



1 KW GÜCÜNDE KABLOSUZ ENERJİ TRANSFER SİSTEMİ TASARIMI VE İNSAN SAĞLIĞINA ETKİLERİ

Ali AĞÇAL*, Tuğba Halime DOĞAN

Süleyman Demirel Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Elektrik ve Elektronik Mühendisliği Bölümü, Isparta, Türkiye

Anahtar Kelimeler	Öz
<i>Kablosuz Enerji Transferi, Manyetik Rezonanslı Kuplaj, Seri Seri Topoloji, İnsan Sağlığına Etkiler.</i>	Kablosuz enerji transferi (KET) günümüzde dünyada güncel ve popüler bir konudur. Birbirine bağlı kabloların kullanımının zor olduğu ve tehlike arz ettiği durumlarda kullanılır. Kablosuz güç aktarımında elektrik enerjisi kablolar yerine manyetik alan ile iletilir. Bu çalışmada, 20 kHz frekansında 1 kW gücünde 50 cm-50 cm dış çapında bir KET sistem tasarımı yapılmıştır. Devrenin analitik çözümü MATLAB programında yapılmıştır. Devre MATLAB/Simulink üzerinde kurulup çıkışı 1 kW güç olacak şekilde ayarlanmıştır. Sistemin bobin tasarımı ANSYS® Maxwell 3D programı ile sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanılarak yapılmıştır. Alıcı ve verici bobin arasındaki mesafe arttıkça bağlantı faktörünün azaldığı ve buna bağlı olarak belirli bir mesafeden (kritik hava aralığı) sonra enerji aktarımında verimin azaldığı gözlemlenmiştir. Bu çalışmada KET’de güç aktarım verimi 17 cm mesafeden %89.4 olarak elde edilmiştir. Ayrıca tasarlanan KET sisteminin insan sağlığına olan etkileri ANSYS® HFSS ve Maxwell 3D programı kullanılarak IEEE ve ICNIRP standartlarına göre incelenmiştir.

1 KW WIRELESS POWER TRANSFER SYSTEM DESIGN AND HUMAN HEALTH EFFECT

Keywords	Abstract
<i>Wireless Energy Transfer, Magnetic Resonance Coupling, Series Series Topology, Human Health Effects.</i>	Wireless Power Transfer (WPT) is currently a popular and current issue in the world. WPT is used in situations where interconnected cables are difficult to use and pose a danger. In WPT, electrical energy is transmitted by magnetic field instead of cables. In this study, a WPT system design was made at the outer diameter of 50 cm-50 cm, 1 kW power, and 20 kHz frequency. The analytical solution of the circuit was made in MATLAB program. The circuit is installed on MATLAB/Simulink and the output is set to be 1 kW power. The coil design of the system was made with ANSYS® Maxwell 3D program using the finite element method (FEM) In WPT systems, as the distance between the receiver and the transmitter coil increases, the coupling factor decreases. It has been observed that the efficiency of the energy transfer decreases when the air gap falls below the critical air gap value. In this study, the efficiency of WPT was obtained as 89.4% from 17 cm air gap. In addition, the effect of the WPT system on human health was examined using the ANSYS® HFSS and Maxwell 3D program according to IEEE and ICNIRP standards.

Alıntı / Cite

Ağçal, A., Doğan T.H., (2021). 1 KW Gücünde Kablosuz Enerji Transfer Sistemi Tasarımı ve İnsan Sağlığına Etkileri, Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 9(3), 856-865.

Yazar Kimliği / Author ID (ORCID Number)

A. Ağçal, 0000-0003-0965-4038
T.H. Doğan, 0000-0002-1316-2522

Makale Süreci / Article Process

Başvuru Tarihi / Submission Date	11.05.2021
Revizyon Tarihi / Revision Date	12.06.2021
Kabul Tarihi / Accepted Date	15.06.2021
Yayın Tarihi / Published Date	21.09.2021

* İlgili yazar / Corresponding author: aliagcal@sdu.edu.tr

1. Giriş (Introduction)

Kablosuz enerji transferi (KET), 1890'lı yıllardan beri çalışılan ve önemini hiç kaybetmemiş bir konudur. Nicola Tesla, çeşitli çalışmalarının sonunda gücün kablosuz olarak verimli bir şekilde aktarılabilmesi için manyetik rezonansın kullanılması gerektiğini göstermiştir (Pashei vd., 2016). Enerjinin kablo ile iletilmesinin çeşitli dezavantajları bulunmaktadır. Günümüzde hızla artan elektrikli eşya kullanımına bağlı olarak kablo kirliliği meydana gelmektedir. Su altında bir iletim yapılacaksa kablo kullanımı tehlike yaratabilmektedir. Bu gibi durumları önlemek için KET'in basitliği ve güvenilirliği bu gibi durumlara oldukça iyi bir çözüm sunmaktadır. Ayrıca, KET yüksek verimle çalışabilmektedir (Karakaya, 2007). Günümüzde KET elektrikli araç, biyomedikal cihaz, cep telefonu, elektrikli otobüs ve daha birçok alanda kullanılmaktadır (Xiao vd., 2021; Narayanamoorthi, 2020; Rafie vd., 2020).

Kablosuz güç aktarımı çeşitli yollarla yapılabilir. Bunlar; elektromanyetik radyasyon, mikrodalga, lazer, kapasitif kuplaj, endüktif kuplaj ve manyetik rezonanslı kuplaj yöntemleridir. 1900'lü yıllarda elektromanyetik radyasyon (Tesla, 1900), 1950'li yıllarda mikrodalga (Brown, 1969) ile KET denenmiş ancak verimin düşüklüğü nedeniyle yaygınlaşmamıştır. KET sistemlerinin yaygınlaşması endüktif kuplaj yöntemi ile başlamıştır. Endüktif kuplaj yakın alan güç transferinde kullanıma daha uygundur. Endüktif kuplaj yöntemi sayesinde düşük frekans ve kısa mesafede daha iyi verim elde edilebilmektedir (Covic ve Boys, 2013) Günümüzde en sık kullanılan KET sistemi olan manyetik rezonanslı kuplaj teorisi 2007 yılında Massachusetts Institute of Technology (MIT)'de yapılan çalışmalar sonucunda elde etmiştir. Bu çalışmalar sonucunda 60 Wattlık lambayı kablosuz enerji iletimi sayesinde iki metre uzaklıktan yakmayı başarmışlardır (Kurs vd., 2007).

