

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

**ELEKTROCERRAHİ İÇİN GaN TABANLI YÜKSEK**  
**FREKANSLI BİR İNVERTER TASARIMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HALE TARINÇ**

**DENİZLİ, KASIM - 2023**

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



**ELEKTROCERRAHİ İÇİN GaN TABANLI YÜKSEK**  
**FREKANSLI BİR İNVERTER TASARIMI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ**

**HALE TARINÇ**

**DENİZLİ, KASIM - 2023**

**Bu tez çalışması Pamukkale Üniversitesi tarafından 2022FEBE042 nolu 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.**

**Hale TARINÇ**

## ÖZET

**ELEKTROCERRAHI İÇİN GAN TABANLI YÜKSEK FRAKANSLI BİR  
İNVERTER TASARIMI  
YÜKSEK LİSANS TEZİ  
HALE TARINÇ  
PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ  
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**(TEZ DANIŞMANI: PROF. DR. SEVİLAY ÇETİN)**

**DENİZLİ, KASIM - 2023**

Bu çalışmada, elektrocerrahide kullanılmak üzere GaN tabanlı yüksek frekanslı bir DE sınıfı rezonans inverter tasarımı sunulmaktadır. Hem rezonans yapısı nedeniyle, dönüştürücü geniş aralıklı gerilim regülasyonu için uygun hem de GaN elemanlarının kullanılmasıyla yüksek verimlilik ve yüksek güç yoğunluğu sağlamaktadır. Elektrocerrahinin üç farklı kesim modu (saf kesim, karışık kesim, koagülasyon) için çalışma frekansı 500 kHz seçilmiştir. Önerilen DE sınıfı rezonans inverter için yapılan teknik analiz ve simülasyon sonucu bir deney düzeneği tasarlanmış ve laboratuvar ortamında uygulanmıştır. Belirli bir yük aralığında verim performansı incelenmiştir. Son olarak bu üç farklı kesim modu gerçek bir doku yükü üzerinde değerlendirilmiştir.

**ANAHTAR KELİMELELER: Elektrocerrahi, DE sınıfı rezonans inverter, yüksek frekans**

## **ABSTRACT**

### **DESIGN OF A GAN BASED HIGH FREQUENCY INVERTER FOR ELECTROSURGERY**

**MSC THESIS**

**HALE TARINÇ**

**PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE  
BIOMEDICAL ENGINEERING**

**(SUPERVISOR:PROF. DR. SEVİLAY ÇETİN)**

**DENİZLİ, NOVEMBER 2023**

In this work, high frequency class DE resonant inverter design based on GaN is presented for electrosurgery. Due to its resonant structure, the inverter is suitable for wide range voltage regulation and the use of GaN elements provides high efficiency and high-power density. For three different cutting modes of electrosurgery (pure cutting, blend, coagulation), the operating frequency is selected as 500 kHz. As a result of the technical analysis and simulation for the proposed class DE resonant inverter, an experimental setup was designed and implemented in the laboratory. The efficiency performance over a given load range is analysed. Finally, these three different cutting modes are evaluated on a real tissue load.

