

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**KALP PİLİ UYGULAMALARI İÇİN KABLOSUZ ENERJİ
TRANSFER DEVRESİ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YUNUS EMRE DEMİRCİ

DENİZLİ, EKİM - 2020

**T.C.
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**



**KALP PİLİ UYGULAMALARI İÇİN KABLOSUZ ENERJİ
TRANSFER DEVRESİ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

YUNUS EMRE DEMİRCİ

DENİZLİ, EKİM - 2020

Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi tarafından 2019FEBE064 numaralı proje ile desteklenmiştir.

Bu tezin tasarımı, hazırlanması, yürütülmesi, araştırmalarının yapılması ve bulgularının analizlerinde bilimsel etiğe ve akademik kurallara özenle riayet edildiğini; bu çalışmanın doğrudan birincil ürünü olmayan bulguların, verilerin ve materyallerin bilimsel etiğe uygun olarak kaynak gösterildiğini ve alıntı yapılan çalışmalara atfedildiğine beyan ederim.

Yunus Emre DEMİRCİ



ÖZET

**KALP PİLİ UYGULAMALARI İÇİN KABLOSUZ ENERJİ TRANSFER
DEVRESİ TASARIMI
YÜKSEK LİSANS TEZİ
YUNUS EMRE DEMİRCİ
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

(TEZ DANIŞMANI:DOÇ. DR. SEVİLAY ÇETİN)

DENİZLİ, EKİM - 2020

Vücut içine yerleştirilebilir aktif medikal cihazlara gerekli enerjiyi sağlamak, bu cihazların kullanımında çok önem teşkil etmektedir. Özellikle kalp pili uygulamalarında kullanılan pillerin ömürleri bittiğinde, gerekli enerji sağlama işlemi beraberinde bazı riskler getiren bir ameliyat müdahalesi gerektirmektedir. Gerekli enerjinin kalp pillerine kablosuz olarak aktarılması bu riskleri önemli ölçüde azaltır. Bu tez çalışmasında kalp pili kablosuz batarya şarj uygulamaları için, farklı topolojilerde güç aktarım devreleri tasarlanmıştır. Öncelikle güç aktarımında kullanılacak spiral bobinler, doku ortamı ve kalp pili kasası 3 boyutlu sonlu elemanlar metodu ile modellenmiştir. Daha sonra dört farklı topoloji, sabit akım ve sabit gerilim şarj durumları için simüle edilmiş ve iki durum için de daha avantajlı olan devre tespit edilmiştir. Deneysel çalışmalarda ise sodyum klorür çözeltisi içinde, belli bir şarj noktası ve belli bir şarj mesafesinde dört topoloji için güç aktarımı gerçekleştirilmiştir. Ölçümler sonucunda en yüksek verimi veren topolojinin, simülasyon çalışmalarında tespit edilen topoloji olduğu görülmüştür.

**ANAHTAR KELİMELEER: KABLOSUZ ENERJİ TRANSFERİ, KALP PİLİ,
İMLANT, VERİM TRANSFERİ**

ABSTRACT

WIRELESS ENERGY TRANSFER CIRCUIT DESIGN FOR PACEMAKER APPLICATIONS

MSC THESIS

YUNUS EMRE DEMIRCI

**PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE
BIOMEDICAL ENGINEERING**

(SUPERVISOR:ASSOC. PROF. DR. SEVILAY CETIN)

DENİZLİ, OCTOBER 2020

Providing the necessary energy to the active medical devices that can be placed inside the body is very important in the use of these devices. Especially, when the life of the batteries used in the pacemaker applications is over, the necessary energy supply process requires a surgical intervention that brings some risks. The wireless transmission of the required energy to the pacemakers significantly reduces these risks. In this thesis, power transfer circuits in different topologies are designed for pacemaker wireless charging a pacemaker. First of all, flat spiral coils to be used in power transfer, tissue environment and pacemaker case were designed with a 3 dimensional modeling program. Later, four different topologies were simulated for constant current and constant voltage charge modes, and the more advantageous circuit for both modes was determined. In experimental studies, power transfer was performed for four topologies in sodium chloride solution at a certain charging point and a certain charge distance. As a result of the measurements, it was seen that the topology giving the highest efficiency was the topology determined in simulation studies.

**KEYWORDS: WIRELESS ENERGY TRANSFER, PACEMAKER,
IMPLANT, EFFICIENCY TRANSFER**

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ	iv
TABLO LİSTESİ	v
SEMBOL LİSTESİ	vi
ÖNSÖZ	viii
1. GİRİŞ	1
1.1 Tezin Amacı.....	1
1.2 Aktif Vücut İçine Yerleştirilebilir Tıbbi Cihazlarda Kablosuz Enerji Transferinin Önemi.....	1
1.3 Literatür Özeti.....	2
2. KABLOSUZ ENERJİ TRANSFERİNDE KULLANILAN KOMPANZASYON TOPOLOJİLERİ	6
2.1 Kablosuz Enerji Transferi Devrelerinin Çalışma Prensibi ve Devre Analiz Yöntemleri.....	6
2.1.1 Birincil Harmonik Bileşen Analizi.....	7
2.1.2 Kuplajlı Bobinlerin Eşdeğer Modelleri.....	8
2.2 Kablosuz Enerji Transferi Devrelerinin Analizi.....	9
2.2.1 SS Topolojisi.....	9
2.2.2 SP Topolojisi.....	11
2.2.3 PS Topolojisi.....	13
2.2.4 PP Topolojisi.....	14
2.2.5 Hibrid Topolojiler.....	16
2.2.5.1 LC-S Topolojisi.....	16
2.2.5.2 LCC-C Topolojisi.....	18
3. MODELLEME VE SİMÜLASYON ÇALIŞMALARI	21
3.1 Kuplajlı Bobinlerin Modellenmesi.....	21
3.2 Manyetik-Elektrik Ortak Simülasyon Çalışması.....	24
3.2.1 Şematik Devrelerin Tasarlanması.....	25
3.2.2 Simülasyon Ölçümleri.....	27
4. PROTOTİP TASARIMI VE DENEYSEL ÖLÇÜM ÇALIŞMALARI	32
4.1 Kuplajlı Bobin Tasarımları.....	32
4.1.1 Kuplajlı Bobin Parametrelerinin Çıkarılması.....	35
4.2 Giriş Güç Kaynağı Tasarımı.....	37
4.3 Kompanzasyon Devrelerinin Tasarımı.....	39
4.4 Güç Transfer Ortamının Tasarımı.....	39
4.5 Deneysel Ölçümler.....	40
4.5.1 Deneysel Enerji Transferi.....	41
4.5.2 Deneysel Verim Ölçüm Yöntemi.....	43
5. SONUÇ VE ÖNERİLER	46
6. KAYNAKLAR	47
7. ÖZGEÇMİŞ	50

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1: Kablosuz güç aktarımı diyagramı.....	6
Şekil 2.2: Dört temel kompanzasyon topolojisi. (a) SS devre topolojisi. (b) SP devre topolojisi. (c) PS devre topolojisi. (d) PP devre topolojisi.....	7
Şekil 2.3: Doğrultucu devresinin birincil harmonik bileşen modellemesi	7
Şekil 2.4: Kuplajlı bobin T modeli gösterimi	8
Şekil 2.5: Kuplajlı bobin M modeli gösterimi	9
Şekil 2.6: Yansıyan empedansın şematik gösterimi	9
Şekil 2.7: SS güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi.	10
Şekil 2.8: SP güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi.	11
Şekil 2.9: PS güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi.	13
Şekil 2.10: PP güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi	15
Şekil 2.11: LC-S güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi	17
Şekil 2.12: LCC-C güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi	18
Şekil 3.1: Tasarlanan insan doku modeli.....	22
Şekil 3.2: İnsan doku modelinin enine kesiti	22
Şekil 3.3: Tasarlanan güç aktarım bobinleri	22
Şekil 3.4: SS kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması.....	25
Şekil 3.5: SP kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması.....	26
Şekil 3.6: LC-S kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması.....	26
Şekil 3.7: LCC-C kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması.....	26
Şekil 3.8: SS güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri	29
Şekil 3.9: SP güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri	30
Şekil 3.10: LC-S güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri	30
Şekil 3.11: LCC-C güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri	31
Şekil 4.1: İki katmanlı bobin tasarımının şematik görüntüsü	33
Şekil 4.2: Deneysel analiz için tasarlanan alıcı bobin ve kalp pili kasası	33
Şekil 4.3: Alıcı bobin ve kalp pili kasasının yandan görünümü	34
Şekil 4.4: Deneysel analiz için tasarlanan verici bobin ve ferrit nüve	34
Şekil 4.5: Güç aktarım bobinlerinin konumları.....	35
Şekil 4.6: B sınıfı yükseltecin deneysel tasarımı.....	38
Şekil 4.7: Tasarlanan güç aktarım sistemi	40
Şekil 4.8: SS topolojisi dalga şekilleri	41
Şekil 4.9: SP topolojisi dalga şekilleri	42
Şekil 4.10: LC-S topolojisi dalga şekilleri.....	42
Şekil 4.11: LCC-C topolojisi dalga şekilleri.....	42

TABLO LİSTESİ

Sayfa

Tablo 3.1: $f=300$ kHz için tasarlanan dokuların elektromanyetik özellikleri (ITIS 2020).....	23
Tablo 3.2: Güç aktarım bobinlerinin parametreleri.....	23
Tablo 3.3: İnsan doku modeli parametreleri.....	24
Tablo 3.4: Endüktans değerleri.....	24
Tablo 3.5: Devre analizinde belirlenen kondansatör ve bobin değerleri.....	27
Tablo 3.6: Sabit akım şarj durumunda ölçülen verim değerleri.....	28
Tablo 3.7: Sabit gerilim şarj durumunda ölçülen verim değerleri.....	28
Tablo 4.1: Deneysel analiz için tasarlanan bobinlerin parametreleri.....	34
Tablo 4.2: Deneysel analizde ölçülen endüktans değerleri ve bobinlerin direnç değerleri.....	37
Tablo 4.3: Deneysel analizde kullanılan kondansatör ve bobin değerleri.....	39
Tablo 4.4: Deneysel analizde ölçülen akım, gerilim ve verim değerleri.....	44
Tablo 4.5: Deneysel analiz ve simülasyon analizinden elde edilen endüktans değerleri.....	45
Tablo 4.6: $V_{pp}=7,2V$ ve $I_{pp}=0,96A$ değerleri için deneysel analiz ve simülasyon analizlerinin verimleri.....	45

SEMBOL LİSTESİ

AIMD	:	Aktif Vücut İçine Yerleştirilebilir Tıbbi Cihaz
SS	:	Seri-Seri Güç Aktarım Topolojisi
SP	:	Seri-Paralel Güç Aktarım Topolojisi
PS	:	Paralel-Seri Güç Aktarım Topolojisi
PP	:	Paralel-Paralel Güç Aktarım Topolojisi
LC-S	:	LC-S Güç Aktarım Topolojisi
LCC-C	:	LCC-C Güç Aktarım Topolojisi
WPT	:	Kablosuz Güç Aktarımı
R_o	:	Yük Direnci
V_o	:	Yük Gerilimi
I_o	:	Yük Akımı
R_L	:	Doğrultucu Girişindeki Eşdeğer AC Direnç
U_2	:	Doğrultucu Girişindeki Eşdeğer AC Gerilim
I_L	:	Doğrultucu Girişindeki Eşdeğer AC Akım
Z_S	:	Alıcı Devre Empedansı
Z_R	:	Yansıyan Empedansı
Z_{in}	:	Devre Giriş Empedansı
L_p	:	Verici Bobin Endüktansı
L_s	:	Alıcı Bobin Endüktansı
M	:	Ortak Endüktans
ω	:	Açısal Frekans
Z_R	:	Yansıyan Empedansı
Z_{in}	:	Devre Giriş Empedansı
I_p	:	Verici Bobin Akımı
I_s	:	Alıcı Bobin Akımı
I_1	:	Devre Giriş Akımı
Z_{S-SS}	:	SS Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
Z_{R-SS}	:	SS Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans
Z_{in-SS}	:	SS Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
U_1	:	Giriş Sinüs Kaynağı Gerilimi
G_{SS}	:	SS Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
Z_{S-SP}	:	SP Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
Z_{R-SP}	:	SP Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans
Z_{in-SP}	:	SP Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
G_{SP}	:	SP Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
Z_{S-PS}	:	PS Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
Z_{R-PS}	:	PS Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans
Z_{in-PS}	:	PS Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
G_{PS}	:	PS Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
Z_{S-PP}	:	PP Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
Z_{R-PP}	:	PP Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans
Z_{in-PP}	:	PP Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
G_{PP}	:	PP Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
Z_{S-LC-S}	:	LC-S Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
Z_{R-LCS}	:	LC-S Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans

$Z_{Cp-LC-S}$:	LC-S Topolojisi İçin Cp kondansatörünü Kapsayan Eşdeğer Empedans
$Z_{in-LC-S}$:	LC-S Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
G_{LC-S}	:	LC-S Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
$Z_{S-LCC-C}$:	LCC-C Topolojisi İçin Alıcı Devrenin Oluşturduğu Toplam Endüktans
$Z_{R-LCC-C}$:	LCC-C Topolojisi İçin Yansıyan Endüktans
$Z_{C1-LCC-C}$:	LCC-C Topolojisi İçin C1 kondansatörünü Kapsayan Eşdeğer Empedans
$Z_{in-LCC-C}$:	LCC-C Topolojisi İçin Toplam Giriş Endüktans
G_{LCC-C}	:	LCC-C Topolojisi İçin Kazanç İfadesi
s	:	Elektriksel İletkenlik (siemens)
H	:	Endüktans Birimi
F	:	Kapasite Birimi
Hz	:	Frekans Birimi
R_{Lp}	:	Verici Bobin Direnci
u_{1amax}	:	Verici Bobin Uçlarından Ölçülen Gerilim
i_{1amax}	:	Verici Bobin Uçlarından Ölçülen Akım
ϕ_a	:	Verici Bobin Akım ve Gerilimleri Arasındaki Faz Farkı
R_{Ls}	:	Alıcı Bobin Direnci
u_{1bmax}	:	Alıcı Bobin Uçlarından Ölçülen Gerilim
i_{1bmax}	:	Alıcı Bobin Uçlarından Ölçülen Akım
ϕ_b	:	Alıcı Bobin Akım ve Gerilimleri Arasındaki Faz Farkı
u_{2omax}	:	Alıcı Bobin Uçlarından Ölçülen Açık Devre Gerilimi
i_{1cmax}	:	Alıcı Bobin Açık Devre İken Verici Bobin Uçlarından Ölçülen Akım
ϕ_c	:	Alıcı Bobin Açık Devre İken Verici Bobin Akımı ve Alıcı Bobin Gerilimi Arasındaki Faz Farkı
Ω	:	Direnç Birimi
P_d	:	Doğrultucu Girişindeki Güç İfadesi
u_{dpp}	:	Doğrultucu Girişindeki Gerilimin Tepeden Tepeye Değeri
i_{dpp}	:	Doğrultucu Girişindeki Akımın Tepeden Tepeye Değeri
P_{in}	:	Devre Girişindeki Güç İfadesi
U_{inpp}	:	Devre Girişindeki Gerilimin Tepeden Tepeye Değeri
I_{inpp}	:	Devre Girişindeki Akımın Tepeden Tepeye Değeri

ÖNSÖZ

Bu tez çalışmasını sürdürürken, başta bu sürecin tamamında yanımda olan ve bana her konuda yardım eden tez danışmanım Doç. Dr. Sevilay ÇETİN olmak üzere, yanımda bulunan aileme, arkadaşlarıma destekleri ve yardımları için teşekkür ederim.

1. GİRİŞ

1.1 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında aktif vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihazlar (AIMD) için sabit bir mesafede kablosuz olarak güç aktarımı yapabilen SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojilerinin, kalp pili batarya şarj uygulamalarındaki verim performansları karşılaştırılmıştır.

1.2 Aktif Vücut İçine Yerleştirilebilir Tıbbi Cihazlarda Kablosuz Enerji Transferinin Önemi

Aktif vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihazlar (AIMD), işlevini tamamen veya kısmen kaybetmiş organ veya dokulara gerekli işlevi sağlamak için elektrik enerjisini kullanan cihazlardır (CEN EN 1997). Bu cihazlarda enerji sağlama işlemi genellikle, tükendiğinde cerrahi olarak değişim gerektiren piller ile sağlanır. Bu vücut içine yerleştirilebilir cihazlar, sol ventriküler yardımcı cihazlar, kalp pilleri, vücut içine yerleştirilebilir kardiyoverter defibrilatörler, kapsül endoskopi, beyin hücresi, vücut içine yerleştirilebilir sensörler vb. uygulamalarda kullanılır. Aktif vücut içine yerleştirilebilir cihazların en önemlilerinden olan ve bazı kalp yetmezliğinin tedavisinde kullanılan kalp pilleri bu çalışmanın odak noktası olmuştur.