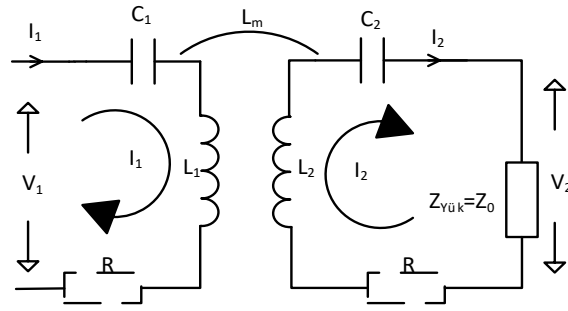
KET'de amaç bir bobinde enerji depolamak ve bu depolanan enerjiyi diğer bobine aktarmaktır. Enerjinin verimli şekilde iletilmesi kullanılan frekansa, bobin boyutuna ve bobinler arasındaki mesafeye bağlıdır (Ağcal, 2014). KET sisteminde çeşitli topolojiler bulunmaktadır. Bu topolojiler kondansatörün devreye nasıl bağlandığına göre şekillenir. KET topolojilerinden en yüksek verimli ve geniş yük aralığında çalışabileni Seri-Seri(SS) topolojidir (Doğan vd., 2019).

KET'de alıcı ve verici bobinlerin konumsal ve açısal olarak hizalanıp hizalanmaması da verimi etkilemektedir. Bobinler hizalanmış ise açısal ve konumsal olarak hizalanmamış bobinlere göre daha yüksek hava aralıklarında yüksek verimle çalışabilmektedir (Ağcal vd., 2018). KET sistemlerinde hava aralığının etkisini incelemek ve verimi maksimum düzeye çıkarmak için Neuman formülü kullanılarak manyetik rezonanslı kuplaj devresi incelenmiştir. Farklı hava aralıkları için optimum karakteristik empedanslar hesaplanmış, bu değerlere göre sistemin yüksek verimle çalışan çift veya tek rezonans frekansına sahip olduğu bağlantılarla açıklanmıştır (Imura ve Hori, 2011).

Bu çalışmada, 20 kHz frekansında, 1 kW gücünde ve 50 cm-50 cm boyutunda bir KET sistem tasarımı yapılmıştır. Sistem manyetik rezonanslı kuplaj yöntemi kullanılarak SS topoloji yöntemiyle tasarlanmış, farklı hava aralıkları için karşıt endüktans değişimi gözlemlenmiştir. Sistemin alıcı ve verici bobinlerinin endüktans değerleri, devredeki kapasitans değerleri analitik eşitlikler ile elde edilmiştir. Devrenin analitik çözümü MATLAB programında hesaplanıp sonrasında devrenin eş benzetimi ANSYS® Simplorer ara yüzünde yapılmıştır. Simulink'te çıkışta 1 kW gücü elde etmek için giriş gerilimi ayarlanmıştır. Sistemin bobin tasarımı ANSYS® Maxwell 3D programıyla sonlu elemanlar yöntemi (SEY) kullanılarak yapılmıştır. Ayrıca sistemin insan sağlığına olan etkilerini incelemek için ANSYS® HFSS programı kullanılarak, KET sistemi ve insan uzuvları modellenmiştir. Yapılan tasarımın insan sağlığına etkileri IEEE ve ICNIRP standartlarına göre incelenmiştir.

2. Manyetik Rezonanslı Kuplaj (Magnetic Resonance Coupling)

Elektrik devrelerinde devreye bağlı bir kondansatör ve bir endüktans varsa aralarında belli frekanslarda enerji salınımı oluşur. Salınımın en yüksek olduğu frekans, rezonans frekansıdır. Manyetik rezonanslı kuplaj teorisi kullanılan KET sisteminde alıcı ve verici arasındaki enerji akışının maksimum olduğu rezonans frekansı yakalanır. Şekil 1'de SS topolojili manyetik rezonanslı kuplaj devresi gösterilmiştir.



Şekil 1. Manyetik rezonanslı kuplaj devresi (Magnetic resonance coupling circuit)

Eşdeğer devrede I_1 giriş akımını (verici akımını) I_2 çıkış akımını (alıcı akımını), V_1 giriş gerilimini, R verici ve alıcı sistemlerin ayrı ayrı iç dirençlerini, C alıcı ve verici rezonans kondansatörlerini, L_1 verici bobini, L_2 alıcı bobini, L_m karşıt endüktansı ve $Z_{yük} = Z_0$ yük empedansını (karakteristik empedansı) göstermektedir. Rezonatörün doğal açılmalı rezonans frekansı denklem (1)'de, kalite faktörü ise denklem (2)'de verilmiştir.

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (1)$$

$$Q = \sqrt{\frac{L}{C}} \times \frac{1}{R} = \frac{\omega_0 L}{R} \quad (2)$$

Kalite faktörü (Q), rezonans frekansındaki bobin ve kondansatör empedanslarının dirence oranıdır. KET sistemlerinde alıcı ve verici bobinler arasındaki manyetik bağlantı karşıt endüktans ile sağlanmaktadır. Manyetik bağlantının oranı karşıt endüktans ile alıcı ve verici bobinlerin endüktanslarının geometrik ortalaması oranlanarak belirlenir. Bu bağlantı oranı yada diğer adıyla bağlantı faktörü, k ile gösterilmektedir. Bağlantı faktörü ve karşıt endüktans arasındaki ilişki denklem (3)'te verilmiştir.

$$L_m = k \sqrt{L_1 L_2} \quad (3)$$

Sistemin optimum verimini belirlemek için yararlılık katsayısı kullanılır ve U ile gösterilir. Optimum verim sistemin ulaşabileceği en yüksek verim olup, η_{opt} ile gösterilir. Yararlılık katsayısı denklem (4)'te ve U fonksiyonuna bağlı optimum verim denklem (5)'te verilmiştir.

$$U = k \sqrt{Q_1 Q_2} = \frac{\omega L_m}{\sqrt{R_1 R_2}} \quad (4)$$

$$\eta_{opt} = \frac{U^2}{(1 + \sqrt{1 + U^2})^2} \quad (5)$$

Q_1 verici kalite faktörünü, Q_2 ise, alıcı kalite faktörünü ifade etmektedir. Şekil 1'de SS devre topolojisi kullanılan KET sistemi için eşdeğer empedans denklem (6)'da ve verim denklem (7)'de verilmiştir.