**KEYWORDS: Electrosurgery, class DE resonant inverter, high frequency**

# İÇİNDEKİLER

Sayfa

<b>ÖZET</b> .....	<b>i</b>
<b>ABSTRACT</b> .....	<b>ii</b>
<b>İÇİNDEKİLER</b> .....	<b>iii</b>
<b>ŞEKİL LİSTESİ</b> .....	<b>iv</b>
<b>TABLO LİSTESİ</b> .....	<b>vi</b>
<b>SEMBOL LİSTESİ</b> .....	<b>vii</b>
<b>ÖNSÖZ</b> .....	<b>ix</b>
<b>1. GİRİŞ</b> .....	<b>1</b>
1.1 Tezin Amacı .....	1
1.2 Literatür .....	1
<b>2. ELEKTROCERRAHİ</b> .....	<b>7</b>
2.1 Elektrocerrahi Temel Bileşenleri.....	7
2.1.1 Güç Kaynağı (Inverter).....	8
2.1.2 Nötr Elektrot .....	9
2.1.3 Aktif Elektrot .....	11
2.1.3.1 Aktif Elektrot Kalem Ucu .....	11
2.1.4 El ve Ayak Pedalı .....	13
2.2 Elektrocerrahi Modları .....	14
2.2.1 Monopolar Elektrocerrahi.....	16
2.2.2 Bipolar Elektrocerrahi.....	17
2.3 Elektrocerrahinin Kullanım Alanları.....	17
<b>3. ELEKTROCERRAHİDE KULLANILAN GÜÇ KAYNAKLARI (INVERTERLER)</b> .....	<b>19</b>
3.1 Inverterler .....	19
3.1.1 Elektrocerrahide Kullanılan Inverter Çeşitleri.....	20
3.1.1.1 Rezonans Inverterler .....	20
3.1.1.1.1 D Sınıfı Rezonans Inverterler .....	24
3.1.1.1.2 E Sınıfı Rezonans Inverterler.....	28
3.1.1.1.3 DE Sınıfı Rezonans Inverterler.....	30
<b>4. DE SINIFI REZONANS INVERTER TEMEL PRENSİPLERİ</b> .....	<b>34</b>
<b>5. SİMÜLASYON VE DENEYSEL SONUÇLAR</b> .....	<b>42</b>
5.1 Simülasyon Sonuçları.....	42
5.2 Deneysel Sonuçlar .....	48
5.2.1 Kontrol Devresinin Tasarımı .....	48
5.2.2 PCB Tasarımı.....	51
5.2.3 Prototip Tasarımı ve Ölçüm Sonuçları .....	51
<b>6. SONUÇ VE ÖNERİLER</b> .....	<b>61</b>
<b>7. KAYNAKLAR</b> .....	<b>62</b>
<b>8. ÖZGEÇMİŞ</b> .....	<b>69</b>

# ŞEKİL LİSTESİ

## Sayfa

Şekil 1.1: Elektrocerrahi cihazı kesim modları .....	5
Şekil 2.1: Elektrocerrahi cihazı. ....	7
Şekil 2.2: Elektrocerrahi blok diyagramı. ....	8
Şekil 2.3: Elektrocerrahi frekans aralığı.....	8
Şekil 2.4: (a) Nötr elektrot tam yapıştırıldığında. (b) Nötr elektrot tam yapıştırılmadığında.....	10
Şekil 2.5: Tek ve çift nötr plaka .....	10
Şekil 2.6: Nötr elektrot kablosu .....	11
Şekil 2.7: Aktif elektrot kalem ucu .....	12
Şekil 2.8: Bipolar elektrot kalem ucu.....	13
Şekil 2.9: El-ayak pedalı .....	13
Şekil 2.10: Elektrocerrahi modlarının doku üzerinde etkisi .....	15
Şekil 2.11: Monopolar elektrocerrahi. ....	16
Şekil 2.12: Bipolar elektrocerrahi. ....	17
Şekil 3.1: İnverter blok diyagramı. ....	19
Şekil 3.2: (a) Seri rezonans devresi. (b) Paralel rezonans devresi. ....	22
Şekil 3.3: D sınıfı rezonans inverter devre şeması. ....	25
Şekil 3.4: D sınıfı rezonans inverter dalga şekilleri. ....	26
Şekil 3.5: E sınıfı rezonans inverter devre şeması. ....	28
Şekil 3.6: DE sınıfı rezonans inverter devre şeması. ....	30
Şekil 4.1: Tam köprü DE sınıfı rezonans inverter devre şeması.....	35
Şekil 4.2: DE sınıfı rezonans inverterin çalışmasına ait dalga şekilleri. ....	36
Şekil 4.3: DE sınıfı rezonans inverterin çalışma durumları. ....	38
Şekil 5.1: DE sınıfı rezonans inverter PSIM devre şeması. ....	43
Şekil 5.2: Saf kesim modu için, MOSFET'lerin gate-source gerilimleri, S <sub>2</sub> anahtarının drain-source gerilimi ve akımı, S <sub>4</sub> anahtarının drain-source gerilimi ve akımı. ....	44
Şekil 5.3: Saf kesim modu için, primer gerilimi V <sub>p</sub> , rezonans kondansatörü gerilimi V <sub>cr</sub> , çıkış gerilimi V <sub>out</sub> ve çıkış akımı i <sub>out</sub> . ....	45
Şekil 5.4: Karışık kesim modu için, MOSFET gate-source gerilimi V <sub>GS1</sub> , V <sub>GS2</sub> , V <sub>GS3</sub> , V <sub>GS4</sub> . ....	45
Şekil 5.5: Karışık kesim modu için, primer gerilimi V <sub>p</sub> , rezonans kondansatörü gerilimi V <sub>cr</sub> , çıkış gerilimi V <sub>out</sub> ve çıkış akımı i <sub>out</sub> . ....	46
Şekil 5.6: Koagülasyon modu için, MOSFET gate-source gerilimi V <sub>GS1</sub> , V <sub>GS2</sub> , V <sub>GS3</sub> , V <sub>GS4</sub> . ....	47
Şekil 5.7: Koagülasyon modu için, primer gerilimi V <sub>p</sub> , rezonans kondansatörü gerilimi V <sub>cr</sub> , çıkış gerilimi V <sub>out</sub> ve çıkış akımı i <sub>out</sub> . ....	47
Şekil 5.8: DE sınıfı rezonans inverter prototip devre şeması. ....	48
Şekil 5.9: Saf kesim modu için kontrol sinyalleri. ....	49
Şekil 5.10: Karışık kesim modu için kontrol sinyalleri .....	50
Şekil 5.11: Koagülasyon modu için kontrol sinyalleri.....	50
Şekil 5.12: DE sınıfı rezonans inverter prototipi için üretilen PCB.....	51
Şekil 5.13: Dizgi işlemi tamamlanmış DE sınıfı rezonans inverter prototipi için üretilen PCB. ....	52