Kardiyovasküler hastalıklar, her yıl dünyada gerçekleşen ölümlerin çoğunluğuna sebep olmaktadır. Bu hastalıkların teşhisi ve tedavisi geçmişte çok önem taşıdığı gibi ve günümüzde de önem arz etmektedir. Kardiyovasküler hastalıklar terimi birden fazla kalp hastalığını ifade etmek için kullanılır. Bu hastalıklar kalp yetmezliği, romatizmal kalp hastalıkları, koroner kalp hastalıkları (miyokard infarktüs vb.), tansiyon hastalıkları, aritmiler ve benzer hastalıklardır. Bu hastalıklar arasından ölümcül olabilecek aritmi durumları ve kalp yetmezliği hastalıklarının tedavisinde kalp pillerinin kullanımı önemli bir rol oynamaktadır.

Kalp pilleri geçici ve kalıcı piller olmak üzere ikiye ayrılır. Geçici kalp pilleri, aşırı aritmi durumlarında hastanın kalp ritmini düzenlemek için veya kalıcı kalp pillerinin yerleştirilmesine kadar geçen sürede kullanılır. Kalıcı kalp piline göre nispeten daha büyük olan ve vücut dışında bulunan jeneratörden çıkan elektrotların büyük arterler içinden kalbe ulaşması ile kalbin uyarılması sağlanır. Ancak işlem geçicidir ve işlem sonrasında çeşitli damar hastalıkları ortaya çıkabilmektedir. Kalıcı kalp pillerinde ise bu riskler daha azdır. Bu tarz kalp pillerinde küçük olan pil genellikle sol göğüs duvarının üstünde derinin altında bir cep oluşturularak yerleştirilir. Elektrotlar tekrar arterler aracılığıyla kalbe iletilir. Kalıcı kalp pillerinde en çok kullanımda olan pil çeşidi lityum iyon pillerdir. Lityum iyon piller düşük deşarj akımı, yüksek aşınma dayanımı ve hızlı şarj işlemi gibi avantajlara sahiptir. Ancak her ne kadar uzun ömürlü olsa da pilin belli bir ömrü bulunmaktadır. Bu süre pilin kalitesine bağlı olarak 5-10 yıl arasında değişmektedir. Her bir değişim periyodunda cerrahi işlem gerekmektedir ve cerrahi işlem de bazı risklere neden olmaktadır. Bu riskler ameliyat sırasındaki riskler veya vücudun kalp pilini reddetmesi gibi risklerdir.

Bu risklerin üstesinden gelmek için son yıllarda uygulamaları giderek çoğalan kablosuz enerji transfer teknolojisi kullanılabilir. Bu teknoloji sayesinde kalıcı kalp pillerinin bataryaları kablosuz olarak vücut dışından yeniden şarj edilebilir ve kalp pili değişim işleminin meydana getirdiği anksiyete (ameliyat korkusu) gibi durumlar engellenebilir.

1.3 Literatür Özeti

Kablosuz enerji transferi, elektrik enerjisini bir yüke herhangi bir temas olmadan elektro manyetik indüksiyon yöntemi ile aktarma esasına dayanır. Bu teknoloji çoğunlukla cep telefonları, bilgisayarlar ve elektrikli araçlarda kullanılır (Oguri 2000, Jang ve Jovanovic 2000, Brockmann ve Turtiainen 1999)

Kablosuz enerji transferi devreleri, alıcı ve verici güç aktarım bobinleri ile rezonansa girecek kondansatörlerin, bobinlere bağlanma çeşidine göre farklı topolojilere ayrılır. Bunlardan en çok kullanılanları: SS (seri-seri), SP (seri-paralel), PS (paralel-seri), PP (paralel-paralel) topolojilerdir (Feng ve diğ. 2018, Pantic ve Lukic 2012). Bu topolojilerin kullanım durumlarına göre birbirlerinden üstünlükleri vardır.

Örneğin Jegadeesan ve Guo'nun (2012) yaptıkları çalışmalarda, SS ve SP topolojileri, farklı çıkış yükleri, çalışma frekansları ve bağlantı katsayıları dikkate alınarak karşılaştırılmış ve SS topolojisinin tüm koşullarda nispeten daha verimli olduğu gösterilmiştir. Joy ve diğ. (2015), yaptıkları analizlerde farklı çalışma frekansı aralığında en etkili çalışmayı gösteren topolojilerin alıcı taraf kompanzasyonu seri olan topolojiler olduğunu ve dört temel topoloji arasından etkinliği en düşük olan topolojinin PP topolojisi olduğunu göstermişlerdir.

Son yıllarda bu dört topolojiye ek olarak çeşitli ihtiyaçları karşılamak veya bu dört topolojinin olumsuzluklarını azaltmak avantajlarını ise birleştirmek için farklı hibrid topolojiler de geliştirilmiştir. Park ve diğ. (2016), SS ve LCL-LCL topolojilerini farklı güçlerde karşılaştırmışlardır. Yüksek güçlerde LCL-LCL topolojisinin daha verimli olduğunu göstermişlerdir. Deng ve diğ. (2014), ek bobinlerin ana bobinlere entegre edildiği bir çift taraflı LCC topolojisi tasarlamışlardır. Bu entegrasyon ile aynı miktarda gücü, daha küçük ek bobinler yardımı ile çıkışa aktarmışlardır. Bu durum normal çift taraflı LCC topolojisine göre devre boyutlarını daha çok küçültmüştür. Li ve diğ. (2016), yaptıkları çalışmalarda çift taraflı LCC topolojisi ile SS topolojisini karşılaştırmışlardır. Çift taraflı LCC topolojisi, bobinlerin yanlış hizalanmalarından daha az etkilenmiştir. Wang ve diğ. (2018), yeni bir topoloji olan LC-S hibrid topolojisini önermişlerdir. LC-S topolojisinin sabit akım şarj karakteristiğinin çift taraflı LCC topolojisine göre iyi olduğunu ve daha küçük devre boyutlarında da yüksek verim elde edilebildiği göstermişlerdir. Bu topolojiyi 50 mm hava aralığında ve yaklaşık 70 W civarında çıkış gücü değeri için test etmişlerdir.

Biyomedikal uygulamalarda ise kablosuz şarj teknolojisi kalp yetmezliği, atriyal taşikardi, derin beyin stimülasyonu, koklear vücut içi cihazlar gibi çeşitli tıbbi uygulamalarda kullanılmıştır (Schmidt ve Skarstad 2001, Goto ve diğ. 2001, Jimenez ve diğ. 2012). Bu durumlarda kullanılan ve işleyişi için elektrik enerjisi gerektiren vücut içi tıbbi cihazlara, aktif vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihazlar denmektedir (AIMD). AIMD'ler elektriksel ve fizyolojik sinyalleri ölçebilme ve gerektiğinde analiz edebilme fonksiyonu ile tasarlanır.

Live diğ. (2012), mikro vücut içine yerleştirilebilir tıbbi sensörler için bir kablosuz güç aktarım sistemi kurmuşlardır. Tasarımda güç aktarım yoğunluğunu arttırmak için dört bobinli bir sistem kullanılmıştır. Dört bobinli sistem, iki bobinli

sistemde oluşan düşük bağlantı katsayılarının getirdiği negatif etkiyi yüksek kalite faktörlü iki bobin daha kullanarak daha da iyileştirir. Alıcı ve verici sistem için birer çift olarak düşünülmüştür. 742 kHz çalışma frekansında, 1,5 cm mesafede %85'lik bir verim elde edilmiştir. Xue ve diğ. (2013), optimum rezonans yük dönüşümü adı verilen yeni bir yöntem kullanılarak, biyomedikal biyomedikal vücut içi cihazlar için bir güç aktarım sistemi kurmuşlardır. Alıcı bobin doku ortamında ve verici bobinden 10 mm mesafede iken güç aktarım sisteminin verimliliğini %58 olarak elde edilmiştir. Yi ve diğ. (2015), vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihaz uygulamaları için 3 bobinli bir güç aktarım sistemi tasarlamışlardır. Yüksek kalite faktörüne sahip olan bu bobin sistemi ile 6,76 MHz rezonans frekansında 20 mm mesafede %82,4'lük bir verim elde edilmiştir. Tasarlanan sistemin 50 mm mesafeye kadar etkili bir sistem olduğu gösterilmiştir. Rakhyani ve diğ. (2011), yine 4 bobinli bir güç aktarımı oluşturmuşlardır. 700 kHz çalışma frekansında 10-20 mm mesafe aralıklarında %80'den dahayüksek verimler elde etmişlerdir. Cha ve diğ. (2012), biyomedikal vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihaz uygulamalarında kullanılmak üzere aktif C-MOS doğrultucuya sahip bir güç aktarım sistemi önerilmişlerdir. Düşük güçlü RF sinyalleri için yapılan uygulamada 13,56 MHz' de ölçülen maksimum verim %81,9 olmuştur.

Kablosuz enerji transferinin, aktif vücut içine yerleştirilebilir tıbbi cihazlar (AIMD) içerisinde kullanımı en yaygın olan uygulamalarından biri kalp pili uygulamalarıdır. Campi ve diğ. (2016), kalp pili ve AIMD uygulamaları için kullanılacak SS ve SP kablosuz güç aktarım sistemlerini tasarlamışlardır. Tasarlanan devrelerin verimliliği ve EMF (elektromanyetik alan) güvenliği araştırılmıştır. Yüksek frekanslarda SS topolojisinin, düşük frekanslarda ise SP topolojisinin daha verimli olduğu gösterilmiştir. Suzuki ve diğ. (2013), 10 MHz frekansında elde edilen manyetik kuplajın kalp pili üzerine oluşturduğu EMI'yı (elektromanyetik girişim) hesaplamışlardır. Saito ve diğ. (2011), manyetik kuplajın dokuda oluşturduğu SAR (özellik emilim oranı) değerlerini araştırmışlardır. Kalp pilinin ve WPT bobinin konumuna göre SAR değerlerini hesaplamışlardır. Xiao ve diğ. (2018), tasarladıkları LCC-C devresinin domuz dokusundaki verimini %78,4 olarak hesaplamışlardır. LCC-C topolojisinin şarj etme süresi bakımından da diğer bilinen topolojilerden daha etkili olduğunu göstermişlerdir. EMF güvenliği açısından da elverişli bir devredir.

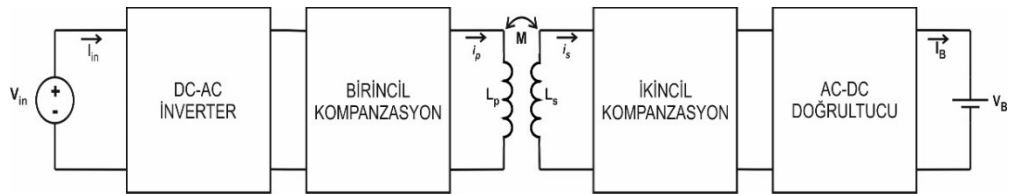
Bu tez çalışmasında, kablosuz enerji transferinde sık kullanılan SS, SP temel topolojileri, LCC-C hibrid topolojisi ve son zamanlarda sunulan LC-S hibrid topolojisi, kalp pili kablosuz şarj uygulamalarındaki verim performansları açısından, hem simülasyon hem de deneysel analiz yoluyla karşılaştırılmıştır (Wang ve diğ. 2018).

2. KABLOSUZ ENERJİ TRANSFERİNDE KULLANILAN KOMPANZASYON TOPOLOJİLERİ

Bu bölümde kablosuz enerji transferi devrelerinin çalışma prensipleri, devre analiz yöntemleri kısaca anlatılmıştır. Dört temel topolojinin ve iki hibrid topolojinin devre analizleri yapılmıştır.

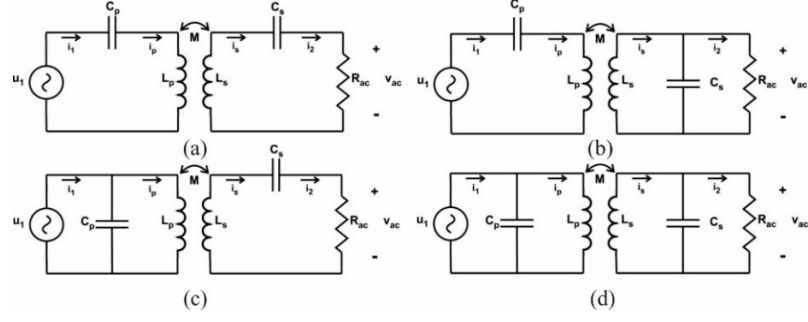
2.1 Kablosuz Enerji Transferi Devrelerinin Çalışma Prensibi ve Devre Analiz Yöntemleri

Kablosuz enerji transferi devrelerinin çalışma prensibi kısaca şu şekildedir: Devrenin girişinden, güç kaynağı vasıtasıyla elde edilen DC gerilim 0,5 görev oranlı olarak çalışan invertere uygulanır. İnverterin ürettiği alternatif gerilim, içinde güç aktarım bobinin de bulunduğu bir kompanzasyon ağından geçer. Güç aktarım bobini, içinden geçen alternatif akım nedeniyle çevresinde bir manyetik alan oluşturur. Alıcı bobin ise bu alandan etkilenerek üzerinde bir gerilim indükler. Daha sonra oluşan gerilim, ikincil bir kompanzasyon ağından geçerek köprü tipi doğrultucunun girişine uygulanır. Doğrultulan gerilim istenirse filtreleyici ve düzenleyici birkaç devreden de geçerek yüke aktarılır. Şekil 2.1’de kablosuz güç aktarımı devrelerinin temel diyagramı verilmiştir.



Şekil 2.1: Kablosuz güç aktarımı diyagramı

Enerji aktarım bobinlerinin meydana getirdiği endüktif etkiyi ve girişteki güç kaynağında meydana gelen akım ve gerilim arasındaki faz farkını azaltmak için çeşitli kompanzasyon topolojileri kullanılmaktadır. Sıklıkla kullanılan dört topoloji vardır. Bunlar: SS, SP, PS ve PP topolojileridir. Şekil 2.2’de dört temel kablosuz güç aktarım topolojisinin devre diyagramları verilmiştir.

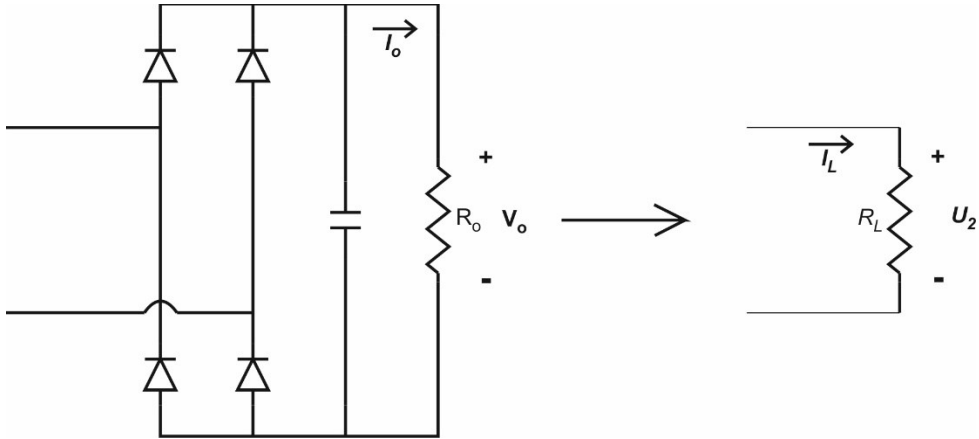


Şekil 2.2: Dört temel kompanzasyon topolojisi. (a) SS devre topolojisi. (b) SP devre topolojisi. (c) PS devre topolojisi. (d) PP devre topolojisi.

Verilen topolojilerinin devre analizlerinin daha kolay yapılabilmesi için devrelerdeki kuplajlı bobin, doğrultucu ve yük gibi elemanlar basite indirgenerek çeşitli modellemeler yapılır. Böylelikle elde edilecek analizlerden devrelerin, gerilim, akım kazançları veya verimleri teorik olarak elde edilebilir.

2.1.1 Birincil Harmonik Bileşen Analizi

Bu analizde, doğrultucu çıkışındaki yük, devre analizinin kolaylaşması açısından doğrultucu girişine, Şekil 2.3'teki gibi eşdeğer bir AC direnç olarak yansıtılır. Bu AC direnç üzerindeki gerilim ve akım, doğrultucu çıkışından yansıyan gerilim ve akımın birincil harmonik bileşeni olan sinüs dalgaları şeklinde ifade edilir. Bu dönüşümlerle birlikte R_L AC direnci, u_2 geriliminin ve i_L akımının maximum değerleri (2.1)'deki gibi elde edilir.