$$Z_{E_s} = Z_1 + \left(\frac{1}{j\omega C_1} \right) + \left(\frac{L_m^2 \omega^2}{Z_2 + \frac{1}{j\omega C_2} + R_L} \right) \quad (6)$$

$$\eta = \left(\frac{jL_m \omega}{Z_2 + \left(\frac{1}{j\omega C_2} \right) + R_L} \right)^2 \times \frac{R_L}{Z_{E_s}} \quad (7)$$

Kritik karşıt endüktans değeri denklem (8) ile hesaplanır. L_m kritik karşıt endüktansın altında ise KET sisteminin verimi düşer. Denklem L_m kritik karşıt endüktansın üstünde ise yüksek verimle KET sağlanır ancak; rezonans frekansında çatalanma meydana gelir.

$$L_{m_{kritik}}^2 = \frac{Z_0^2 - R^2}{\omega^2} \quad (8)$$

3. KET Sistemi Tasarımı (WPT System Design)

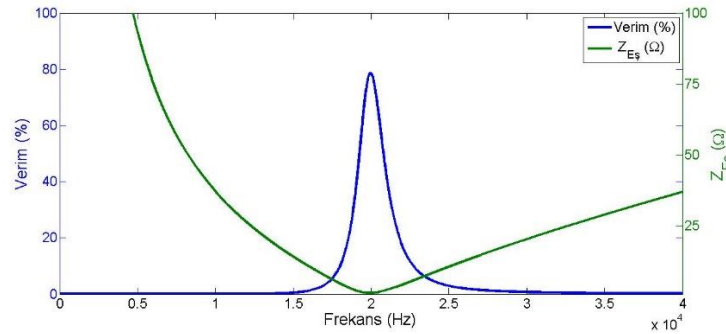
Yapılan devre tasarımında çalışma frekansı 20 kHz, çalışma boyutu 50 cm-50 cm olarak belirlenmiştir. Devrenin analitik çözümü MATLAB programında yapılmıştır. Kalite faktörü (Q) 100, R iç direnç 0,25 Ω alınmıştır. Denklem (2)'den yararlanılarak rezonatörün kalite faktörünü, doğal rezonans frekansını ve iç dirence bağlı endüktans değerini bulabilmek için denklem (9) kullanılmıştır.

$$L = Q \times \frac{R}{2\pi f} \quad (9)$$

L değeri denklem (10) kullanılarak L = 198,94 μ H olarak bulunmuştur. Endüktans değeri ve açısal frekansa bağlı kondansatör denklemi, denklem (1) kullanılarak denklem (10)'da elde edilmiştir.

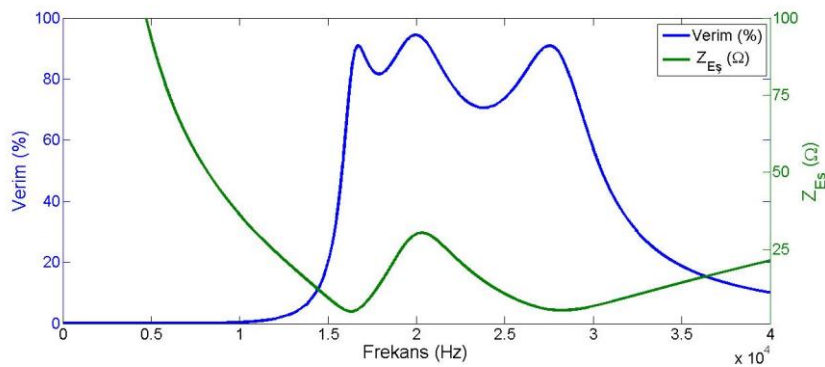
$$C = \frac{1}{L} \times \omega^2 \quad (10)$$

C = 319,85 nF olarak bulunmuştur. Yük direnci $R_L = 5 \Omega$ alınmıştır. k= 0,1 ve k= 0,5 için iki farklı devre oluşturularak hesaplamalar yapılmıştır. Devrelerin rezonans frekansı, kalite faktörü, yararlılık katsayısı, karşıt endüktansı ve maksimum verimi ayrı ayrı hesaplanmıştır. Bağlantı faktörü 0,1 ($L_m=19,894 \mu$ H) için verimin ve eşdeğer empedansın frekansa göre değişimi Şekil 2'de gösterilmiştir.



Şekil 2. k = 0,1 için verim-frekans ve eşdeğer empedans-frekans grafiği (Efficiency-frequency and equivalent impedance-frequency graph for k=0.1)

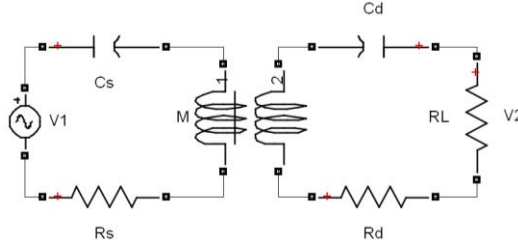
Bağlantı faktörü 0,1 için rezonans frekansı 20035 Hz ve rezonans frekansındaki eşdeğer empedans 1,43 Ω olarak bulunmuştur. Rezonans frekansında eşdeğer empedans minimum, verim maksimumdur. Şekil 2'de bağlantı faktörü k=0,1 için denklem (8)'in sağlandığı görülmekte ve tek rezonanslı durum oluşmaktadır. Bağlantı faktörü 0,5 ($L_m=99,47 \mu$ H) için verimin ve eşdeğer empedansın frekansa göre değişimi Şekil 3'te gösterilmiştir.