Şekil 5.14: Elektrocerrahi devresinin laboratuvar ortamında ölçümlerinin alınması. ....	53
Şekil 5.15: Saf kesim modu için, S <sub>3</sub> ve S <sub>2</sub> MOSFET'lerinin drain-source (V <sub>DS3</sub> -V <sub>DS2</sub> ) ve gate source (V <sub>GS3</sub> -V <sub>GS2</sub> ) gerilimleri. ....	54
Şekil 5.16: Saf kesim modu için, 100 Ω yük direncinde sonuçlar. ....	54
Şekil 5.17: Karışık kesim modu için, 100 Ω yük direncinde sonuçlar. ....	55
Şekil 5.18: Koagülasyon modu için, 100 Ω yük direncinde sonuçlar. ....	56
Şekil 5.19: Saf kesim modu farklı yük aralıklarında verim grafiği. ....	57
Şekil 5.20: Karışık kesim modu farklı yük aralıklarında verim grafiği. ....	57
Şekil 5.21: Koagülasyon modu farklı yük aralıklarında verim grafiği. ....	58
Şekil 5.22: Patates üzerinde kesim sonuçları. ....	58
Şekil 5.23: Elektrocerrahi tavuk göğüs eti kesim aşaması ve sonuçları. ....	59
Şekil 5.24: Karaciğer üzerinde üç mod için elde edilen sonuçlar. ....	60

## TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1: Elektrocerrahi kesim modları .....	15
Tablo 3.1: Seri ve paralel rezonans inverter özellikleri .....	24
Tablo 3.2: D, E ve DE sınıfı rezonans inverterlerin karşılaştırılması .....	32
Tablo 5.1: Tasarım parametreleri .....	42