Şekil 2.3: Doğrultucu devresinin birincil harmonik bileşen modellemesi

$$U_{2max} = \frac{4V_o}{\pi}$$

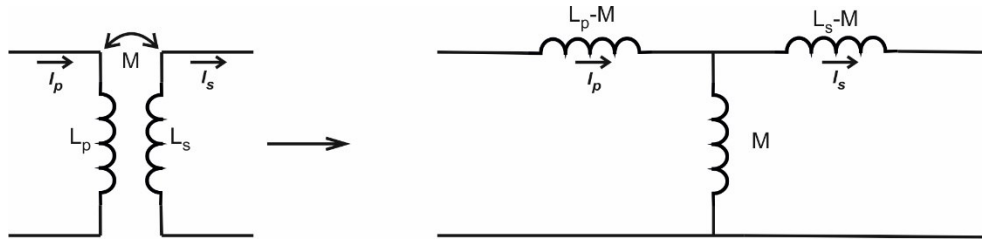
$$I_{Lmax} = \frac{\pi I_o}{2}$$

$$R_L = \frac{8R_o}{\pi^2}$$

(2.1)

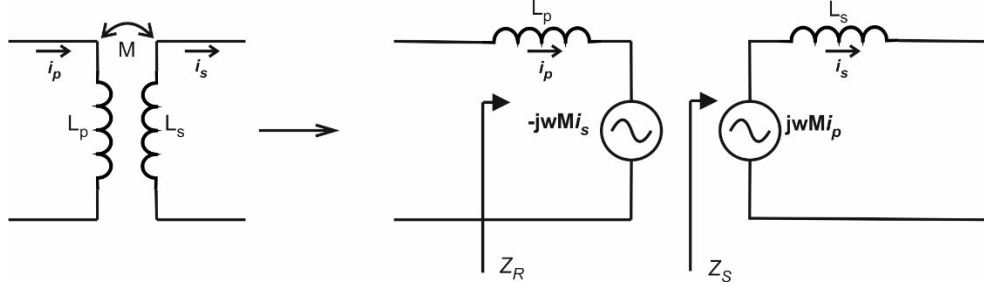
2.1.2 Kuplajlı Bobinlerin Eşdeğer Modelleri

Kablosuz enerji transferi devrelerinde kuplajlı bobinlerin devre analizini kolaylaştırmak için kuplajlı bobinler yerine bazı modellemeler yapılabilir. Bu modellemeler T modeli ve M modeli olmak üzere ikiye ayrılır. Şekil 2.4'te T model kuplajlı bobin gösterilmiştir. Bu model daha çok hava boşluğundan kaynaklanan kaçakların da kompanze edilmesi gerektiği yüksek güç içeren uygulamalarda kullanılır.



Şekil 2.4: Kuplajlı bobin T modeli gösterimi

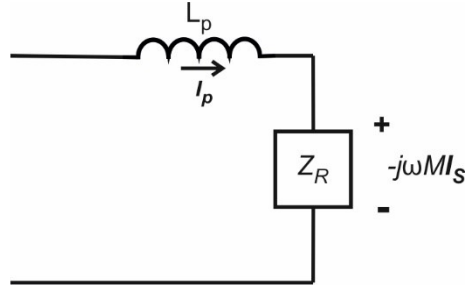
Şekil 2.5'te kuplajlı bobinin M model gösterimi verilmiştir. Ortak endüktans modeli de denmektedir. Bu modelde kuplajlı bobin, ortak endüktansa bağlı olarak ifade edilen akım kontrollü gerilim kaynağı gibi düşünülmektedir. Bu model kaçak endüktansın kompanzasyon tasarımında dikkate alınmadığı düşük güçlü uygulamalarda kullanılabilir. Bu tez çalışmasında düşük güç ile çalışıldığı için ortak endüktans modeli kullanılarak devre analizi yapılmıştır.



Şekil 2.5: Kuplajlı bobin M modeli gösterimi

Z_S empedansı devrelerdeki alıcı tarafın empedansını ifade eder. Z_R empedansı ise herhangi bir frekansta alıcı taraftan verici tarafa yansıyan empedansı ifade eder. Denklem (2.2)'de ifade edilen yansıyan empedans ilişkisi kullanılırsa devre Şekil 2.6'daki haline gelir.

$$Z_R = \frac{\omega^2 M^2}{Z_S} \quad (2.2)$$

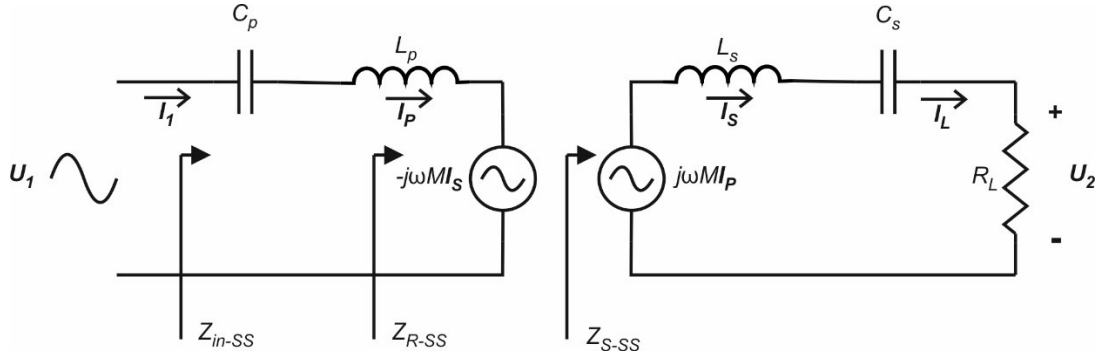


Şekil 2.6: Yansıyan empedansın şematik gösterimi

2.2 Kablosuz Enerji Transferi Devrelerinin Analizi

2.2.1 SS Topolojisi

SS topoloji, diğer dört topolojiye kıyasla sabit akım şarj karakteristiği daha yüksek olan bir topolojidir. Literatürde dört temel topoloji arasından en sık kullanılan topolojidir. Campi ve diğerlerinin (2016) yaptığı çalışmalar bu topolojinin yüksek frekansta SP topolojisinden daha verimli olduğunu göstermiştir. Rezonans anında meydana getirdiği kaçak endüktans daha azdır. Şekil 2.7'de ortak endüktans modeli içeren SS devre topolojisi gösterilmiştir.



Şekil 2.7: SS güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.7’deki Z_{S-SS} ifadesi, SS topolojisi için alıcı devrenin oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-SS} = j\omega L_S + \frac{1}{j\omega C_S} + R_L \quad (2.3)$$

Görselde yer alan Z_{R-SS} , SS topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. Z_{in-SS} ise SS topolojisinin toplam giriş empedansıdır. İki ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-SS} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-SS}} \quad (2.4)$$

$$Z_{in-SS} = j\omega L_P + \frac{1}{j\omega C_P} + Z_{R-SS} \quad (2.5)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_p \frac{R_L}{Z_{S-SS}} \quad (2.6)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_p = U_1 \frac{Z_{R-SS}}{Z_{in-SS}} \quad (2.7)$$

Verilen eşitliklerden (2.6) ve (2.7) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{R-SS}}{Z_{S-SS} Z_{in-SS} (-j\omega M I_s)} \quad (2.8)$$

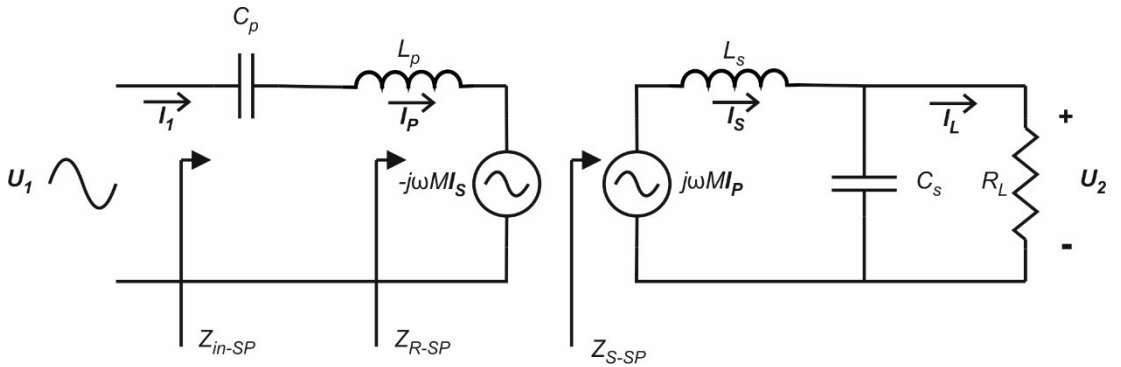
$$\frac{I_p}{I_s} = \frac{Z_{S-SS}}{j\omega M} \quad (2.9)$$

Devreden elde edilen (2.9) eşitliği de (2.8) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{SS} gerilim kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

$$G_{SS} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M}{Z_{S-SS} Z_{in-SS}} \quad (2.10)$$

2.2.2 SP Topolojisi

SP topoloji, dört temel topoloji arasından en sık kullanılan ikinci topolojidir. SS topolojiye kıyasla sabit akım şarj karakteristiği daha düşük olsa da sabit gerilim şarj durumunda daha etkili sonuçlar vermektedir. Campi ve diğerlerinin (2016) yaptığı çalışmalar bu topolojinin düşük frekansta SS topolojisinden daha verimli olduğunu göstermiştir. Şekil 2.8'de ortak endüktans modeli içeren SP devre topolojisi gösterilmiştir.



Şekil 2.8: SP güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.8’de Z_{S-SP} ifadesi, SP topolojisi için alıcı devrenin oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-SP} = j\omega L_S + \frac{R_L}{1 + R_L j\omega C_S} \quad (2.11)$$

Görselde yer alan Z_{R-SP} , SP topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. Z_{in-SP} ise SP topolojisinin toplam giriş empedansıdır. İki ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-SP} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-SP}} \quad (2.12)$$

$$Z_{in-SP} = j\omega L_P + \frac{1}{j\omega C_P} + Z_{R-SP} \quad (2.13)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_p \frac{\frac{R_L}{1 + R_L j\omega C_S}}{Z_{S-SP}} \quad (2.14)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_p = U_1 \frac{Z_{R-SP}}{Z_{in-SP}} \quad (2.15)$$

Verilen eşitliklerden (2.14) ve (2.15) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{R-SP}}{Z_{S-SP}(1 + R_L j\omega C_S) Z_{in-SP} (-j\omega M I_S)} \quad (2.16)$$

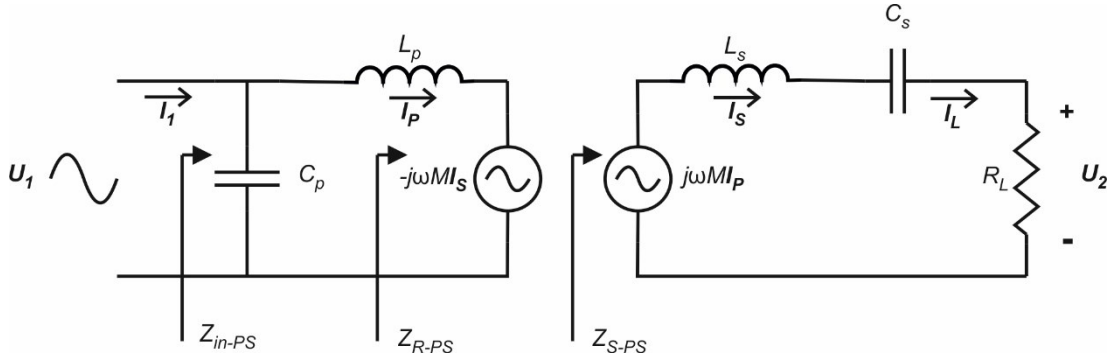
$$\frac{I_p}{I_S} = \frac{Z_{S-SP}}{j\omega M} \quad (2.17)$$

Devreden elde edilen (2.17) eşitliği de (2.16) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{SP} kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

$$G_{SP} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M}{Z_{S-SP}(1 + R_L j \omega C_S) Z_{in-SP}} \quad (2.18)$$

2.2.3 PS Topolojisi

Verici taraf kompanzasyonu paralel olan topolojiler diğerlerine kıyasla daha yüksek bir giriş gerilimine ihtiyaç duyarlar ve devre verimleri genelde düşüktür (Campi ve diğ. 2016). PS topoloji bu kategoride olsa da PP topolojiye kıyasla güç aktarımında daha etkili bir topolojidir. Şekil 2.9'da ortak endüktans modeli içeren PS devre topolojisi gösterilmiştir.



Şekil 2.9: PS güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.9'da Z_{S-PS} ifadesi, PS topolojisi için alıcı tarafın oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-PS} = j\omega L_S + \frac{1}{j\omega C_S} + R_L \quad (2.19)$$

Görselde yer alan Z_{R-PS} , PS topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. Z_{in-PS} ise PS topolojisinin toplam giriş empedansıdır. İki ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-PS} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-PS}} \quad (2.20)$$

$$Z_{in-PS} = \frac{j\omega L_p + Z_{R-PS}}{1 + j\omega C_p(j\omega L_p + Z_{R-PS})} \quad (2.21)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_p \frac{R_L}{Z_{S-PS}} \quad (2.22)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_s = U_1 \frac{Z_{R-PS}}{j\omega L_p + Z_{R-PS}} \quad (2.23)$$

Verilen eşitliklerden (2.22) ve (2.23) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{R-PS}}{Z_{S-PS}(j\omega L_p + Z_{R-PS})(-j\omega M I_s)} \quad (2.24)$$

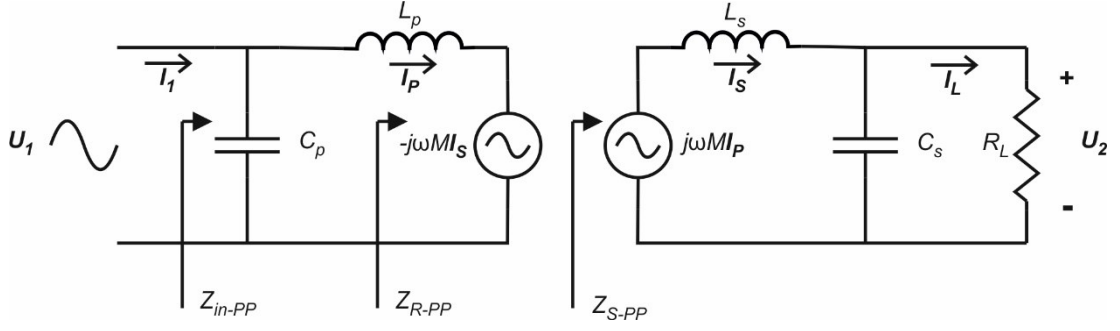
$$\frac{I_p}{I_s} = \frac{Z_{S-PS}}{j\omega M} \quad (2.25)$$

Devreden elde edilen (2.25) eşitliği de (2.24) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{PS} kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

$$G_{PS} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M}{Z_{S-PS}(j\omega L_p + Z_{R-PS})} \quad (2.26)$$

2.2.4 PP Topolojisi

Dört topoloji arasından etkinliği en düşük olan topolojidir. Giriş gerilim ihtiyacı yüksek ve devre verimi düşüktür. Şekil 2.10'da ortak endüktans modeli içeren PP devre topolojisi gösterilmiştir.



Şekil 2.10: PP güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.10'da Z_{S-PP} ifadesi, PP topolojisi için alıcı tarafın oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-PP} = j\omega L_S + \frac{R_L}{1 + R_L j\omega C_S} \quad (2.27)$$

Görselde yer alan Z_{R-PP} , PP topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. Z_{in-PP} ise PP topolojisinin toplam giriş empedansıdır. İki ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-PP} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-PP}} \quad (2.28)$$

$$Z_{in-PP} = \frac{j\omega L_P + Z_{R-PP}}{1 + j\omega C_P (j\omega L_P + Z_{R-PP})} \quad (2.29)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_p \frac{R_L}{Z_{S-PP} (1 + R_L j\omega C_S)} \quad (2.30)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_S = U_1 \frac{Z_{R-PP}}{j\omega L_P + Z_{R-PP}} \quad (2.31)$$

Verilen eşitliklerden (2.30) ve (2.31) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{R-PP}}{Z_{S-PP}(1 + R_L j\omega C_S)(j\omega L_P + Z_{R-PP})(-j\omega M I_S)} \quad (2.32)$$

$$\frac{I_p}{I_S} = \frac{Z_{S-PP}}{j\omega M} \quad (2.33)$$

Devreden elde edilen (2.33) eşitliği de (2.32) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{PP} kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

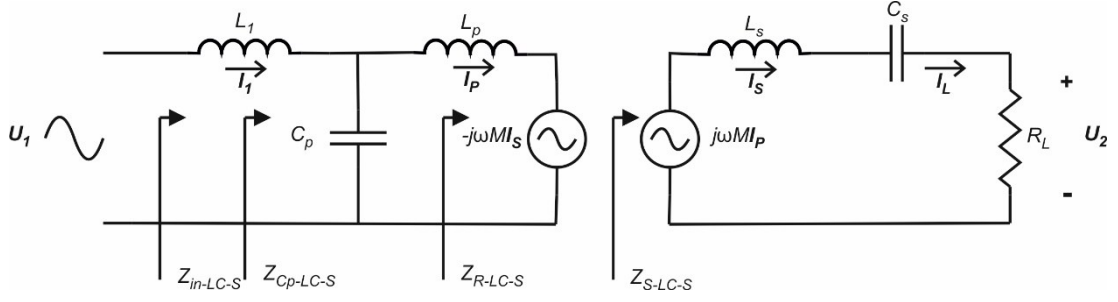
$$G_{PP} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M}{Z_{S-PP}(1 + R_L j\omega C_S)(j\omega L_P + Z_{R-PP})} \quad (2.34)$$

2.2.5 Hibrid Topolojiler

Gelişen ihtiyaçlar çerçevesinde dört temel topolojiye ek olarak çeşitli hibrid topolojiler geliştirilmektedir. Dört topolojiye göre bobin, kondansatör gibi daha fazla kompanzasyon elemanı içerirler. Ancak hacim dezavantajlarına kıyasla daha çok avantaj taşırlar. Bu avantajlar daha geniş yük aralığını şarj edebilme, daha dar frekans aralığında çalışma, daha uzak şarj aralığında nispeten daha yüksek verim elde edebilme gibi avantajlardır.