Şekil 3. k = 0,5 için verim-frekans ve eşdeğer empedans-frekans grafiği (Efficiency-frequency and equivalent impedance-frequency graph for k=0.5)

Bağlantı faktörü 0,5 için Şekil 3'te denklem (9)'un sağlandığı ve üç rezonanslı durumun oluştuğu görülmektedir. Çalışmalarda frekansı en düşük frekansla sahip birinci rezonans frekansı, deri etkisi ve yakınlık etkisine bağlı AC

dirençlerin artmaması için tercih edilmektedir. Birinci rezonans frekansı 16700 Hz ve bu rezonans frekansındaki eşdeğer empedans 4,94 Ω olarak bulunmuştur. Rezonans frekansında eşdeğer empedans minimum, verim maksimumdur. Ancak ikinci rezonans frekansında eşdeğer empedans birinci rezonans ve üçüncü rezonans frekansından daha yüksektir. Çatallanmanın doğası gereği hava aralığı azaldıkça ikinci rezonans frekansındaki $Z_{E\delta}$ değeri büyüdüğü için girişten çekilen güç azalır. Bu yüzden SS topolojili KET sistemlerinde ikinci rezonans frekansında çalışmak tercih edilmez. Sistemin analitik çözümü tamamlandıktan sonra devre Şekil 4'teki gibi Simulink'te kurulmuştur.



Şekil 4. MATLAB/Simulink devresi (MATLAB/Simulink circuit)

$k=0,1$ ve $k=0,5$ için; V_1 giriş gerilimi P_2 çıkış gücü 1 kW olacak şekilde ayarlanmıştır. $k=0,1$ ve $k=0,5$ için benzetimden alınan değerler Tablo 1'de verilmiştir.

Tablo 1. MATLAB/Simulink sonuçları (MATLAB/ Simulink results)

k = 0,1		k = 0,5	
$L_m = 19,894 \mu\text{H}$	$f_r = 20035 \text{ Hz}$	$L_m = 99,47 \mu\text{H}$	$f_r = 16700 \text{ Hz}$
$Z_{E\delta} = 1,43 \Omega$	$\eta = \%78$	$Z_{E\delta} = 4,94 \Omega$	$\eta = \%90$
$V_1 = 42,85 \text{ V}$	$V_2 = 70,7 \text{ V}$	$V_1 = 77,78 \text{ V}$	$V_2 = 71,09 \text{ V}$
$I_1 = 29,65 \text{ A}$	$I_2 = 14,14 \text{ A}$	$I_1 = 14,31 \text{ A}$	$I_2 = 14,22 \text{ A}$
$P_1 = 1270 \text{ W}$	$P_2 = 999,8 \text{ W}$	$P_1 = 1112 \text{ W}$	$P_2 = 1011 \text{ W}$
$V_{C1} = 738,5 \text{ V}$	$V_{C2} = 352,1 \text{ V}$	$V_{C1} = 427,6 \text{ V}$	$V_{C2} = 424,8 \text{ V}$

f_r rezonans frekansı, V_2 çıkış gerilimi, P_1 girişten çekilen güç, η verim, V_{C1} verici devredeki kondansatörün gerilimi, V_{C2} alıcı devredeki kondansatörün gerilimidir. Bobin tasarımı denklem (11) ve denklem (12) kullanılarak hesaplanmıştır.

$$L = \frac{N^2 A^2}{30A - 11D_i} \quad (11)$$

$$A = \frac{D_i + N(W + S)}{2} \quad (12)$$

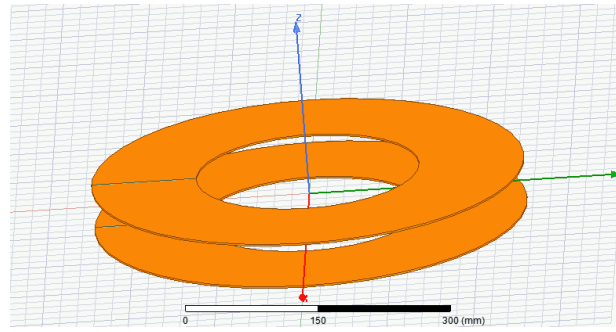
N sarım sayısı, A kesit alanı, D_i bobin iç çapı, D_o bobin dış çapı, S dönüşler arası boşluk, W kablo yarıçapıdır. $N = 20$, $D_i = 258 \text{ mm}$, $W = 3 \text{ mm}$, $S = 3 \text{ mm}$, $D_o = 498 \text{ mm}$, $L = 198,94 \mu\text{H}$ ve kablo uzunluğu 23,75 m olarak bulunmuştur

4. Sonlu Elemanlar Yöntemi Tabanlı Analizler (Finite Elements Method Based Analyses)

KET sistemi bobin tasarımı, manyetik alan, elektriksel alan dağılımı, frekans analizleri ve birçok sonuç gerçeğe en yakın sonuç veren SEY tabanlı programı ANSYS® programının çeşitli toolboxları kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

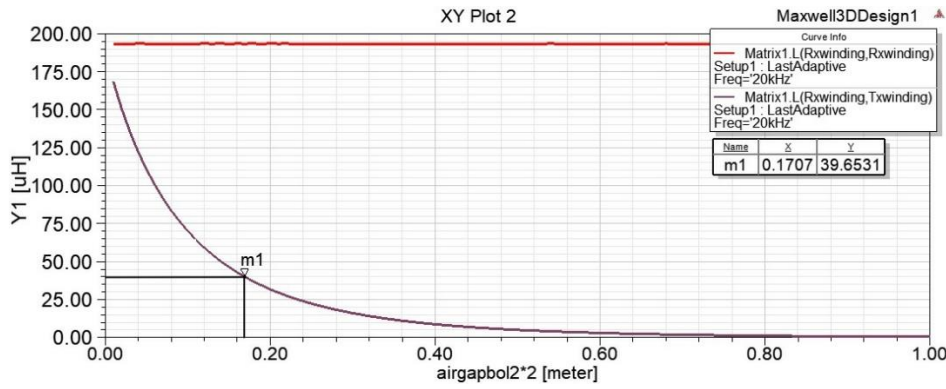
4.1 Bobin Tasarımı (Coil Design)

KET sisteminin bobin tasarımı ANSYS® Maxwell 3D programı ile gerçekleştirilmiştir. Dış çapları 50 cm - 50 cm iç çapları 25,8 cm - 25,8 cm olan alıcı ve verici bobin tasarlanmış ve Şekil 5'te gösterilmiştir.