## SEMBOL LİSTESİ

<b>GaN</b>	:	Galyum Nitrit
<b>Hz</b>	:	Frekans Birimi
<b>V</b>	:	Gerilim Birimi
<b>A</b>	:	Akım Birimi
<b>DC</b>	:	Doğru Akım
<b>AC</b>	:	Alternatif Akım
<b>MOSFET</b>	:	Metal Oksit Yarı İletken Alan Etkili Transistör
<b>W</b>	:	Güç Birimi
<b>ZVS</b>	:	Sıfır Gerilim Anahtarlama
<b>HFI</b>	:	Yüksek Frekanslı İnverter
<b>VHFI</b>	:	Çok Yüksek Frekanslı İnverter
<b>GaN HEMT</b>	:	Galyum Nitrid Yüksek Elektron Hareketli Transistör
<b>MRF</b>	:	Multirezons Frekans
<b>PWM</b>	:	Sinyal Genişlik Modülasyonu
<b>THD</b>	:	Toplam Harmonik Bozulma
<b>CQM</b>	:	Temas Kalite Monitörü
<b>TUR</b>	:	Transüretal Rezeksiyon İşlemi
<b>UPS</b>	:	Kesintisiz Güç Kaynağı
<b>EMI</b>	:	Elektromanyetik Girişim
<b>ZCS</b>	:	Sıfır Akım Anahtarlama
<b>L<sub>r</sub></b>	:	Rezonans Bobini
<b>Cr</b>	:	Rezonans Kondansatörü
<b>f</b>	:	Frekans
<b>f<sub>r</sub></b>	:	Rezonans Frekansı
<b>X<sub>L</sub></b>	:	Endüktif Reaktans
<b>X<sub>C</sub></b>	:	Kapasitif Reaktans
<b>j</b>	:	Sanal Sayı Birimi
<b>ω</b>	:	Açısal Frekans
<b>ω<sub>r</sub></b>	:	Açısal Rezonans Frekansı
<b>π</b>	:	Pi Sayısı
<b>Z</b>	:	Empedans
<b>Z<sub>0</sub></b>	:	Karakteristik
<b>R</b>	:	Direnç
<b>Q</b>	:	Kalite Faktörü
<b>RLC</b>	:	Direnç, Bobin, Kondansatörden Oluşan Rezonans Devresi
<b>ZDS</b>	:	Sıfır Türev Anahtarlama
<b>SEPIC</b>	:	Tek Uçlu Birincil İndüktör Dönüştürücü
<b>S</b>	:	Anahtar
<b>V<sub>DS</sub></b>	:	Drain-Source Gerilimi
<b>V<sub>GS</sub></b>	:	Gate-Source Gerilimi
<b>v<sub>out</sub></b>	:	Çıkış Gerilimi
<b>i<sub>out</sub></b>	:	Çıkış Akımı
<b>t</b>	:	Zaman aralığı
<b>Q<sub>L</sub></b>	:	Yükte Kalite faktörü
<b>P<sub>o</sub></b>	:	Çıkış Gücü
<b>V<sub>in</sub></b>	:	Giriş Gerilimi
<b>C</b>	:	Kondansatör

<b>N<sub>P</sub></b>	:	Primer Sarım Sayısı
<b>N<sub>S</sub></b>	:	Sekonder Sarım Sayısı
<b>k</b>	:	Endüktif Birleştirme Katsayısı
<b>L<sub>P</sub></b>	:	Primer İndüktör
<b>L<sub>S</sub></b>	:	Sekonder İndüktör
<b>L<sub>oc</sub><sup>pri</sup></b>	:	L <sub>P</sub> Primer Öz Endüktans
<b>L<sub>P</sub><sup>Q</sup></b>	:	Primer Kaçak Endüktans
<b>L<sub>sc</sub><sup>pri</sup></b>	:	Primer Kısa Devre Kaçak Endüktansı
<b>L<sub>M</sub></b>	:	Mıknatıslayıcı Endüktans
<b>L<sub>oc</sub><sup>sec</sup></b>	:	L <sub>S</sub> İkincil Öz Endüktans
<b>L<sub>S</sub><sup>Q</sup></b>	:	Sekonder Kaçak Endüktans
<b>L<sub>sc</sub><sup>sec</sup></b>	:	Sekonder Kısa Devre Kaçak Endüktansı
<b>α</b>	:	Dönüş Oranı
<b>V<sub>P</sub></b>	:	Primer Gerilim
<b>V<sub>S</sub></b>	:	Sekonder Gerilim
<b>i<sub>P</sub></b>	:	Primer Akım
<b>i<sub>S</sub></b>	:	Sekonder Akım
<b>M</b>	:	Karşılıklı Endüktans
<b>C<sub>f</sub></b>	:	Filtre Kondansatörü
<b>C<sub>s</sub></b>	:	Bara Kondansatörü
<b>V<sub>p</sub></b>	:	Primer Gerilim
<b>PSIM</b>	:	Güç Simülasyonu Programı
<b>Ω</b>	:	Direnç Birimi
<b>PCB</b>	:	Baskılı Devre Kartı
<b>KiCad</b>	:	Baskı Devre Simülasyon Programı
<b>STM32</b>	:	Mikrodenetleyici Geliştirme Kartı

## ÖNSÖZ

Bu tez, Pamukkale Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı, Biyomedikal Mühendisliği Yüksek Lisans Programı'nda yapılan bir çalışmadır.