2.2.5.1 LC-S Topolojisi

Şekil 2.11’de gösterildiği gibi LC-S topolojisi, ilk kısımda seri bir bobin ve güç aktarım bobinine paralel bir kondansatör içerir. Alıcı taraf kompanzasyonu seri olan bir topoloji olduğu için daha çok sabit akım şarj uygulamalarında etkilidir. Wang ve diğerlerinin (2018) belirttiği üzere çift taraflı LCC topolojisinin gösterdiği avantajların çoğunu daha az eleman sayısı ile sağlayabilir.



Şekil 2.11: LC-S güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.11’de Z_{S-LC-S} ifadesi, LC-S topolojisi için alıcı tarafın oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-LC-S} = j\omega L_S + \frac{1}{j\omega C_S} + R_L \quad (2.35)$$

Görselde yer alan Z_{R-LC-S} , LC-S topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. $Z_{Cp-LC-S}$, verici bobin ile paralel olan C_p kondansatörünü de içeren bir eşdeğer empedans ifadesidir. $Z_{in-LC-S}$ ise LC-S topolojisinin toplam giriş empedansıdır. Üç ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-LC-S} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-LC-S}} \quad (2.36)$$

$$Z_{Cp-LC-S} = \frac{j\omega L_P + Z_{R-LC-S}}{1 + j\omega C_P(j\omega L_P + Z_{R-LC-S})} \quad (2.37)$$

$$Z_{in-LC-S} = j\omega L_1 + Z_{Cp-LC-S} \quad (2.38)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_P \frac{R_L}{Z_{S-LC-S}} \quad (2.39)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_P = U_1 \frac{Z_{Cp-LC-S} Z_{R-LC-S}}{Z_{in-LC-S}(j\omega L_P + Z_{R-LC-S})} \quad (2.40)$$

Verilen eşitliklerden (2.39) ve (2.40) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{Cp-LC-S} Z_{R-LC-S}}{Z_{S-LC-S} Z_{in-LC-S} (j\omega L_p + Z_{R-LC-S}) (-j\omega M I_s)} \quad (2.41)$$

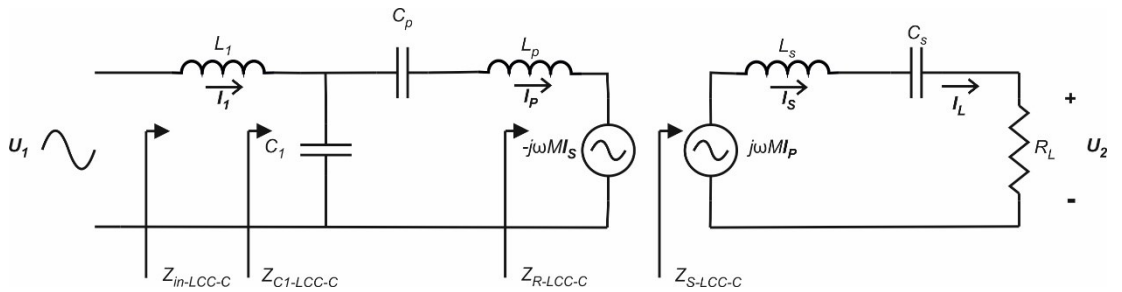
$$\frac{I_p}{I_s} = \frac{Z_{S-LC-S}}{j\omega M} \quad (2.42)$$

Devreden elde edilen (2.42) eşitliği de (2.41) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{LC-S} kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

$$G_{LC-S} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M Z_{Cp-LC-S}}{Z_{S-LC-S} Z_{in-LC-S} (j\omega L_p + Z_{R-LC-S})} \quad (2.43)$$

2.2.5.2 LCC-C Topolojisi

LCC-C topolojisi, Şekil 2.12’de gösterildiği üzere LC-S topolojisine ek olarak paralel olan güç aktarım bobini ve kondansatör arasında seri bir kondansatör içerir. Bu topoloji çift taraflı LCC topolojisine kıyasla daha az eleman içerir ve alıcı devrede tek bir kondansatör kompanzasyonu bulunduğu için kalp pili şarj uygulamalarında hacim olarak daha uygundur.



Şekil 2.12: LCC-C güç aktarım topolojisinin ortak endüktans modeli ile gösterimi

Şekil 2.12’de $Z_{S-LCC-C}$ ifadesi, LCC-C topolojisi için alıcı tarafın oluşturduğu toplam endüktansı verir ve eşitliği aşağıdaki gibidir:

$$Z_{S-LCC-C} = j\omega L_s + \frac{1}{j\omega C_s} + R_L \quad (2.44)$$

Görselde yer alan $Z_{R-LCC-C}$, LCC-C topolojisi için alıcı taraftan yansıyan empedansı ifade eder. $Z_{CI-LCC-C}$, verici bobin ile paralel olan C_1 kondansatörünü de içeren bir eşdeğer empedans ifadesidir. $Z_{in-LCC-C}$ ise LCC-C topolojisinin toplam giriş empedansıdır. Üç ifade aşağıdaki gibi elde edilir:

$$Z_{R-LCC-C} = \frac{\omega^2 M^2}{Z_{S-LCC-C}} \quad (2.45)$$

$$Z_{CI-LCC-C} = \frac{j\omega L_p + \frac{1}{j\omega C_p} + Z_{R-LCC-C}}{1 + j\omega C_1(j\omega L_p + \frac{1}{j\omega C_p} + Z_{R-LCC-C})} \quad (2.46)$$

$$Z_{in-LCC-C} = j\omega L_1 + Z_{CI-LCC-C} \quad (2.47)$$

U_2 gerilimi R_L eşdeğer direnci üzerindeki gerilimdir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$U_2 = j\omega M I_p \frac{R_L}{Z_{S-LCC-C}} \quad (2.48)$$

U_1 gerilimi giriş sinüs kaynağının gerilimidir ve aşağıdaki eşitlik ile elde edilir:

$$-j\omega M I_p = U_1 \frac{Z_{CI-LCC-C} Z_{R-LCC-C}}{Z_{in-LCC-C}(j\omega L_p + \frac{1}{j\omega C_p} + Z_{R-LCC-C})} \quad (2.49)$$

Verilen eşitliklerden (2.48) ve (2.49) kullanılarak aşağıdaki gibi bir kazanç denklemi elde edilir:

$$\frac{U_2}{U_1} = \frac{j\omega M I_p R_L Z_{CI-LCC-C} Z_{R-LCC-C}}{Z_{S-LCC-C} Z_{in-LCC-C}(j\omega L_p + \frac{1}{j\omega C_p} + Z_{R-LCC-C})(-j\omega M I_s)} \quad (2.50)$$

$$\frac{I_p}{I_s} = \frac{Z_{S-LCC-C}}{j\omega M} \quad (2.51)$$

Devreden elde edilen (2.51) eşitliği de (2.50) eşitliğinde yerine yazıldığında G_{LCC-C} kazanç denklemi aşağıdaki gibi düzenlenebilir:

$$G_{LCC-C} = \frac{U_2}{U_1} = \frac{jR_L \omega M Z_{CI-LCC-C}}{Z_{S-LCC-C} Z_{in-LCC-C} (j\omega L_P + \frac{1}{j\omega C_P} + Z_{R-LCC-C})} \quad (2.52)$$

Bu tez çalışmasında simülasyon ve deneysel analizde yapılacak değerlendirmeler için dört temel topoloji arasından SS ve SP topolojisi seçilmiştir. Campi ve diğerlerinin (2016) yaptığı çalışmalardan aktarılan bilgilere göre verici taraf kompanzasyonu paralel olan topolojiler yüksek gerilim gerektirdiğinden ve kalp pili şarj uygulamaları için elverişsiz olduğundan dolayı PS ve PP topolojiler bu çalışmanın dışında tutulmuştur. SS ve SP topolojilerine ek olarak, LCC-C ve LC-S hibrid topolojileri de çalışmaya dahil edilmiştir. Seçilen topolojilerin simülasyon yoluyla güç transferi verimlerinin karşılaştırılması, güç aktarım bobinlerinin ve güç transferinin sağlandığı insan dokusu ortamının modellenmesi Bölüm 3'te anlatılmıştır.

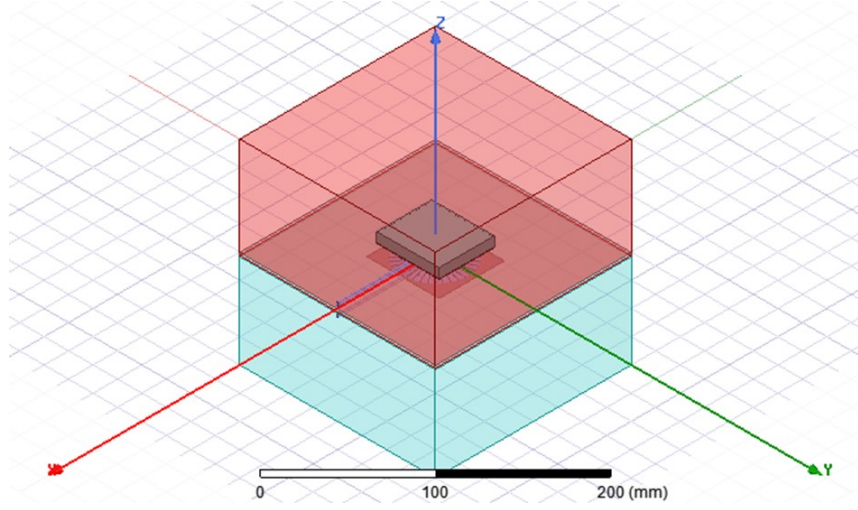
3. MODELLEME VE SİMÜLASYON ÇALIŞMALARI

Bu bölümde seçilen topolojilerin güç aktarım performanslarını incelemek için bir simülasyon ortamı oluşturulmuştur. Öncelikle güç aktarım bobinleri ve buldukları doku örneği, 3 boyutlu sonlu elemanlar metodunu kullanan bir modelleme programı ile oluşturulmuştur. Daha sonra bu programda oluşturulan bobinler, manyetik-elektrik ortak simülasyon çalışması yapabilen bir simülasyon programında SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojileri için kurulan devrelere entegre edilerek güç aktarımı gerçekleştirilmiştir. Elde edilen sonuçlar topolojilerin verim performanslarını karşılaştırmak açısından değerlendirilmiştir.

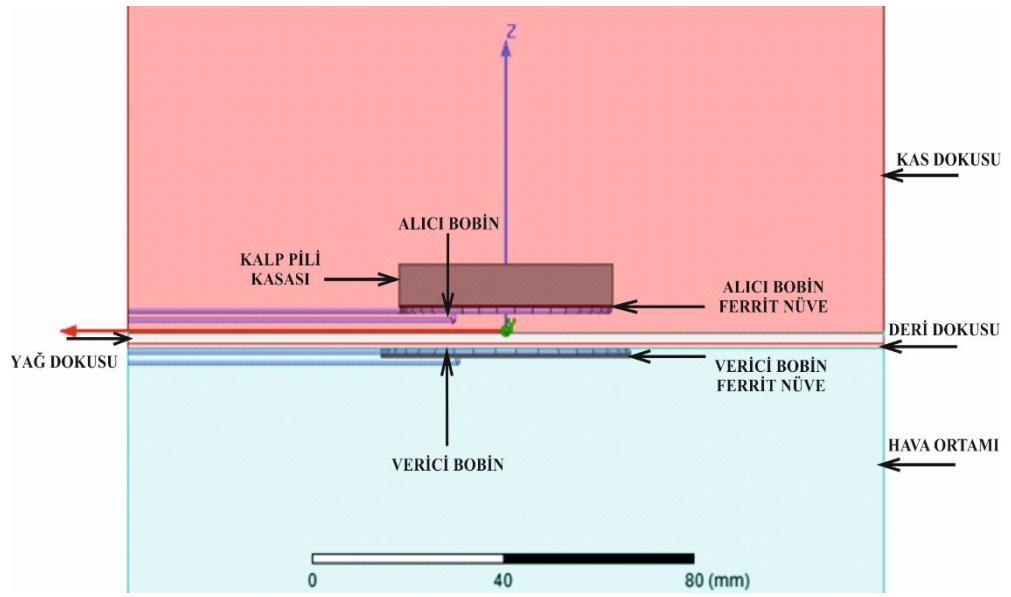
Modelleme ve simülasyon çalışmalarında öncelikle devre simülasyonunda kullanılacak bobinler ve bu bobinlerin içinde bulunduğu insan doku modeli oluşturulmuştur. Daha sonra bu model kullanılarak devrelerin simülasyon analizi gerçekleştirilmiştir.

3.1 Kuplajlı Bobinlerin Modellenmesi

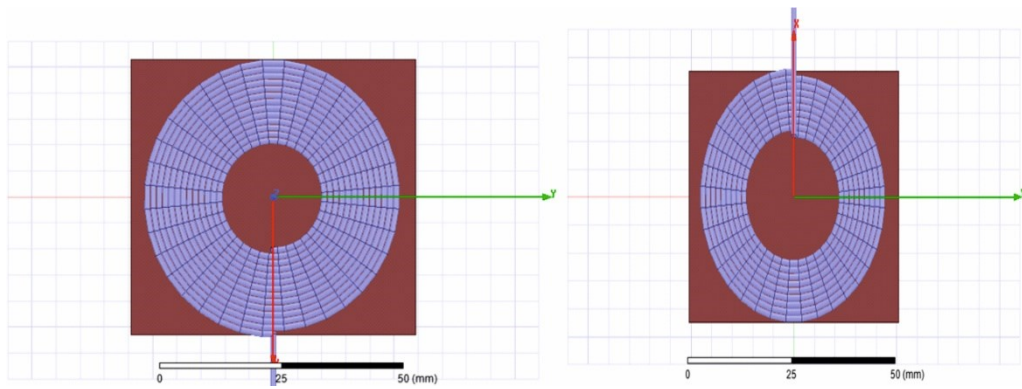
Kuplajlı bobinlerin analiz edilmesi için insan vücut dokusu özelliklerini taşıyan bir model oluşturulmuştur. Bu modelde verici bobin deriye yapışık olarak vücut dışında bulunmaktadır. Hemen arkasında esnek bir ferrit plaka bulunmaktadır. Alıcı bobin ise verici bobinden 8 mm uzakta olacak şekilde kas dokusu içerisine yerleştirilmiştir. Kalp pili kasası alıcı bobinin hemen arkasına yerleştirilmiştir. Kasa ile bobin arasına, kalp pili kasasında gerçekleşebilecek girdap akımlarını önlemek için esnek bir ferrit plaka yerleştirilmiştir. Şekil 3.1’de insan vücut dokusunu ve güç aktarım bobinlerini içeren model verilmiştir. Şekil 3.2’de ise bu modelin yandan kesiti verilmiştir. Şekil 3.3’te güç aktarım işlemlerinde kullanılan alıcı ve verici bobin verilmiştir.



Şekil 3.1: Tasarlanan insan doku modeli



Şekil 3.2: İnsan doku modelinin enine kesiti



Şekil 3.3: Tasarlanan güç aktarım bobinleri

İnsan doku modeli oluşturulurken ITIS (2020) doku özellikleri standartlarından yararlanılarak, 300 kHz çalışma frekansında deri, yağ ve kas dokularının elektriksel ve manyetik özellikleri 3 boyutlu modelleme programına entegre edilmiş ve dokular bu şekilde tasarlanmıştır. Farklı çalışma frekanslarında dokuların yoğunluk gibi değerleri aynı kalsa da dielektrik katsayısı gibi bazı değerleri farklılıklar göstermektedir. Tablo 3.1’de doku modelinin içerdiği elektromanyetik özellikler verilmiştir (ITIS 2020).

Tablo 3.2’de tasarlanan güç aktarım bobinlerinin parametreleri verilmiştir. Tablo 3.3’te ise insan doku modeli, kalp pili kasası ve ferrit nüvelerin uzunluk parametreleri verilmiştir. Bobinlerin simülasyonunda kullanılacak kalp pili kasasının boyutları MEDTRONIC şirketinin ürettiği A2DR01 model kalp pili dikkate alınarak tasarlanmıştır. 8 mm mesafede yapılan simülasyon çalışması sonucunda güç aktarım bobinlerinin self ve ortak endüktans değerleri Tablo 3.4’de verilmiştir.