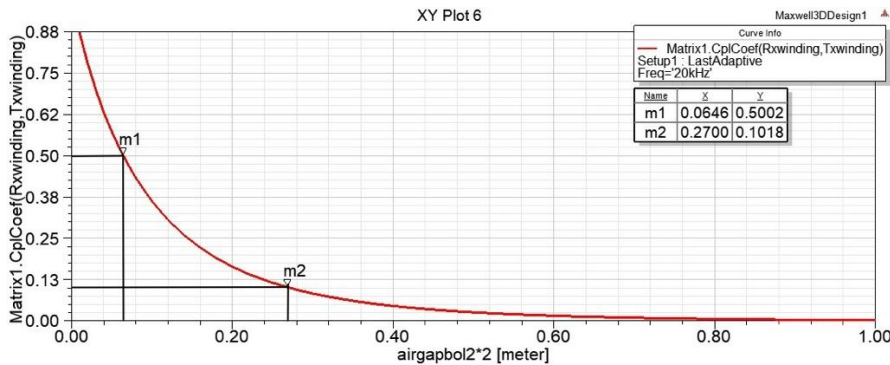
Şekil 5. Bobin tasarımı (Coil design)

Alıcı ve verici arasındaki hava aralığı değiştirilerek, hava aralığına bağlı verici bobin ile alıcı verici arasındaki karşıt endüktansın değeri Şekil 6'da gösterilmiştir.



Şekil 6. Hava aralığına göre verici endüktans ve karşıt endüktans (Transmitter inductance and mutual inductance according to air gap)

Denklem (7) kullanılarak $L_{mkritik}=39,73 \mu\text{H}$ olarak bulunmuş ve Şekil 6'da kritik hava aralığının 17 cm olduğu gösterilmiştir. Hava aralığının bağlantı faktörüne bağlı değeri Şekil 7'de gösterilmiştir.

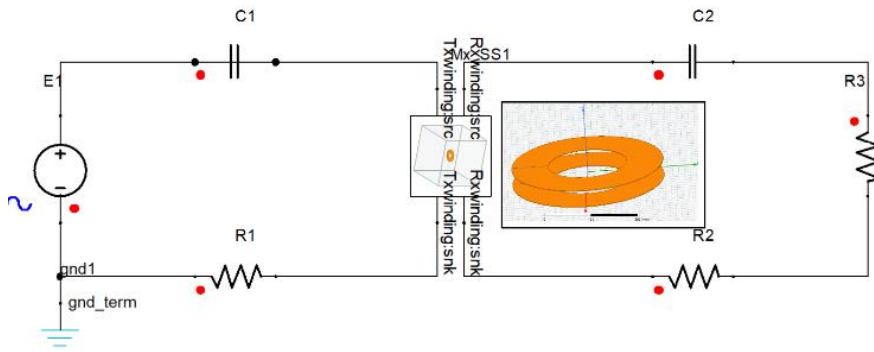


Şekil 7. Hava aralığına göre bağlantı faktörü (Coupling coefficient according to air gap)

$k=0,1$ için hava aralığı 27 cm ve $k=0,5$ için hava aralığı 6,46 cm olarak bulunmuştur. Şekil 7'de k arttıkça hava aralığının azaldığı gösterilmiştir.

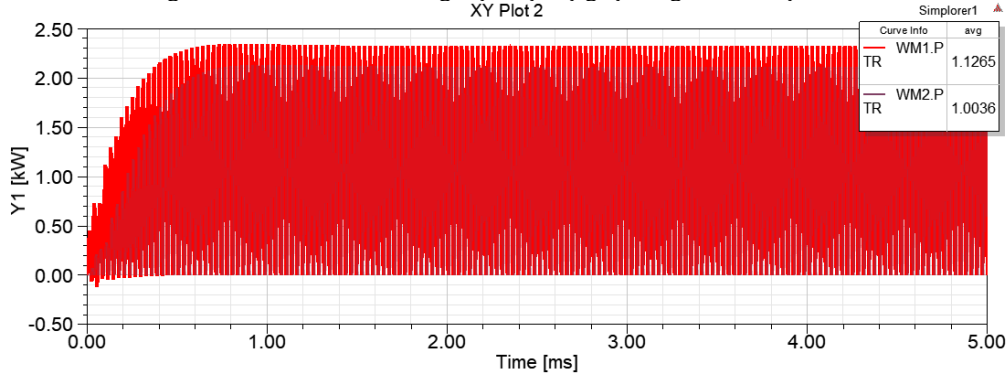
4.2 Eş Benzetim Analizi (Co-Simulation)

Sistemin devresi Ansys Simplorer ara yüzünde, bobinler Maxwell 3D ara yüzünde kurulmuş ve iki programın eş benzetimi ile KET sisteminin analizi yapılmıştır. Sistemin giriş, çıkış gücü ve verimi gözlemlenmiştir. Şekil 8'de KET sisteminin eş benzetim devresi gösterilmiştir.



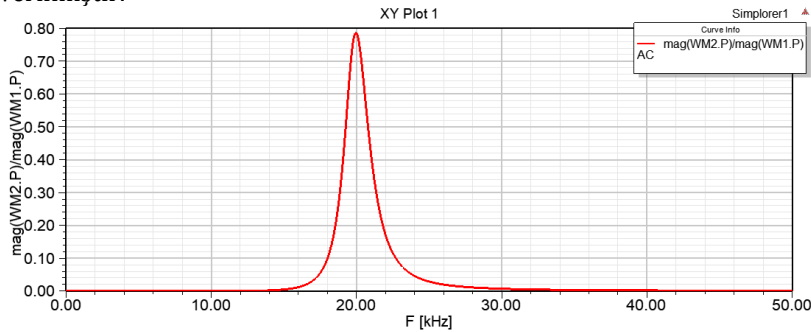
Şekil 8. KET eş benzetim devresi (WPT Co-simulation circuit)

Şekil 9'da 17 cm hava aralığındaki KET devresinin giriş ve çıkış güçleri gösterilmiştir.

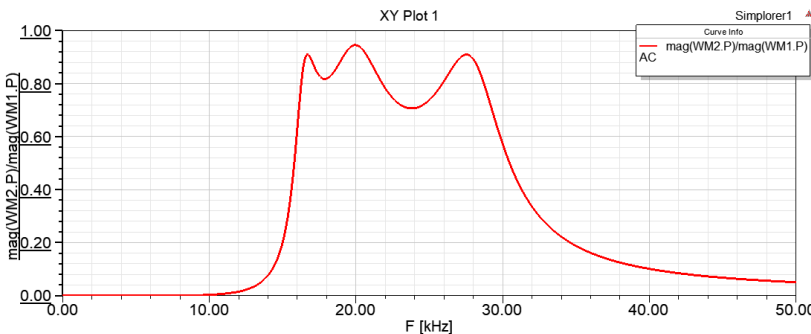


Şekil 9. KET sisteminin giriş ve çıkış gücü (Input and output power of the WPT system)

KET devresinin eş benzetimi sonucunda; sistemin giriş ve çıkışlarındaki ortalama güç bulunmuş; buna bağlı olarak 17 cm kritik hava aralığında verim %89,4 elde edilmiştir. Simplorer'da yapılan AC analiz sonucunda bağlantı faktörü 0,1 için Şekil 10'da ve bağlantı faktörü 0,5 için Şekil 11'de çıkış gücünün giriş gücüne oranının frekansa göre değişim grafiği verilmiştir.



