>.

7. Dowling, R. D., Etoch, S. W., Stevens, K., Butterfield, A., Koenig, S. E., Johnson, A., Chiang, B., & Gray, L. A. (2000). Initial experience with the Abiocor implantable replacement heart at the University of Louisville. *ASAIO Journal*, 46(5), 579–581. <https://doi.org/10.1097/00002480-200009000-00014>.
8. Bluvshstein, V., & Lucke, L. (2012). Modeling TETS to optimize performance for ventricular assist and Artificial heart devices. *Journal of Medical Devices*, 6(1). <https://doi.org/10.1115/1.4026778>.
9. Kurs André, Karalis, A., Moffatt, R., Joannopoulos, J. D., Fisher, P., & Soljačić Marin. (2007). Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances. *Science*, 317(5834), 83–86. <https://doi.org/10.1126/science.1143254>.
10. Steinweg, T. (2011). The Electric Car Battery: Sustainability in the supply chain. *SSRN Electronic Journal*. <https://doi.org/10.2139/ssrn.1802553>.
11. Hsu, S.-L., Tsai, N.-C., & Lin, C.-C. (2013). An innovative power regulation method applied for wireless magnetic-energy transportation. *Mechatronics*, 23(3), 289–296. <https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2012.12.006>
12. Zhu, Z., Zhang, C., & Li, D. (2018). A novel parameter design and optimization method for Wireless Power Transfer System. *2018 Asian Conference on Energy, Power and Transportation Electrification (ACEPT)*. <https://doi.org/10.1109/accept.2018.8610852>.
13. Nagato, S., Hijikata, W., & Shinshi, T. (2017). Evaluation of a transcutaneous energy transmission system with a flexible coil for an implantable ventricular assist device. *2017 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*. <https://doi.org/10.1109/wpt.2017.7953865>.
14. Ishizaki, T., & Nishikawa, K. (2014). Wireless Power Beam device using microwave power transfer. *2014 IEEE Wireless Power Transfer Conference*. <https://doi.org/10.1109/wpt.2014.6839622>.
15. Zhang, Y. (2018). Radio Frequency Power Source Design for Wireless Power Transfer System. *2018 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*. <https://doi.org/10.1109/wpt.2018.8639140>.
16. Abdolkhani, A. (2016). Fundamentals of inductively coupled Wireless Power Transfer Systems. *Wireless Power Transfer — Fundamentals and Technologies*. <https://doi.org/10.5772/63013>.
17. Minnaert, B., & Stevens, N. (2018). Maximizing the power transfer for a mixed inductive and Capacitive Wireless Power Transfer System. *2018 IEEE Wireless Power Transfer Conference (WPTC)*. <https://doi.org/10.1109/wpt.2018.8639265>.
18. Aboualalaa, M., & Elsadek, H. (2020). Rectenna systems for RF Energy Harvesting and wireless power transfer. *Recent Wireless Power Transfer Technologies*. <https://doi.org/10.5772/intechopen.89674>.
19. Agbinya, J. I. (2016). *Wireless Power Transfer*. River Publishers. https://www.researchgate.net/publication/344350800_Wireless_Power_Transfer_2nd_Edition.
20. Shinohara, N. (2018). *Wireless Power Transfer: Theory, technology, and applications*. Institution of Engineering and Technology. <https://digital-library.theiet.org/content/books/po/pbpo112e>.