Tablo 3.1: $f=300\text{kHz}$ için tasarlanan dokuların elektromanyetik özellikleri (ITIS 2020)

Doku	Dielektrik Sabiti	Elektriksel İletkenlik (S/m)	Yoğunluk kg/m^3
Deri	$1,09 \times 10^3$	$1,93 \times 10^{-3}$	1109
Yağ	$4,41 \times 10$	$2,47 \times 10^{-2}$	911
Kas	$5,23 \times 10^3$	$4,07 \times 10^{-1}$	1090

Tablo 3.2: Güç aktarım bobinlerinin parametreleri

Parametreler	Verici Bobin	Alicı Bobin
Sarım Sayısı	13	9
Bobin Kesit Alanı (mm^2)	1,13	1,13
Bobin Telleri Arası Boşluk (mm)	0,05	0,05
İç Çap (mm)	20,5	22,5
Dış Çap (mm)	53	45

Tablo 3.3: İnsan doku modeli parametreleri

Ortam	Uzunluklar (mmxmmxmm)
Hava Ortamı	80x80x76,6
Deri Dokusu	80x80x1
Yağ Dokusu	80x80x2
Kas Dokusu	80x80x80,4
Kalp Pili Kasası	51x45x8 (iç kalınlık 0,8mm)
Alıcı Bobin Ferrit Nüve	51x45x0,33
Verici Bobin Ferrit Nüve	59x53x0,33

Tablo 3.4: Endüktans değerleri

L_p	10,4 μ H
L_s	5,18 μ H
M	3,91 μ H

Devrelerin verim performanslarını kıyaslamak için bu bölümde tasarlanan insan doku modeli ve güç aktarım bobinleri sistemi, manyetik modeli de barındıran bir devre simülasyon programına entegre edilmiş ve her bir devre topolojisi için verim performansı analiz edilmiştir.

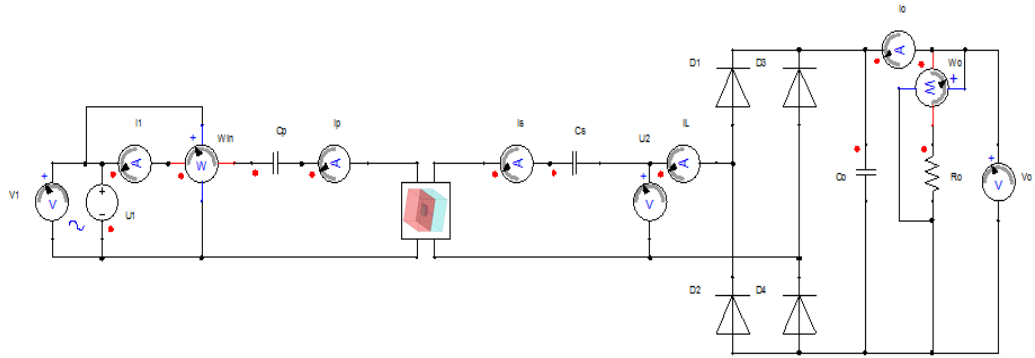
3.2 Manyetik-Elektrik Ortak Simülasyon Çalışması

Bu bölümde SS, SP, LC-S ve LCC-C devreleri, devre simülasyon programında, içerisinde manyetik olarak modellenen bobinleri de barındıracak şekilde ayrı ayrı oluşturulmuştur. PS ve PP topolojiler, devre girişinde yüksek gerilim gerektirdiği ve kalp pili şarj uygulamalarında yüksek gerilimin olumsuz sonuçları olabileceği açık olduğu için bu çalışmanın dışında tutulmuştur (Campi ve diğ. 2016). Oluşturulan devreler manyetik simülasyon ortamı ile birlikte simüle edilmiş ve verim performansları değerlendirilmiştir.

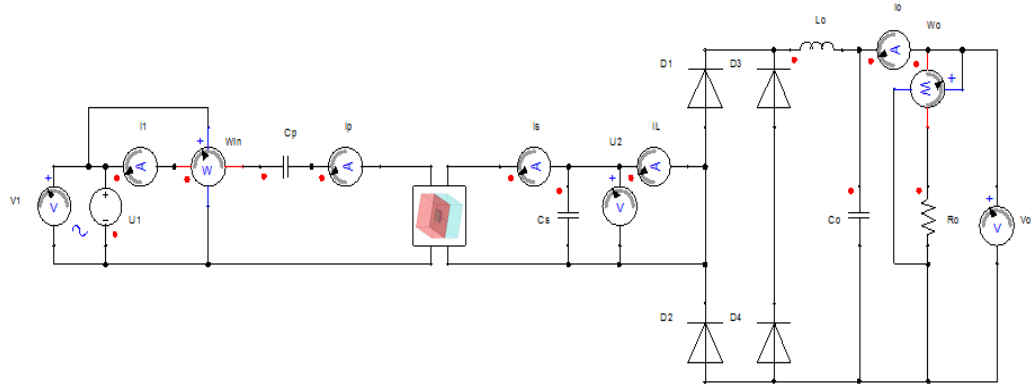
3.2.1 Şematik Devrelerin Tasarlanması

SS, SP, LC-S ve LCC-C devrelerinin verim performanslarının değerlendirilmesi için öncelikle tüm devreler manyetik-elektrik ortak çözümü barındıran bir simülasyon programı ile tek tek kurulmuştur. Devre verimlerini ölçmek için ise devre girişine ve yüke birer wattmetre yerleştirilmiştir. Devre simülasyonlarında inverter yerine kolaylık olması açısından sinüs güç kaynağı kullanılmıştır.

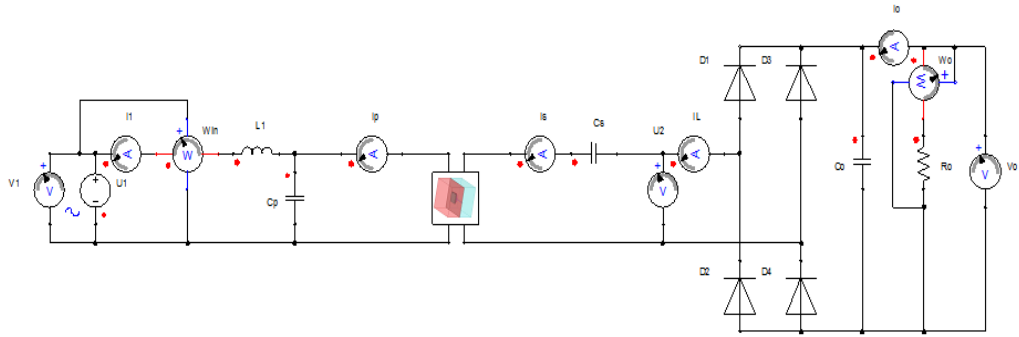
Şekil 3.4'te SS, Şekil 3.5'te SP, Şekil 3.6'da LC-S ve Şekil 3.7'de LCC-C güç aktarım topolojilerinin şematik tasarımları verilmiştir. SP topolojide doğrultucuya paralel bir kondansatör bulunduğu için çıkışta kondansatör ve yük kısmına seri olarak $10 \mu\text{H}$ değerinde bir filtre bobini bağlanmıştır. LC-S topolojisinde devre girişindeki L_1 bobini, devre giriş empedansını SS ve SP topolojiye kıyasla daha yüksek yapmaktadır. Bu da devrenin gerekli giriş akımını az da olsa düşürür. Bu durum pratik uygulamalar için önem arz etmektedir.



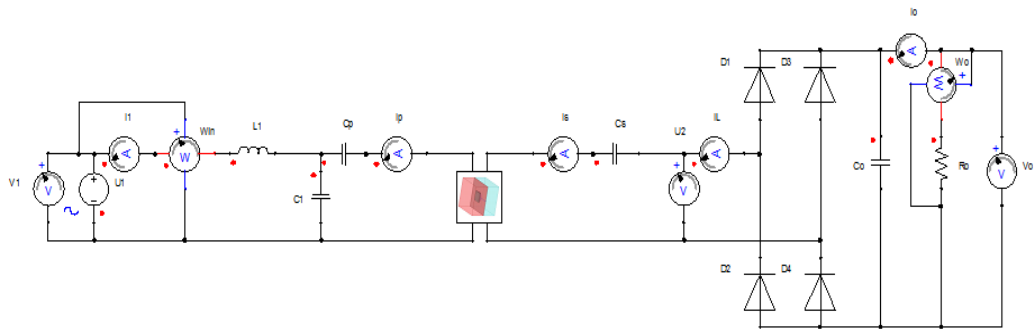
Şekil 3.4: SS kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması



Şekil 3.5: SP kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması



Şekil 3.6: LC-S kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması



Şekil 3.7: LCC-C kompanzasyon topolojisini kullanan WPT sisteminin simülasyon şeması

Tablo 3.4’te $f=300$ kHz çalışma frekansında, her bir topoloji için belirlenen kondansatör ve bobin değerleri verilmiştir. Bu değerler topolojilerin giriş empedans açısının sıfır olduğu noktaya göre belirlenmiştir. Devrede kullanılan doğrultucu diyotlarında ise ileri yönlü gerilim düşümü $0,8$ V’ dur. Çıkış filtre kondansatörü olarak 10 μ F değerinde kondansatör seçilmiştir. SP topolojisinde ek olarak 10 μ H değerinde filtre bobini de vardır.

Tablo 3.5: Devre analizinde belirlenen kondansatör ve bobin değerleri

Topolojiler	L1	C1	Cp	Cs
SS	-	-	30 nF	54,33 nF
SP	-	-	36 nF	54,33 nF
LC-S	10,4 μ H	-	54,12 nF	75 nF
LCC-C	4 μ H	70,36 nF	43,97 nF	38 nF

Simülasyon programında tasarlanan devreler, insan doku örneği içerisinde 8mm şarj mesafesi tanımlanmış güç aktarım bobinlerinin de sisteme entegre edilmesinden sonra çalıştırılmış ve verim performansları değerlendirilmiştir.

3.2.2 Simülasyon Ölçümleri

Kurulan devreler kalp pillerinin sabit akım ve sabit gerilim şarj durumlarına göre 300 kHz frekansında simüle edilmiştir. Sabit akım şarj durumunda $I_o=0,45$ A şarj akımı için $V_o=3,8$ V ve $V_o=4,2$ V gerilim sınırları belirlenmiştir. Sabit gerilim şarj durumunda ise $V_o=4,2$ V şarj gerilimi için $I_o=0,05$ A ve $I_o=0,45$ A akım sınırları belirlenmiştir. Şarj aralıklarının regüle edilmesi, giriş geriliminin değişimi ile sağlanmıştır. Sabit akım ve sabit gerilim şarj sınırlarının her birinde, batarya yük durumunu temsil etmesi için R_o direnci ayrı ayrı belirlenmiştir. Simülasyonlar sonucunda Tablo 3.5’te sabit akım durumunda gerekli giriş gerilimleri ve elde edilen verimler gösterilirken, Tablo 3.6’da ise sabit gerilim durumunda gerekli giriş gerilimleri ve elde edilen verimler verilmiştir. u_{1max} ifadesi devre girişinde verilmesi gereken maksimum gerilimi belirtmek için kullanılmıştır.

Tablo 3.6: Sabit akım şarj durumunda ölçülen verim değerleri

Topoloji	Şarj aralığı	u_{1max} hesaplanan	u_{1max} ölçülen	Verim (%)
SS	$V_o=4,2V$	5,39V	5,22V	72,32
	$V_o=3,8V$	5,36V	5,22V	70,27
SP	$V_o=4,2V$	4,08V	7,06V	72,35
	$V_o=3,8V$	3,78V	6,6V	70,29
LC-S	$V_o=4,2V$	5,21V	5,55V	72,25
	$V_o=3,8V$	5,21V	5,55V	70,34
LCC-C	$V_o=4,2V$	6,25V	7V	72,34
	$V_o=3,8V$	5,8V	6,6V	70,33

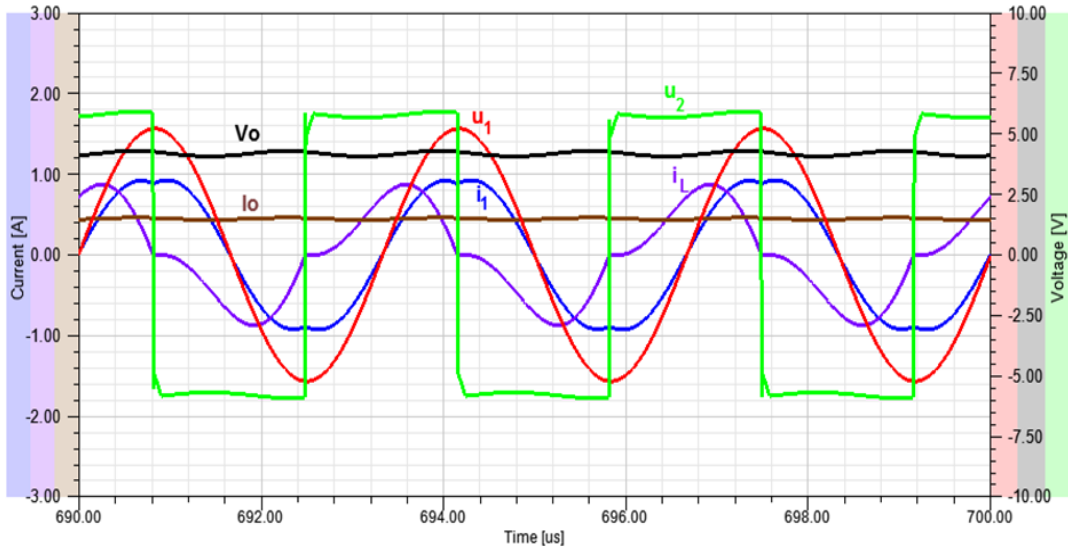
Tablo 3.7: Sabit gerilim şarj durumunda ölçülen verim değerleri

Topoloji	Şarj aralığı	u_{1max} hesaplanan	u_{1max} ölçülen	Verim (%)
SS	$I_o=0,45A$	5,39V	5,22V	72,32
	$I_o=0,05A$	1,51V	1,61V	40,98
SP	$I_o=0,45A$	4,08V	7,06V	72,35
	$I_o=0,05A$	4,04V	6V	67,93
LC-S	$I_o=0,45A$	5,21V	5,55V	72,25
	$I_o=0,05A$	0,58V	0,69V	71,54
LCC-C	$I_o=0,45A$	6,25V	7V	72,34
	$I_o=0,05A$	5,48V	6,55V	70,76

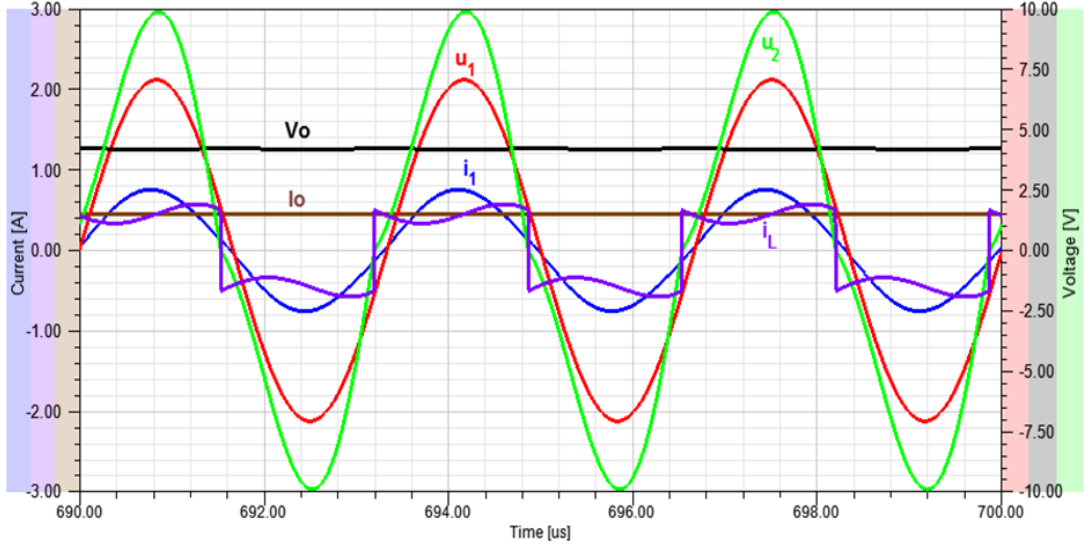
Tablo 3.5’te sabit akım şarj durumunda, tüm topolojilerde farklı şarj aralığında verim düşüşleri yaklaşık olarak aynı olmuştur. Ancak SP ve LCC-C topolojilerinde şarj aralığını sağlamak için bataryadaki yük değişimi ile birlikte devre giriş gerilimini de değiştirmek gerekmiştir. SS ve LC-S topolojilerinde ise çıkış gerilimi regülasyonu bataryanın yük değişiminden bağımsız olmuştur. Bu durum, sabit şarj akımı durumunda SS ve LC-S topolojilerinin en etkili performansı veren topolojiler olduğunu göstermektedir. Tablo 3.6’da sabit gerilim şarj durumunda SS topolojide yük değişiminde verim düşüşü çok fazla olmuştur. Bu durum SS topolojisinin sabit gerilim şarjında etkili bir topoloji olmadığını göstermektedir. SP topolojisi, her ne kadar bataryadaki yük değişiminden az etkilenen bir topoloji olsa da verim düşüşü LC-S ve

LCC-C topolojilerinden daha fazla olmuştur. LCC-C topolojisi, SP topolojisine kıyasla yük değişiminden daha az etkilenmiştir ve verim düşüşü daha az olmuştur. LC-S topolojisi ise her ne kadar bataryadaki yük değişimine bağımlı bir regülasyon işlemi gösterse de verim düşüşü en az olan topoloji olmuştur. Elde edilen simülasyon sonuçları incelendiğinde ve iki şarj koşulu da dikkate alındığında, LC-S topolojisinin kalp pili şarj uygulamalarında genel olarak daha etkili bir topoloji olduğu görülmektedir.