Şekil 10. $k = 0,1$ için verim-frekans grafiği (Efficiency-frequency graph for $k = 0,1$)



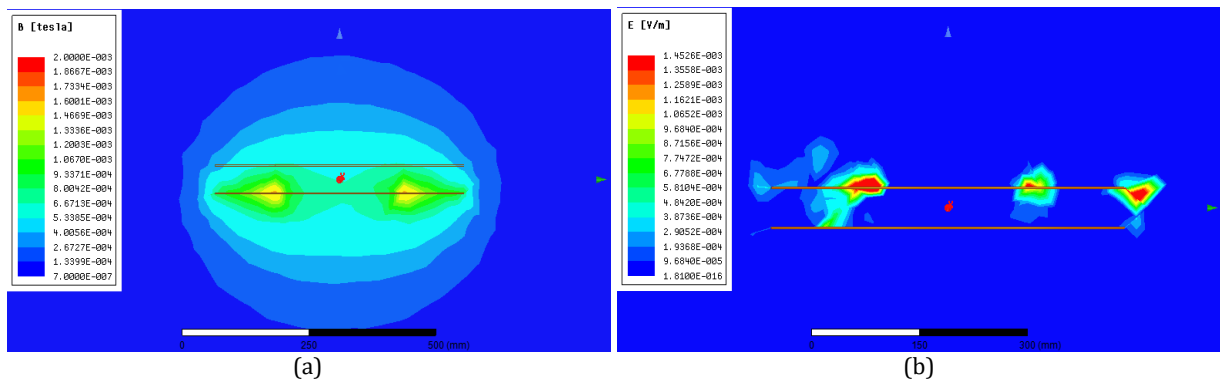
Şekil 11. $k = 0,5$ için verim frekans grafiği (Efficiency-frequency graph for $k = 0,5$)

Şekil 2 ve Şekil 3'teki MATLAB/Simulink üzerinden analitik hesaplamalarla alınan verim-frekans sonuçları ile Ansys üzerinden alınan Şekil 10 ve Şekil 11'deki sonuçların tutarlı olduğu gösterilmiştir.

5. İnsan Sağlığına Etkileri (Human Health Effects)

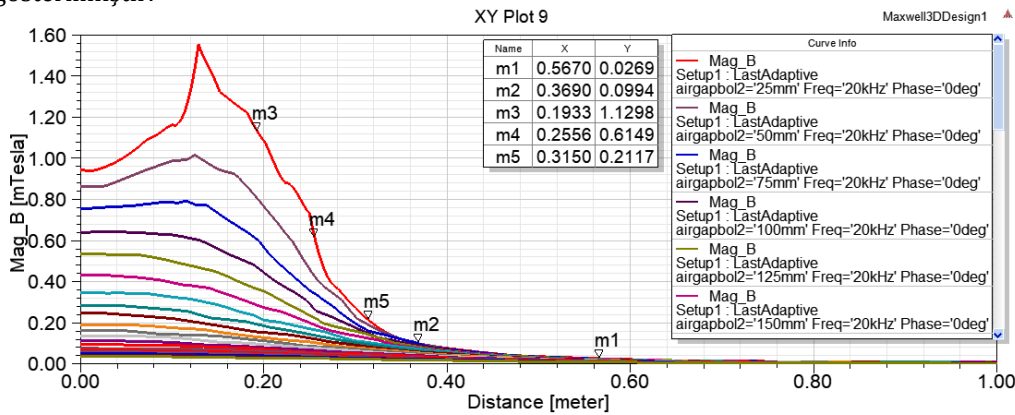
KET sistemleri tüm elektronik cihazlar gibi çevrelerinde elektrik alanı ve manyetik alan oluştururlar. Elektriğin kablosuz olarak manyetik bağlantıyla aktarımının yapıldığı endüktif kuplaj ve manyetik rezonanslı kuplaj devrelerinde alıcı ve verici arasındaki manyetik akı yoğunluğu oldukça yüksektir. Ancak alıcı ve verici bobinden uzaklaşıldığında bu değerler çok hızlı düşmektedir. KET sisteminin insan sağlığına zararlarını incelemek için ICNIRP (ICNIRP, 2010) ve IEEE (IEEE, 2019) standartları referans alınmıştır. ICNIRP'e göre, 20 kHz frekanslı bir KET sisteminde mesleki maruziyet için 5,4 V/m ve genel halk için ise 2,7 V/m elektrik alanı geçmemelidir. Zamanla değişen manyetik alanın mesleki maruziyet için referans seviyesi 80 A/m'yi, genel halk için ise 21 A/m'yi geçmemelidir. Mesleki maruziyet için manyetik akı yoğunluğu 100 μ T'yi, genel halk için ise 27 μ T'yi geçmemelidir. IEEE standardına göre kısıtlı alan için elektrik alan 1842 V/m'yi, kısıtlanmamış alan için ise 614 V/m'yi geçmemelidir. Kısıtlı alanın insan uzuvları için manyetik akı yoğunluğu 1,13 mT'yi, baş ve gövde için ise 0,615 mT'yi geçmemelidir. Kısıtlanmamış alan için manyetik akı yoğunluğu insan uzuvları için 1,13 mT'yi, baş ve gövde için ise 0,205 mT'yi geçmemelidir. Kısıtlı alan için manyetik alan 490 A/m'yi, kısıtlanmamış alan için ise 163 A/m'yi geçmemelidir.

Alıcı ve verici bobinin oluşturduğu manyetik akı yoğunluğu Şekil 12 (a)'da, alıcı ve verici bobinde oluşan elektrik alanı ise Şekil 12 (b)'de verilmiştir.