Bu tez çalışmasında, danışmanlığımı üstlenerek, süreç boyunca bana her konuda yardım eden ve yol gösteren tez danışmanım Prof. Dr. Sevilay ÇETİN başta olmak üzere, her zaman yanımda olan ve desteğini hiç esirgemeyen anneme sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

# 1. GİRİŞ

Bu bölümde yapılan tez çalışmasının amacı, elektrocerrahinin ortaya çıkışı ve gelişimi, elektrocerrahi sistemlerinin genel özellikleri üzerine literatür araştırması yer almaktadır.

## 1.1 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında, elektrocerrahi için GaN yarıiletken tabanlı tam köprü DE sınıfı bir rezonans inverter topolojisinin elektrocerrahi uygulamaları için tasarım yapılmış ve verim performansı belirli bir yük aralığında incelenmiştir.

## 1.2 Literatür

19. yüzyıl başlarında Fransız fizikçi Becquere'l'in hemostazı sağlamak için, bir telden DC akımı geçirmiş ve ısınmış tel ile doku dağlanmıştır. Bu da elektrocerrahinin ilk kullanım hali olmuştur. 1881'de bir başka Fransız biyofizikçi olan D'Arsonval, daha yüksek frekansta alternatif elektrik akımının insan vücudundan acı verici elektrik şokuna neden olmadan geçebileceğini keşfederek AC akımının kullanımına öncülük etmiştir. Bu çalışmasıyla günümüz elektrocerrahinin de öncüsü olmuştur. Çünkü 200 kHz veya daha yüksek frekanstaki elektrik akımının, kas uyarımına neden olmadan dokuda ısı ürettiğini kanıtlamıştır (Advincula ve diğ. 2008).

Berlinli bir doktor olan Karl Franz Nagelschmidt, 1907'de Almanya Dresden'de dokuların yüksek frekanslı akımlarla "ısıtıldığını" göstermiş ve dolaşım hastalıklarının tedavisinde kullanılmasını önermiştir. 1909'da Münchener Medizinische Wochenschrift'te "diaterm" terimini (Yunanca "içinden ısıtma" anlamına gelen) ortaya atmıştır. Budapeşte'deki bir kongrede Nagelschmidt tasarladığı prototipi göstermiştir. Ayrıca kesme, fulgarasyon ve kurutma doku etkilerini üretebilen diatermi makineleri geliştirmiştir (Advincula ve diğ. 2008, Ramachandran ve Aronson 2011).

Elektrocerrahi kullanımının yaygınlaşması, bir biyofizikçi olan William T. Bovie'ye atfedilmektedir. 1914 ile 1927 yılları arasında Bovie, 250 kHz - 2 MHz aralığındaki yüksek frekanslı alternatif akımın pıhtılaşmış dokuyu kesmek ve hemostazı elde etmek için kullanılabileceğini keşfetmiştir ve Harvard Üniversitesi'nde ilk ticari elektrocerrahi cihazını geliştirmiştir. Beyin cerrahı olan Harvey Cushing ise elektrocerrahi cihazını beyin cerrahisinde popüler hale getirmiştir ve ilk olarak 1926'da bir ameliyathanede cihaz kullanılmıştır. Daha sonra da cerrahlar tarafından kabul edilmiştir (Ramachandran ve Aronson 2011).

1920-1970 yılları arasında toprak elektrodunun hastadan kısmen ya da tamamen ayrılması sonucu monopolar elektrocerrahinin oluşturduğu yanıklar çok sık görülmüştür. 1960'ların sonunda "İzole Elektrokoter" piyasaya çıkmıştır (Odell 2013). Çıkış aşamasını izole eden cihaz, cerrahın verdiği akımın yalnızca topraklama pedinden (dağıtıcı elektrot veya nötr elektrot) geçecek şekilde bir devre tamamlanmaktadır. Bu şekilde hastalarda yanık oluşumunun büyük bir çoğunluğu önlenmiştir.