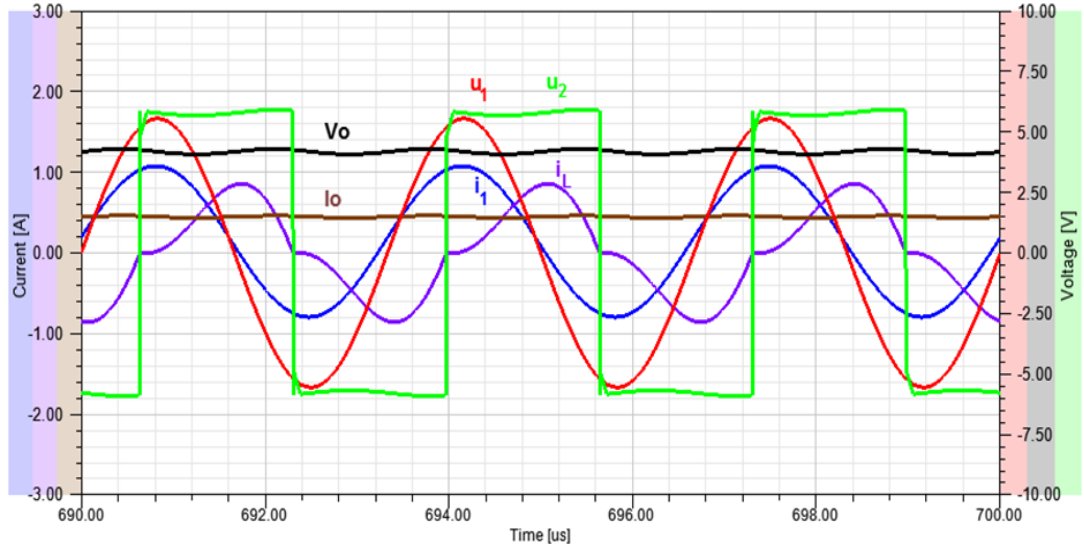
Şekil 3.8’de SS, Şekil 3.9’da SP, Şekil 3.10’da LC-S, Şekil 3.11’de LCC-C güç aktarım topolojileri için tam yük koşulundaki (4,2 V ve 0,45 A) dalga şekilleri verilmiştir. Topolojilerin verim performanslarının değerlendirmesinde, her bir topoloji için giriş akım ve gerilimleri arasındaki faz farkları grafiklerdeki gibi giderilmiştir. V_o ve I_o dalga şekilleri, doğrultucu çıkışındaki gerilim ve akımları göstermektedir. u_1 ve i_1 dalga şekilleri de sırasıyla devre giriş akım ve gerilimlerini göstermektedir. u_2 ve i_L dalga şekilleri de sırasıyla doğrultucu giriş akım ve gerilimlerini göstermektedir.



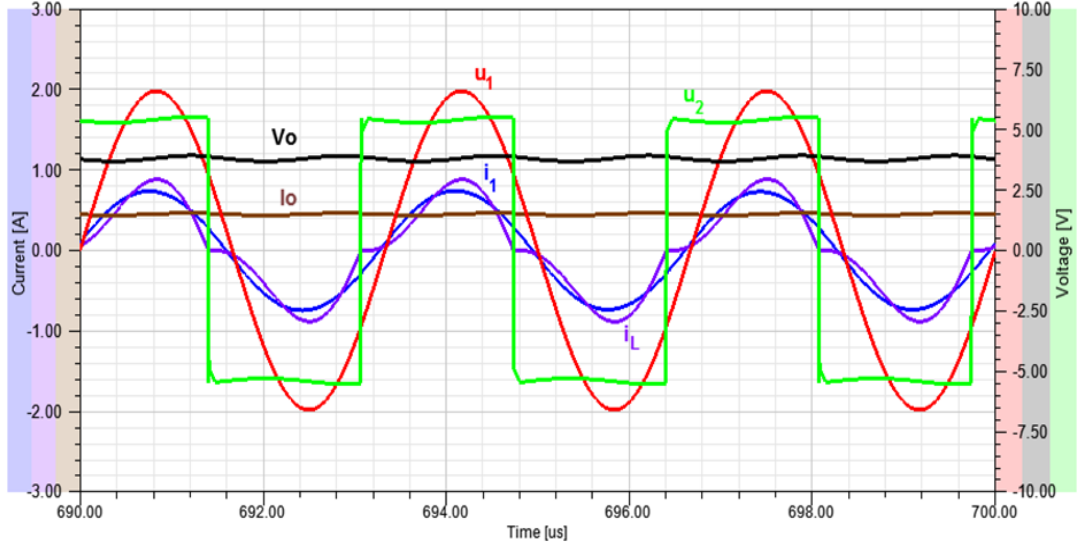
Şekil 3.8: SS güç aktarım topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri



Şekil 3.9: SP güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri



Şekil 3.10: LC-S güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri



Şekil 3.11: LCC-C güç aktarımı topolojisinin tam yük koşulu altındaki dalga şekilleri

Simülasyon analizlerinde elde edilen sonuçlar değerlendirildiğinde LC-S topolojisinin, tüm batarya şarj profillerinde diğer topolojilere göre daha avantajlı olduğu görülmektedir. Bu sebeple LC-S topolojisinin optimizasyonuna dayalı kuplajlı bobinler tasarlanarak bir prototip kurulmuştur. Kurulan prototip üzerinde diğer topolojiler de test edilmiştir. Sonraki bölümde bununla ilgili çalışmalar sunulmaktadır.

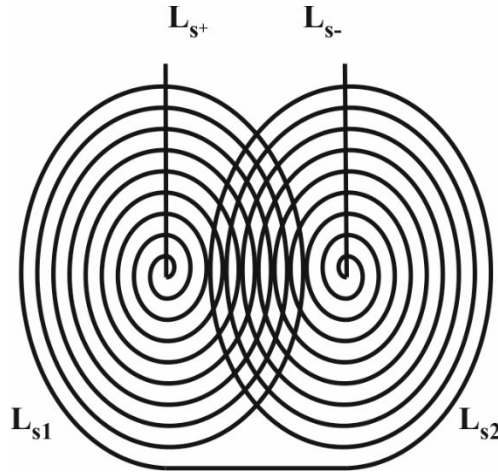
4. PROTOTİP TASARIMI VE DENEYSEL ÖLÇÜM ÇALIŞMALARI

Deneysel çalışmalarda öncelikle güç aktarım işlemi için kullanılacak olan kablosuz güç aktarımı bobinleri tasarlanmıştır. Daha sonra insan dokusuna yakın elektromanyetik özellikler gösterdiği bilinen sodyum klorür çözeltisi ile insan doku modelinin eşdeğeri bir güç transfer ortamı tasarlanmıştır (Campi ve diğ. 2016). Devre girişinde gerekli gerilimi sağlamak için sinyal jeneratörü ve B sınıfı akım yükseltici devresi içeren bir sinüs güç kaynağı tasarımı yapılmıştır. Daha sonra SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojilerini oluşturan, alıcı ve verici devre kompanzasyonları için gerekli kondansatör değerleri belirlenmiş ve devrelerin prototipleri kurulmuştur. Prototip ölçümlerinde 8 mm mesafede belirli bir çıkış gücü elde etmek için her bir topolojide güç aktarımı gerçekleştirilmiştir. Her bir topoloji için deneysel olarak elde edilen verim değerleri analiz edilmiştir.

4.1 Kuplajlı Bobin Tasarımları

Bobinlerin tasarımı için öncelikle 3D çizim programında tasarlanan kalp pili kasası, hizmet alımı kapsamında 3D yazıcı ile ürettirilmiştir. Böylelikle tasarlanacak alıcı bobinin dış çapı kalp pili kasası ile sınırlandırılmıştır. Alıcı bobin, güç aktarımının verimli olması açısından 9 sarım ve iki katman olarak tasarlanmıştır. Yapılan ön deneyler, yüksek alıcı bobin endüktans değerlerinde, çıkış için gerekli gerilim değerinin, daha düşük bir giriş gerilimi değerinde elde edilebildiğini göstermiştir. Alıcı bobinin birinci katmanının tasarımında 0,1 mm kalınlığında ve 1,5 mm genişliğinde bakır plaka, 9 sarımlı bobin elde edilecek şekilde kesilmiş ve bu katman düzlemsel spiral olarak tasarlanmıştır. İkincil katman ise 0,1 mm kalınlığında 160 adet litz telinden oluşturulmuş ve dairesel spiral 9 sarım olarak tasarlanmıştır. Şekil 4.1’de iki katmanlı bobin bağlantılarının şematik görüntüsü verilmiştir. Yine güç aktarım verimini arttırmak için simülasyondan farklı olarak kalp pili kasasının tamamı ferrit nüve ile kaplanmıştır. Tüm bu tasarım işlemleri sonucunda elde edilen alıcı bobin Şekil 4.2’de verilmiştir. Şekil 4.3’te ise kalp pili kasasının ve güç aktarım bobinin yandan görünümü verilmiştir.

Verici bobinde ise 0,1 mm kalınlığında 160 adet litz teli birleştirilmiş ve 2 mm çaplı bir bobin teli elde edilmiştir. Bu tel kullanılarak alıcı bobinden daha fazla dış çapa sahip ve spiral olacak şekilde 16 sarımlı verici bobin tasarlanmıştır. Simülasyonlardan farklı olarak 16 sarım olmasının deneni ise pratik uygulamalarda akım fazlalığı nedeniyle oluşabilecek iletim kayıplarını engellemek için devre giriş akımını azaltmaktır. Verimi arttırmak için verici bobin arkasına da esnek ferrit plaka yerleştirilmiştir. şekil 4.4'te tasarlanan verici bobinin ve ferrit nüvenin görüntüsü verilmiştir. Güç aktarım bobinlerinin uzunluk parametreleri ise Tablo 4.1'de verilmiştir.



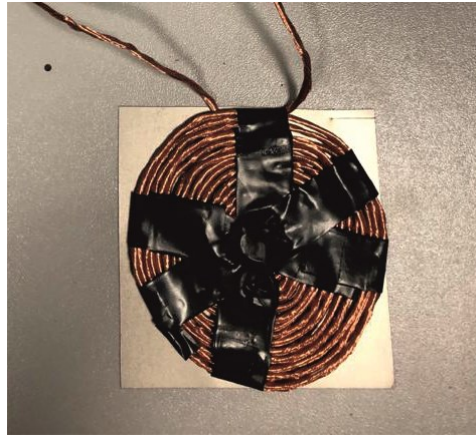
şekil 4.1: İki katmanlı bobin tasarımının şematik görüntüsü



şekil 4.2: Deneysel analiz için tasarlanan alıcı bobin ve kalp pili kaşası



Şekil 4.3: Alıcı bobin ve kalp pili kasa sının yandan görünümü



Şekil 4.4: Deneysel analiz için tasarlanan verici bobin ve ferrit nüve

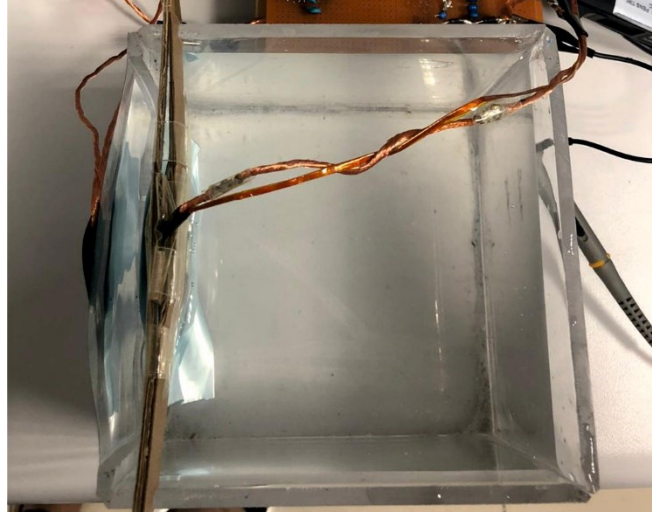
Tablo 4.1: Deneysel analiz için tasarlanan bobinlerin parametreleri

Parametreler	Verici Bobin	Alıcı Bobin
Sarım Sayısı	16	9
Katman Sayısı	1	2
Bobin Kesit Alanı (mm ²)	3,1	0,15
İç Çap (mm)	17	15
Dış Çap (mm)	80	45

Bir sonraki bölümde, tasarlanan bobinlerin endüktansları ve direnç değerleri, Campi ve diğerlerinin (2016) yaptığı çalışmada verilen bilgiler doğrultusunda belirlenmiştir.

4.1.1 Kuplajlı Bobin Parametrelerinin Çıkarılması

Deneysel analize geçmeden önce güç aktarım bobinlerin self ve ortak endüktansları belirlenmiştir. Şekil 4.5'te tasarlanan güç aktarım bobinlerinin konumları verilmiştir. Öncelikle insan dokusuna yakın elektromanyetik özellikler gösteren %0,9'luk sodyum klorür çözeltisi temin edilmiş ve 2 L cam kap içinde hazırlanmıştır (Campi ve diğ. 2016). Verici bobin, sodyum klorür çözeltisine teğet bir şekilde dışarıda konumlandırılmıştır. Alıcı bobin ise verici bobinden 8 mm uzakta olacak şekilde sodyum klorür çözeltisinin içindedir. Ölçümler bu durumda yapılmıştır.



Şekil 4.5: Güç aktarım bobinlerinin konumları

Öncelikle verici bobinin endüktansını ölçmek için alıcı bobin açık devre yapılmıştır. Sinyal jeneratörü 1 V genlikli ayarlanmış olarak verici bobin uçlarından bağlanmıştır. Verici bobin akımını ölçmek için ise bir akım probu kullanılmıştır. Yapılan ölçümler sonucunda L_p verici bobin endüktansı aşağıdaki denklem ile elde edilir:

$$L_p = \frac{u_{I_{amax}}}{\omega I_{amax}} \sin(\phi_a) \quad (4.1)$$

R_{Lp-DC} bobin direncini ölçmek için ise yine aynı koşullarda ölçüm yapılmış ve aşağıdaki denklem yoluyla direnç değeri elde edilmiştir:

$$R_{Lp-DC} = \frac{u_{Iamax}}{i_{Iamax}} \cos(\phi_a) \quad (4.2)$$

Yukarıdaki denklemlerde u_{Iamax} gerilimi verici bobin uçlarından ölçülen gerilimin maximum değerini göstermektedir. i_{Iamax} akımı verici bobinin akımının maximum değerini göstermektedir. ϕ_a ise verici bobin akım ve gerilimleri arasındaki faz farkıdır.

Alıcı bobinin endüktansını ölçmek için ise verici bobin açık devre yapılmıştır. Sinyal jeneratörü 1 V genlikli ayarlanmış olarak alıcı bobin uçlarından bağlanmıştır. Ayrıca alıcı bobinde oluşan akım ölçülmüştür. Yapılan ölçümler sonucunda L_s alıcı bobin endüktansı aşağıdaki denklem ile elde edilir:

$$L_s = \frac{u_{Ibmax}}{\omega i_{Ibmax}} \sin(\phi_b) \quad (4.3)$$

R_{Ls-DC} bobin direncini ölçmek için ise yine aynı koşullarda ölçüm yapılmış ve aşağıdaki denklem yoluyla direnç değeri elde edilmiştir:

$$R_{Ls-DC} = \frac{u_{Ibmax}}{i_{Ibmax}} \cos(\phi_b) \quad (4.4)$$

Yukarıdaki denklemlerde u_{Ibmax} gerilimi alıcı bobin uçlarından ölçülen geriliminin maximum değerini göstermektedir. i_{Ibmax} akımı alıcı bobinin akımının maximum değerini göstermektedir. ϕ_b ise alıcı bobin akım ve gerilimleri arasındaki faz farkıdır.