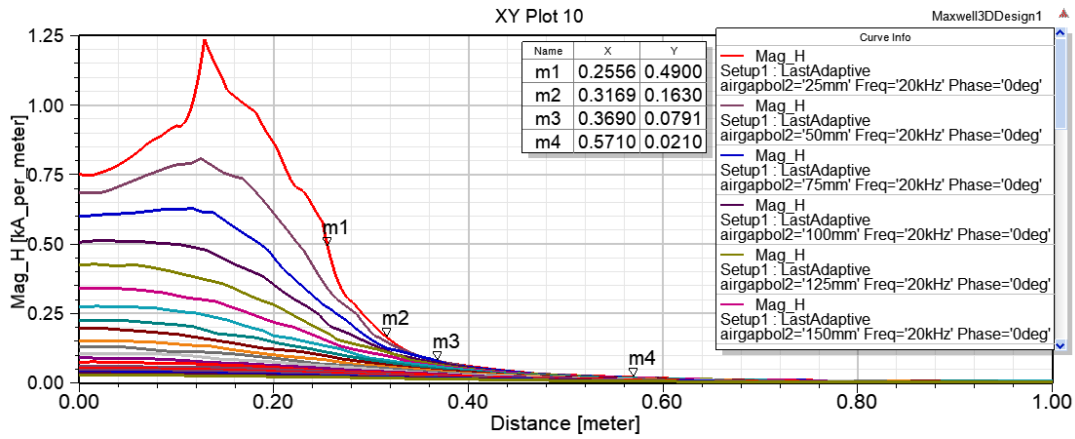
Şekil 12. KET sistemi (a) manyetik akı yoğunluğu ve (b) elektrik alan grafiği (WPT system (a) magnetic flux density and (b) electric field graph)

Farklı hava aralıkları için bobin merkezinden bobin dışına doğru (yatay eksen) manyetik akı yoğunluğu değişimi Şekil 13'te gösterilmiştir.



Şekil 13. Farklı hava aralıkları için bobinin merkezinden bobin dışına doğru (yatay eksen) manyetik akı yoğunluğu grafiği (Magnetic flux density from the coil center to the outside of the coil (on the horizontal axis) for different air gaps)

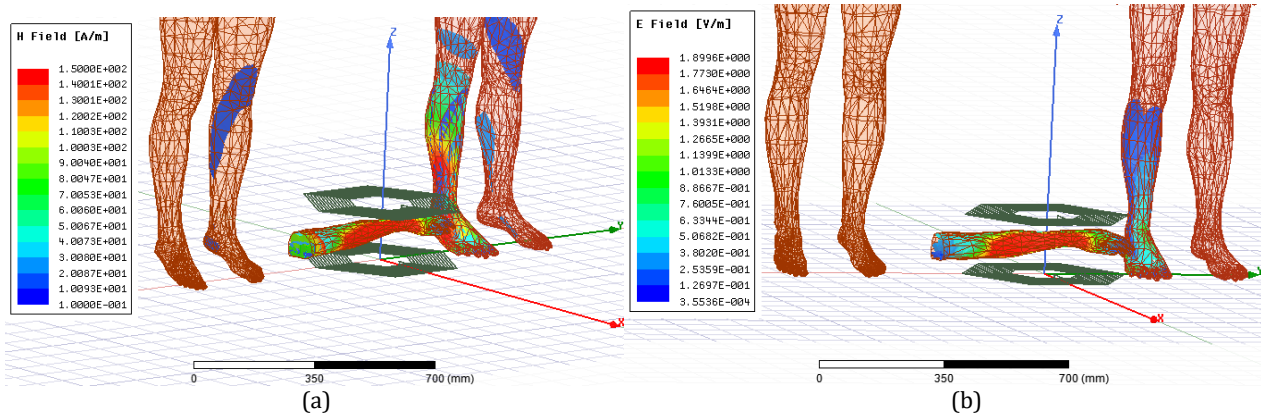
Bobin dış çapı 50 cm olduğu için 25 cm'den sonra bobin bitmekte ve bobini geçtikten sonra manyetik akı yoğunluğu keskin bir şekilde düşmektedir. Ayrıca alıcı ve verici bobin arasındaki hava aralığı arttıkça manyetik akının azaldığı görülmüştür. Farklı hava aralıkları için bobin merkezinden bobin dışına doğru (yatay eksen) manyetik alan değişimi Şekil 14'te gösterilmiştir.



Şekil 14. Farklı hava aralıkları için bobin merkezinden bobin dışına doğru (yatay eksen) manyetik alan grafiği. (Magnetic field from the coil center to the outside of the coil (on the horizontal axis) for different air gaps)

Şekil 14'te hava aralığı arttıkça manyetik alanın azaldığı ve 25 cm'de bobini geçildikten sonra manyetik alan değerinin daha hızlı düştüğü görülmüştür. Bu çalışmada, manyetik akı yoğunluğu aynı zamanda manyetik alana göre insan sağlığını olumsuz etkilemeyen minimum yaklaşım aralığı belirlenmiştir. IEEE'ye göre kısıtlı ve kısıtlanmamış alanda insan uzunları için 19,3 cm, kısıtlı alanda baş ve gövde için 25,6 cm ve kısıtlanmamış alanda baş ve gövde için 31,7 cm'den fazla olması gerekir. ICNIRP'ye göre ise çalışan için 36,9 cm ve genel halk sağlığı için ise 56,7cm'den fazla olması gerekir.

KET sisteminin insan uzuvları üzerindeki etkisini inceleyebilmek için bir kadın vücudu, bir erkek vücudu ve bir erkek kolu kullanılarak yapılan benzetimde maruz kalınan elektrik alana ve manyetik alana bakılmıştır. Kadın vücudu KET sistemine 25 cm uzaklıkta, erkek vücudu KET sisteminin hemen yanına, erkek kolu ise alıcı ve verici bobinin arasına yerleştirilmiştir. İnsan uzuvlarının maruz kaldığı manyetik alan Şekil 15 (a)'da, insan uzuvlarının maruz kaldığı elektrik alan ise Şekil 15 (b)'de verilmiştir.