Ortak endüktansı ölçmek için ise alıcı bobin tekrar açık devre yapılmıştır. Sinyal jeneratörü 1 V genlikli ayarlanmış olarak verici bobin uçlarından bağlanmıştır. Akım probu tekrar verici bobine takılmıştır. Bu işlemde prensip alıcı bobinde oluşan indüklenmiş gerilimi ölçmeye dayanır. Ölçümler sonucunda M ortak endüktansı aşağıdaki denklem ile elde edilir:

$$M = \frac{u_{2o\max}}{\omega i_{1c\max}} \sin(\phi_c) \quad (4.5)$$

Yukarıdaki denklemde $u_{2o\max}$ gerilimi alıcı bobin uçlarında indüklenen geriliminin maximum değerini göstermektedir. $i_{1c\max}$ ise, alıcı bobin açık devre iken oluşan verici bobin akımının maximum değerini göstermektedir. ϕ_c ise verici bobin akımı ile alıcı bobin gerilimi arasındaki faz farkıdır.

Tüm yapılan ölçümler sonucunda elde edilen self ve ortak endüktans değerleri ile bobinlerin dirençleri olan R_{Lp-DC} ve R_{Ls-DC} dirençleri Tablo 4.2’de verilmiştir. Bu aşama tamamlandıktan sonra deneylerde istenilen akım düzeylerini sağlamak için B sınıfı yükselteç tasarımı yapılmıştır.

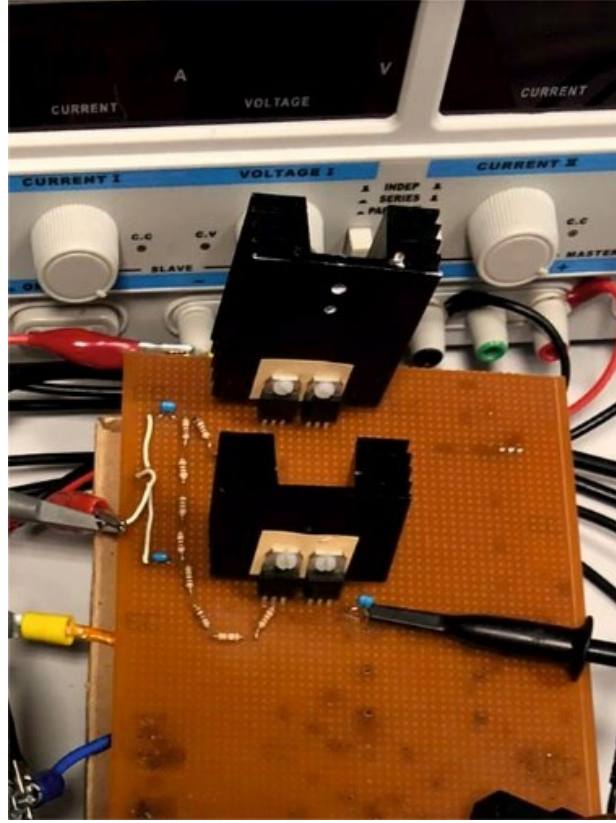
Tablo 4.2: Deneysel analizde ölçülen endüktans değerleri ve bobinlerin direnç değerleri

L_p	15,35 μ H
L_s	10,27 μ H
M	4,21 μ H
R_{Lp-DC}	0,13 Ω
R_{Ls-DC}	0,24 Ω

4.2 Giriş Güç Kaynağı Tasarımı

Simülasyon ölçümlerinden bilindiği üzere SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojileri 1 A’ın üzerinde giriş akımı çekmektedirler. Ancak normal sinyal jeneratörleri bu akım düzeylerini sağlamak için çok yüksek çıkış empedansına sahiptir. Deneysel analizde de benzer durumlar ile karşılaşılabilceği bilindiği için B sınıfı bir akım yükselteci tasarlanmıştır. BJT’ler daha yüksek bir akım kazancı sağlamak için darlington olarak bağlanmıştır. Devre elemanları 300 kHz çalışma frekansında en yüksek akım kazancını elde edecek şekilde belirlenmiştir.

B sınıfı yükseltecin tasarımında ilk önce, frekans bandı ve akım düzeyleri dikkate alınarak seçilen MJE3055T ve MJE2955T BJT'leri temin edilmiştir. Daha sonra devrenin şematik tasarımı da dikkate alınarak B sınıfı yükselteç devresi delikli pertinaks üzerinde kurulmuştur. Yükseltecin çıkışından, istenilen güç aktarım devrelerine bağlantı kurmak için litz tellerinden oluşan bir kablo uzatılmıştır. Devredeki BJT'lerin beslemesi için 16 V DC gerilim üreten güç kaynağı kullanılmıştır. Besleme türü olarak tek kaynak besleme kullanıldığı için devredeki pnp tipi BJT'ler toprağa, npn tipi BJT'ler ise 16 V besleme kaynağına bağlanmıştır. Devrede BJT'lerin ısınma sorununu azaltmak için darlington BJT'lere soğutucu bağlanmıştır. Şekil 4.6'da delikli pertinaks üzerine kurulan B sınıfı akım yükselteci devresi verilmiştir. Bu aşamadan sonra güç aktarımında kullanılacak olan kompanzasyon devreleri tasarlanmıştır.



Şekil 4.6: B sınıfı yükseltecin deneysel tasarımı

4.3 Kompanzasyon Devrelerinin Tasarımı

B tipi akım yükseltecinin tasarım işlemi tamamlandıktan sonra her bir topoloji için verici devre kompanzasyon kondansatörleri ayrı gruplar halinde delikli pertinaks üzerinde kurulmuştur. Alıcı devre kondansatörü ise her bir topolojide 33 nF olarak seçilmiştir. SS ve SP için sadece kompanzasyon kondansatörlerinin seçimi, devre tasarımında yeterli olmuştur ancak LC-S ve LCC-C topolojilerinde ek olarak E tipi nüveler üzerine ekstra bobinler tasarlanmıştır. Ayrıca SP topolojisi için ekstra 10 μ H değerinde filtre bobini tasarlanmıştır. Tablo 4.3'te her bir topoloji için deneysel analizde kullanılan kondansatör ve bobin değerleri verilmiştir. Tüm devreler için kullanılacak olan doğrultma devresinde 0,5 V gerilim düşümlü diyotlar kullanılmıştır. Yük kondansatörü 30 μ F ve yük direnci 10 Ω olarak seçilmiştir.

Tablo 4.3: Deneysel analizde kullanılan kondansatör ve bobin değerleri

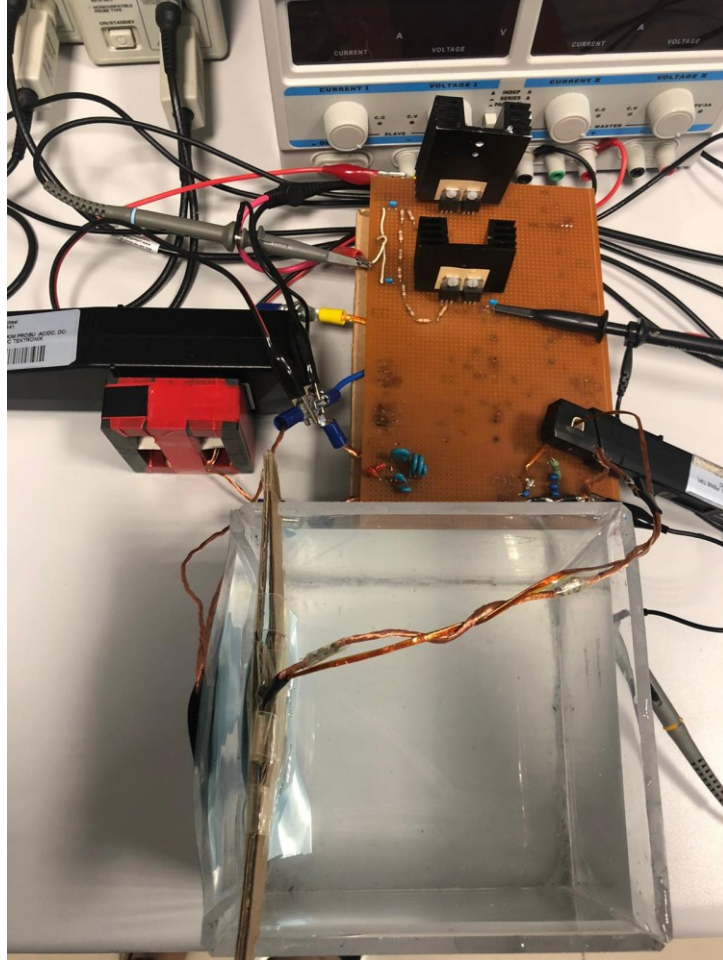
Topolojiler	L1	C1	Cp	Cs
SS	-	-	17,52 nF	33,3 nF
SP	-	-	19,7 nF	33,3 nF
LC-S	16,2 μ H	-	34,5 nF	33,3 nF
LCC-C	2,6 μ H	15.4 nF	19,7 nF	33,3 nF

Kompanzasyon kondansatörleri ayarlandıktan sonra her bir topoloji için güç aktarım işlemlerine geçilmiştir. SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojileri için gerçekleştirilen güç aktarımı sonucunda topolojilerin verim performansları karşılaştırılmıştır.

4.4 Güç Transfer Ortamının Tasarımı

Sıfır faz açısı için kondansatörler ayarlandıktan sonra topolojilerin güç aktarım işlemleri gerçekleştirilmiştir. Simülasyonda kullanılan insan doku modeli yerine insan dokusuna yakın manyetik özellikler gösteren %0,9'luk sodyum klorür çözeltisi 2 litre cam kap içerisinde hazırlanmıştır (Campi v diğ. 2016). Öncelikle alıcı ve verici bobinler sodyum klorür çözeltisine göre konumlandırılmıştır. Verici bobin sodyum klorür çözeltisine teğet olarak hava ortamında bulunmaktadır. Alıcı bobin ise verici

bobinden 8 mm uzakta olacak şekilde sodyum klorür çözeltisi içerisinde konumlandırılmıştır. Şekil 4.7’de güç aktarım sisteminin genel görünümü verilmiştir. Deneysel analizde kullanılacak prototiplerin tasarımından sonra güç aktarımı işlemlerine geçilmiştir.



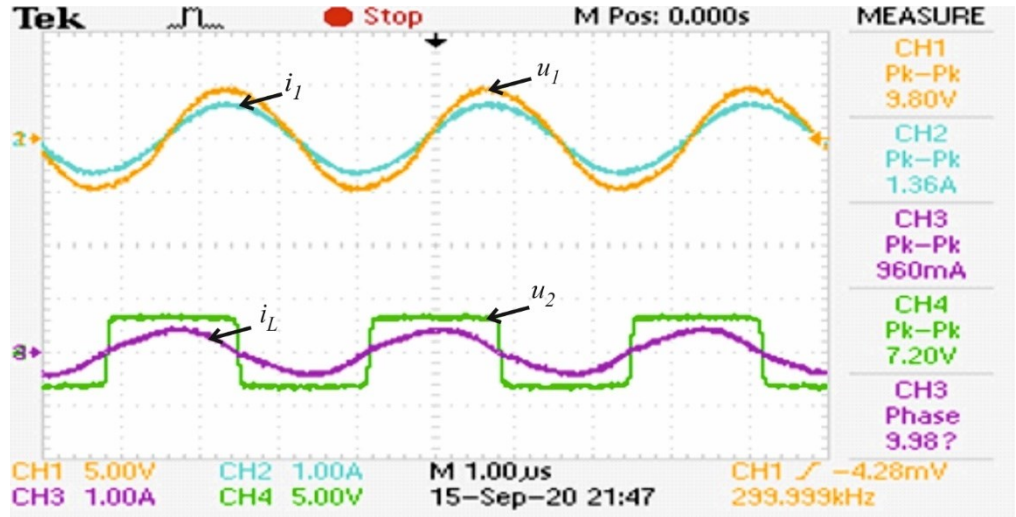
Şekil 4.7: Tasarlanan güç aktarım sistemi

4.5 Deneysel Ölçümler

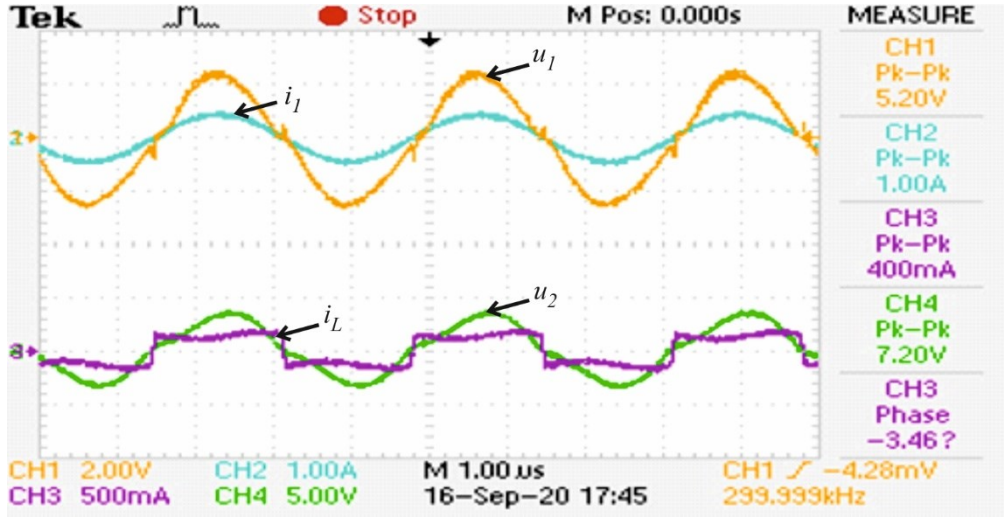
Deneysel analizlerde öncelikle her bir topoloji için, önceki işlemlerde belirlenen güç aktarım elemanları ile birlikte 2 L sodyum klorür çözeltisi içerisinde güç aktarımı gerçekleştirilmiştir. Daha sonra güç aktarımı sonunda elde edilen ölçümler ile devrelerin verimleri değerlendirilmiştir.

4.5.1 Deneysel Enerji Transferi

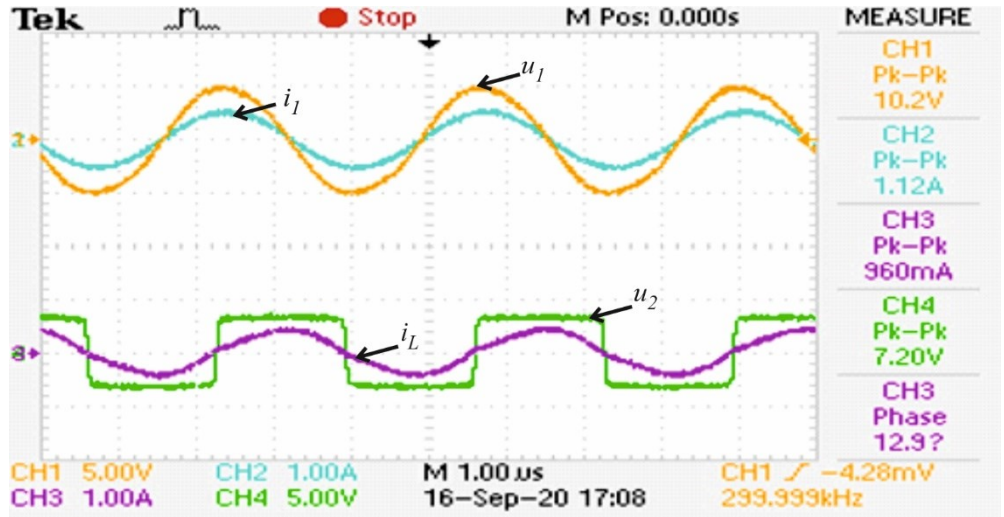
Güç aktarım işlemlerinde doğrultucu girişinde tepeden tepeye 7,2 V ve 0,96 A olarak ölçülen gerilim ve akım değerleri baz alınarak güç aktarımı yapılmıştır. Bu değerler yükselteç tasarımında kullanılan BJT'lerin güvenli bir akımda çalıştığı son değerdir. Her bir topolojide, bu akım ve gerilim değerlerini elde etmek için verilmesi gereken giriş gerilimi değerleri, yükselteç girişindeki sinyal jeneratörü yardımı ile ayarlanmıştır. Yükselteç çıkışına ise biraz daha düşük olarak yansıyan bu gerilim topolojilere uygulanmıştır ve güç aktarım işlemleri yapılmıştır. SP topolojisinde çıkış filtrelemesi için seri bir filtre bobini gerektiğinden dolayı ek olarak 10 μ H değerinde bir filtre bobini hazırlanmıştır. Şekil 4.8'de SS, Şekil 4.9'da SP, Şekil 4.10'da LC-S ve Şekil 4.11'de LCC-C güç aktarım topolojileri deneysel analizde ölçülen dalga şekilleri verilmiştir. u_1 ve i_1 dalga şekilleri de sırasıyla devre giriş gerilimini ve giriş akımını göstermektedir. u_2 ve i_L dalga şekilleri de sırasıyla doğrultucu giriş gerilimini ve giriş akımını göstermektedir. Deneylerde ayrıca kondansatör değerleri ayarlanarak giriş akım ve gerilim dalgalarında faz açıları sıfır yapılmıştır. Bu durum verimi yükseltmiştir.



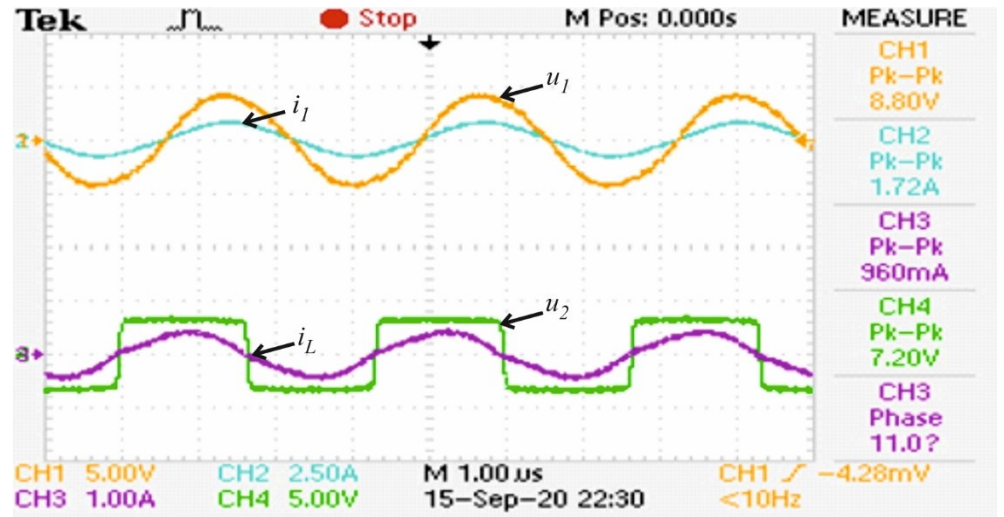
Şekil 4.8: SS topolojisi dalga şekilleri



Şekil 4.9: SP topolojisi da lga şekilleri



Şekil 4.10: LC-S topolojisi da lga şekilleri



Şekil 4.11: LCC-C topolojisi da lga şekilleri

Deneysel analizde her bir topolojide, güç aktarımının verimine bakmak için öncelikle Xiao ve diğerlerinin (2018) yaptıkları gibi denklemler oluşturulmuş ve verim hesaplaması bu denklemlere göre yapılmıştır.

4.5.2 Deneysel Verim Ölçüm Yöntemi

Deneysel analizde güç aktarım devrelerinin verim performansının değerlendirilmesinde doğrultucu girişindeki güç değerinden yola çıkılmıştır. Doğrultucu girişi için belirtilen güç ifadesi aşağıdaki denklemdeki gibi elde edilir (Xiao ve diğ. 2018):

$$P_d = \frac{u_{2pp} i_{Lpp}}{2\pi}. \quad (4.6)$$

Denklemdeki u_{2pp} ve i_{Lpp} ifadeleri doğrultucu girişindeki gerilim ve akımın tepeden tepeye değerleridir. Giriş güç kaynağına ait güç değeri aşağıdaki gibi edilmiştir:

$$P_{in} = \frac{u_{1pp} i_{1pp}}{8}. \quad (4.7)$$

Denklemdeki u_{1pp} ve i_{1pp} ifadeleri devre girişindeki gerilim ve akımın tepeden tepeye değerleridir. Verim hesaplanması için de (4.6) ve (4.7) denklemleri kullanılarak aşağıdaki eşitlik elde edilir:

$$Verim = \frac{4u_{2pp} i_{Lpp}}{\pi u_{1pp} i_{1pp}} \quad (4.8)$$

Çıkarılan denklemler, her bir topolojinin güç aktarımı uygulaması sonucunda elde edilen grafik çıktıları dikkate alınarak topolojilere uygulanmıştır. Doğrultucu girişindeki gerilim ve akımın tepeden tepeye 7,2 V ve 0,96 A olduğu nokta için verim hesaplamaları yapılmıştır. Bu noktada çıkış yükünde ölçülen DC gerilim ve akım değerleri 2,8 V ve 0,3 A'dir. Ölçülen verim ve giriş gerilim, akım değerleri Tablo 4.4'te verilmiştir.

Tablo 4.4: Deneysel analizde ölçülen akım, gerilim ve verim değerleri

Topoloji	Sinyal Gerilimi u_{pp}	Devre Girişindeki Gerilim u_{inpp}	Devre Girişindeki Akım i_{inpp}	Ortalama Ölçülen Verim
SS	12,4 V	9,8 V	1,36 A	66,03 (\pm %0,43)
SP	7,4 V	5,2 V	1,00 A	70,51 (\pm %0,62)
LC-S	12,6 V	10,2 V	1,12 A	76,54 (\pm %0,37)
LCC-C	11,6 V	8,8 V	1,72 A	58,14 (\pm %0,54)

Dört topolojinin verim performansları kıyaslandığında simülasyon çalışmasındaki gibi en etkili performansı LC-S topolojisinin gösterdiği görülmüştür. Bu durum daha çok girişten çekilen akımın düşük olmasından kaynaklanmaktadır. LC-S topolojisinden sonra en yüksek verimi SP topolojisi göstermiştir. SP topolojisinin giriş gerilim ve akım değerleri LC-S topolojisinden daha az olsa da çıkışa aktarılan akım değeri daha düşük kaldığı için verim LC-S topolojisinden daha düşük ölçülmüştür. En etkili üçüncü performansı gösteren topoloji SS topolojisi olmuştur. Giriş akımı LC-S topolojisinden daha yüksek olduğu için verimi de düşük olmuştur. Prototip tasarımında kuplajlı bobinler ve giriş kaynağı, LC-S topolojisinin verim performansına göre optimize edilmiştir ve LCC-C topolojisi farklı bir optimizasyon gerektirdiği için bu topolojinin verimi beklenenden düşük çıkmıştır. Deneysel analizler sırasında LCC-C topolojisinin kaynaktan yüksek bir akım çektiği ve bu nedenle verim performansının düşük olduğu görülmüştür. Kaynağın bu akımı karşılayamadığı, BJT'lerin ısındığı ve verim performansının düştüğü görülmüştür. Daha sonra yapılacak çalışmalarda LCC-C topolojisi için de ayrı bir bobin konfigürasyonu yapılabilir.

Deneysel analizin doğruluğunu kanıtlamak amacıyla, doğrultucu girişindeki gerilim ve akımın tepeden tepeye 7,2 V ve 0,96 A olduğu değerler için simülasyonlar yapılmıştır. Öncelikle deneysel analizde tasarlanan bobinler simülasyon ortamında da tasarlanmıştır. Alıcı bobin, deneysel analizde verilen katmanların parametreleri dikkate alınarak tasarlanmıştır. Kalp pili kasasının tamamı nüve kaplanmış. Yapılan endüktans ölçümlerinin sonuçları Tablo 4.5'te verilmiştir.

Tablo 4.5: Deneysel analiz ve simülasyon analizinden elde edilen endüktans değerleri

	Deneysel Endüktans Sonuçları	Simülasyon Programı Endüktans Sonuçları
L_p	15,35 μH	15,14 μH
L_s	10,27 μH	10,31 μH
M	4,21 μH	5,97 μH

Simülasyon yoluyla bobinler tasarlandıktan sonra her bir topoloji için devre analizlerine geçilmiştir. Devrede bobinlerin dirençlerini belirtmek için her bir bobine seri olarak, değerleri deneysel analizde ölçülen değerler olacak şekilde dirençler yerleştirilmiştir. Analizlerde verim hesaplanması, doğrultucu girişindeki güçten yola çıkılarak yapılmıştır. Ölçülen verimler Tablo 4.6’da verilmiştir. Tablo incelendiğinde verim performans sıralamasının deneysel analizdeki sıralama gibi olduğu ancak devre verimlerinin deneysel analizden daha fazla olduğu görülmektedir. Deneysel analizde bobin dirençlerine ek olarak kullanılan iletim kablolarının dirençleri de vardır. Bu durum verim performansını etkilemiştir. Ayrıca Tablo 4.5’te görülebileceği üzere deneysel analizin ortak endüktans değeri simülasyon analizinden daha az olmuştur. Bu durum da deneysel analizde devre çıkışında istenilen gücü elde etmek için daha fazla giriş gücü gerektirmiştir. Bu yüzden deneysel analizdeki verim değerleri simülasyon analizinden daha düşük ölçülmüştür.

Tablo 4.6: $V_{pp}=7,2\text{V}$ ve $I_{pp}=0,96\text{A}$ değerleri için deneysel analiz ve simülasyon analizlerinin verimleri

Topoloji	Deneysel Verim	Simülasyon Verimi
SS	66,03	82,71
SP	70,51	83,19
LC-S	77,03	86,24
LCC-C	58,14	80,12

5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, SS, SP, LC-S ve LCC-C topolojilerinin kablosuz güç aktarım verim performansları karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma çalışması ilk önce 3 boyutlu manyetik-elektrik simülasyon programı ile sağlanmıştır. Elde edilen sonuçlara göre LC-S topolojisinin, diğer topolojilere göre güç aktarım veriminin biraz daha yüksek olduğu görülmüştür. Simülasyon durumunda, LC-S topolojisinin tam yük durumundaki (4,2 V – 0,45 A çıkış gerilimi ve akımı) verimi %72,25 olarak elde edilmiştir. Deneysel çalışmalarda ise, doğrultucu girişindeki gerilimin ve akımın tepeden tepeye 7,2 V ve 0,96 A olduğu nokta için dört topoloji verim performansları açısından karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırmada LC-S topolojisi %77,03 ile en yüksek verimi göstermiştir. Deneysel ölçüm çalışmalarında verim, doğrultucu girişi için kıyas edildiğinden dolayı simülasyon analizinden fazla çıkmıştır

İleride yapılacak çalışmalarda LC-S topolojisinin farklı uzaklıklardaki vücut içi tıbbi cihazlar için de etkili olup olmayabileceği araştırılabilir. Ayrıca insan doku özelliklerine yakın olduğu bilinen domuz dokusu üzerinde de yapılacak ölçümler tekrarlanabilir. Bunların yanında tasarlanan kablosuz şarj cihazının insan dokusu üzerindeki güvenilirlik analizleri de yapılmalıdır. Bu analizler altında, Özgür Emilim Oranı (SAR), dokulardaki sıcaklık dağılımı analizi ve cihazın EMI girişim etkileri, tasarlanan WPT şarj devresinin klinik uygulamalardaki güvenli kullanımı açısından değerlendirilmelidir. Değerlendirmeler sırasında bu alanda yayınlanan uluslararası standartlar göz önünde bulundurulmalıdır.

6. KAYNAKLAR

CEN EN 45502-1, *Active Implantable Medical Device. Part1: General Requirements for Safety, Marking and Information to be provided by the Manufactures*, Belgium: European Committee for Standardization (CEN), (1997).

Brockmann, H. J. and Turtiainen, H., “Charger with inductive power transmission for batteries in a mobile electrical device”, U.S. patent 6,118,249, (1999).

Campi, T., Cruciani, S., Palandrani, E., De Santis, V., Hirata, A. and Feliziani, M., “Wireless Power Transfer Charging System for AIMDs and Pacemakers”, *IEEE Transactions On Microwave Theory And Techniques*, 64(2), 633-642, (2016).

Cha, H. K., Park, W. T. and Je, M., “A CMOS rectifier with a cross-coupled latched comparator for wireless power transfer in biomedical applications”, *IEEE Transactions on Circuits and Systems—II: Express Briefs*, 59 (7), 409-413, (2012).

Deng, J., Li, W., Li S. and Mi, C., “Magnetic Integration of LCC Compensated Resonant Converter for Inductive Power Transfer Applications”, *2014 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE)*, 14785741, Pittsburgh, PA, USA, (2014).

Feng, H., Cai, T., Duan, S., Zhang, X., Hu, H. and Niu, J., “A Dual-Side-Detuned Series–Series Compensated Resonant Converter for Wide Charging Region in a Wireless Power Transfer System”, *IEEE Transactions On Industrial Electronics*, 65(3), 2177-2188, (2018).

Goto, K., Nakagawa, T., Nakamura O. and Kawata, S., “An implantable power supply with an optical rechargeable lithium battery”, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 48(7), 830–833, (2001).

ITIS, “Information Technologies in Society [online]”, (4 Ekim 2020), <https://itis.swiss/virtual-population/tissue-properties/database/database-summary>, (2020).

Jang, Y. and Jovanovic, M. M., “Contactless electrical energy transmission system”, U.S. patent 6,301,128, (2000).

Jegadeesan R. and Guo, Y. X., “Topology Selection and Efficiency Improvement of Inductive Power Links”, *IEEE Transactions On Antennas And Propagation*, 60(10), 4846-4854, (2012).

Jimenez, O., Echarri, G., Kast, J. E., Riekels, J. E. and Schommer, M. E., “Method of charging an implantable medical system”, U.S. Patent 8 170 681 B2, Mayıs 1, (2012).

Joy, E. R., Kushwaha, B. K., Rituraj, G. and Kumar, P., “Analysis and Comparison of Four Compensation Topologies of Contactless Power Transfer System”, *2015 4th International Conference on Electric Power and Energy Conversion Systems (EPECS)*, 15688373, Sharjah, Birleşik Arap Emirlikleri, (2015).

Li, W., Zhao, H., Deng, J., Li, S and Mi, C. C., “Comparison Study on SS and Double-Sided LCC Compensation Topologies for EVPHEV Wireless Chargers”, *IEEE Transactions On Vehicular Technology*, 65(6), 4429-4439, (2016).

Li, X., Zhan, H., Peng, F., Li, Y., Yang, T., Wang Y. and Dongming, F., “A wireless magnetic resonance energy transfer system for micro implantable medical sensors”, *Sensors (Basel)*, 12 (1), 10292-10308, (2012).

Oguri, K., “Power supply coupler for battery charger”, U.S. patent 6,356,049, (2000).

Pantic, Z. and Lukic, S. M., “Framework and Topology for Active Tuning of Parallel Compensated Receivers in Power Transfer Systems”, *IEEE Transactions On Industrial Electronics*, 27(11), 4503-4513, (2012).

Park, M., Nguyen, V. T., Yu, S. D., Yim, S. W., Park, K., Min, B. D., Kim S. D. and Cho, J. G., “A Study of Wireless Power Transfer Topologies for 3.3 kW and 6.6 kW Electric Vehicle Charging Infrastructure”, *2016 IEEE Transportation Electrification Conference and Expo*, 16154782, Asia-Pacific (ITEC Asia-Pacific), Busan, Güney Kore, (2016).

Rakhiani, A. K. R., Mirabbasi, S. and Chiao, M., “Design and optimization of resonance-based efficient wireless power delivery systems for biomedical implants”, *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 5 (1), 48-63, (2011).

Saito, K., Watanabe, S., Endo, Y., Takahashi, M. and Ito, K., “Calculations of SAR around Implanted Cardiac Pacemaker Induced by Wireless Radio Terminal”, *IEEE Africon 2011- The Falls Resort and Conference Centre, Livingstone*, 12358729, Zambia, (2011).

Schmidt, C. and Skarstad, P. M., “The future of lithium and lithium-ion batteries in implantable medical systems”, *J. Power Sources*, 97–98(3), 742–746, (2001).

Suzuki, T., Hikage, T. and Nojima, T., “Numerical Assessment Method for Implantable Cardiac Pacemaker EMI Triggered by 10MHz-band Wireless Power Transfer Coils”, *The 2013 IEEE MTT-S International Microwave Workshop Series on RF and Wireless Technologies for Biomedical and Healthcare Applications (IMWS-BIO 2013)*, 14146784, Singapore, (2013).

Wang, Y., Yao, Y., Liu, X., Xu, D. and Cai, L., "LC/S Compensation Topology and Coil Design Technique for Wireless Power Transfer", *IEEE Transactions on Power Electronics*, 33(3), 2007-2024, (2018).

Xiao, C., Cheng, D. and Wei, K., “An LCC-C Compensated Wireless Charging System for Implantable Cardiac Pacemakers Theory, Experiment, and Safety Evaluation”, *IEEE Transactions On Power Electronics*, 33(6), 4894-4905, (2018).

Xue, R. F., Cheng, K. W. and Je, M., “High-efficiency wireless power transfer for biomedical implants by optimal resonant load transformation”, *IEEE Transactions on Circuits and Systems—I: Regular Papers*, 60 (4), 867-874, (2013).

Yi, Y., Buttner, U., Fan, Y. and Foulds, I. G., “Design and optimization of a 3-coil resonance-based wireless power transfer system for biomedical implants”, *International Journal of Circuit Theory and Applications*, 43 (10), 1379–1390, (2015).

7. ÖZGEÇMİŞ

Adı Soyadı : Yunus Emre DEMİRCİ

Doğum Yeri ve Tarihi : Denizli 16/01/1996

Lisans Üniversite : Pamukkale Üniversitesi

Elektronik posta : yunusdemirci1996@gmail.com

İletişim Adresi : Bahçelievler Mahallesi, Gülistan Caddesi,
No:45

Yayın Listesi :

• Çetin, S., Demirci, Y., Büyükgümüş, O., “Performance Evaluation Of A Wireless Charging Converter For Active Implantable Medical Devices”, *Mugla Journal of Science and Technology*, 6(2), 11-17, (2020).

Konferans listesi :