Şekil 15. İnsan uzuvlarının maruz kaldığı (a) manyetik alan ve (b) elektrik alan grafiği ((a)Magnetic field and (b) electric field graph to which human limbs are exposed)

Alıcı ve verici arasına yerleştirilen erkek kolunda oluşan elektrik ve manyetik alanın ICNIRP ve IEEE standartlarının üzerinde olduğu görülmüştür. KET sisteminin hemen yanına yerleştirilen erkek vücudunun sağ bacağına maruz kaldığı elektrik alan ve manyetik alan değerleri ICNIRP ve IEEE standartlarına göre yüksek iken; sol bacağına maruz kaldığı elektrik alan ve manyetik alan değerleri düşüktür. KET sisteminden 25 cm uzakta olan kadın vücudu ise ICNIRP ve IEEE standartlarına göre güvenli alandadır.

6. Sonuç ve Tartışma (Result and Discussion)

Enerjinin kablosuz olarak iletildiği sistemlerde alıcı ve verici arasında fiziksel bir bağlantı yoktur. Bu durum kablo kirliliğini ve kablolardan kaynaklı oluşabilecek sorunları ortadan kaldırır. Bu çalışmada 1 kW gücünde seri-seri kompanzasyon topolojisine sahip bir KET sistemi tasarlanmıştır. Devre için gerekli olan elemanların değeri belirli denklem ve eşitlikler kullanılarak hesaplanmıştır. Devre ilk olarak MATLAB/Simulink üzerinde kurulmuştur. Buradan çıkış gücü 1 kW olacak şekilde giriş gerilimi ayarlanmıştır. $k = 0,1$ ve $k = 0,5$ bağlantı faktörleri için verim ve devre parametreleri ayrı ayrı hesaplanmıştır. Bobinin tasarımı ise ANSYS® Maxwell 3D programı yardımıyla sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yapılmıştır. Alıcı ve verici bobinlerin endüktans değerleri ve bağlantı

faktörünün hava aralığına göre değişimi gözlemlenmiştir. Hava aralığı arttıkça bağlantı faktörünün azaldığı görülmüştür. Bağlantı faktörünün azalmasıyla verimin kritik hava aralığına kadar sabit kaldığı kritik hava aralığı geçildikten sonra bağlantı faktörü ile verim arasında doğru orantı olduğu ve bağlantı faktörünün azalmasıyla verimin de azaldığı gözlemlenmiştir. Sistemin Ansys Maxwell 3D ile haberleşen eş benzetim devresi Simplorer üzerinde kurulmuştur. Simplorer programı ile devrenin verimi ve rezonans frekansı bulunmuştur. Bobinlerin yaydığı manyetik alanın etrafa manyetik saçılmalar meydana getirdiği gözlemlenmiş ve bu durumun insan sağlığına olan etkisi ANSYS® Maxwell 3D ve HFSS kullanılarak IEEE ve ICNIRP standartlarına göre incelenmiştir. Bu devrede saçılmanın alıcı ve verici bobin arasına girildiğinde veya çok yakınında bulunulduğunda insan sağlığı için tehlike oluşturabileceği ve en az yarıçap kadar alıcı ve vericiden uzaklaşıldığında sınır değerlerin altına düşüldüğü görülmüştür. İlerleyen çalışmalarda bu saçılmayı daha da azaltacak yöntemlerin (nüve ile alan yönlendirme ve/veya kalkanlama) kullanılarak manyetik devrenin geliştirilmesi önerilmektedir.

Çıkar Çatışması (Conflict of Interest)

Yazarlar tarafından herhangi bir çıkar çatışması beyan edilmemiştir. No conflict of interest was declared by the authors.

Kaynaklar (References)

- Pashei, A., Aydın, E., Polat, M., Yıldırım, E., Aydemir, M.T., 2016. Elektrikli araçlar için temassız güç aktarım sistemleri," EMO Bilimsel Dergi, 6(11), 1-12.
- Ağcal, A., 2014. Kablosuz enerji transferinde farklı hava aralıkları ve karakteristik empedanslara göre verim analizi, Yüksek lisans tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi, Türkiye.
- Ağcal, A., Bekiroğlu, N., ve Özçira, S., 2018. Manyetik rezonanslı kuplaj ile kablosuz enerji transferinde hizalanmış ve hizalanmamış durumların limitlerinin incelenmesi. Fırat Üniv. Fen Bilimleri Dergisi, 3(30), 67-73.
- Kurs, A., Karalis, A., Moffatt, R., Joannopoulos, J.D., Fisher, P., Soljacic M., 2007. Wireless power transfer via strongly coupled magnetic resonances, Science, 317, 83-86.
- Brown W.C., 1969. Experiments involving a microwave beam to power and position a helicopter, IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems, 5, 692-702.
- Covic G.A., Boys, J.T., 2013. Modern trends in inductive power transfer for transportation applications. IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics, 1(1), 28-41.
- Doğan Z., Özsoy M., İskender İ., 2019. Manyetik rezonansa dayalı kablosuz güç transferi için yeni bir nüve geometrisi, Fen Bilimleri Dergisi, 7(4), 1012-1024.
- IEEE, 2019. Standard for safety levels with respect to human exposure to electric, magnetic, and electromagnetic fields (0 Hz to 100 kHz).
- Imura T. ve Hori Y., 2011. 'maximizing air gap and efficiency of magnetic resonant coupling for wireless power transfer using equivalent circuit and Neumann formula. IEEE Trans. Ind. Electron., 58(10), 4746-4752.
- International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection(ICNIRP), 2010. Guidelines for limiting exposure to time-varying electric and magnetic fields for low frequencies (1 Hz-100 kHz). Health Phys., 99, 818-836.
- Karakaya, U., 2007. Motor control via wireless energy and information transfer. Yüksek Lisans Tezi, İstanbul Teknik Üniversitesi, Türkiye.
- Narayanamoorthi, R., 2020. Cross interference free dual frequency wireless power transfer using frequency bifurcation for dynamic biomedical implants. IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility, 63(1), 286-293.
- Rafiei, M., Boudjadar, J., Griffiths M.P., Khooban M.H., 2021. Deep learning-based energy management of an all-electric city bus with wireless power transfer." IEEE Access 9, 43981-43990.
- Tesla, N., 1900. Apparatus for transmission of electrical energy, U.S. Patent No. 649,621.
- Xiao, C., Bin C., Chunmao L., 2021 A fast construction method of resonance compensation network for electric vehicle wireless charging system. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement 70, 1-9.