1973 yılına kadar monopolar elektrocerrahi cihazı yoğun bir şekilde kullanılmaktaydı ancak 1973'te jinekoloji bölümünün bir laparoskopik sterilizasyonu sırasında oluşan hatalara ilk başlarda anlam verilememiştir ve hasta sonuçları analiz edilmiştir. Yapılan analiz sonucunda hatanın monopolar elektrocerrahi kullanımından olduğu ortaya çıktı ve Jacques E. Rioux tarafından bipolar forseps ilk kez kullanıma sunulmuştur. Daha sonra Dr. Richard Kleppinger koçluğunda en popüler bipolar elektrocerrahi forsepsi üretilmiş ve bipolar elektrocerrahinin önü açılmıştır (Rioux 2007).

Elektrocerrahi, her ameliyatta kullanılan ameliyathane demirbaş cihazıdır. Genel cerrahi, diş cerrahisi, üroloji ve onkolojik cerrahi olmak üzere pek çok alanda kullanılmaktadır (Meb 2011).

Elektrocerrahinin ameliyathanelerde kullanılmasının ana nedeni, istenmeyen veya zararlı dokuları çıkarmaktır. Kan damarlarını yakarken ve mühürlerken, bu işlem ameliyat sırasında kanamayı azaltmaya veya durdurmaya neden olmaktadır. Normalde dokuyu yakmak veya yok etmek için küçük bir elektrot kullanılmaktadır ve hastayı elektriğin zararlı etkisinden korumak için ameliyattan önce vücuda bir nötr elektrot

yerleştirilmektedir. Hasta bu şekilde güvenceye alınmış olmaktadır (Lane ve diğ. 2006, Neumayer ve diğ. 2012).

Elektrocerrahi cihazı, dokuyu kesmek ve koagülasyonunu sağlamak için enerji kullanmaktadır. Bu enerji, monopolar ve bipolar olmak üzere sınıflandırılmaktadır. Monopolar elektrocerrahi, en çok kullanılan yöntemdir. Aktif ve nötr elektrot olmak üzere iki elektrot kullanılmaktadır. Elektrocerrahi cihazından gelen akım aktif elektrottan dokuya geçer, vücuda yayılır ve cilt üzerinden nötr elektroda geri döner. Aktif elektrodun çevresindeki yüksek akım yoğunluğu doku kesmeye veya pıhtılaşmaya yol açarken, nötr elektrot altındaki düşük akım yoğunluğu doku hasarına neden olmamasını sağlamaktadır. Bipolar elektrocerrahide ise akım sadece iki forseps elektrodu arasındaki dokudan geçmektedir. Bu ikisi arasındaki en belirgin fark elektrik akımının dokuya giriş ve çıkış yöntemidir. Ayrıca, monopolar elektrocerrahi hem kesme hem de pıhtılaşma için kullanılırken bipolar elektrocerrahi öncelikle pıhtılaşma için kullanılmaktadır. (Eggleston ve Maltzahn 2006).

Bir elektrocerrahi temel düzeyde alternatif sinyaller üretmektedir. Kesme, pıhtılaşma vb. gibi klinik gereksinimleri karşılamak için 200 kHz'den yüksek ve 5 MHz' den düşük frekansta cihaz tasarımı yapılmaktadır (Bao ve Mazumder 2022). Bu cihazlar kullanım amacına ve yerine bağlı olarak 15-400 W arasında enerji üretebilmektedir (Bağcı ve diğ. 2007). Dokulara 200 kHz ve daha yüksek frekanstaki alternatif akım uygulandığında kas stimülasyonu oluşmadığı için elektrocerrahi cihazları genellikle 200 kHz'in üzerindeki frekanslarda tasarlanmıştır. (Advincula ve diğ. 2008)

Elektrocerrahi üzerine çalışmalar tüm hızla devam etmektedir. Bu çalışmalar genellikle yüksek verim, yüksek performans, boyutların minimalleşmesi ve yeni çalışma modlarının eklenmesi üzerinedir.

2015'te yapılan bir çalışmada, elektrocerrahinin çıkış geriliminin dalga şeklini çeşitli frekanslarla değiştirebilen, gelişmiş esneklik ve kontrol sağlayan hızlı izlemeli bir elektrocerrahi jeneratörü önermektedir. Önerilen bu jeneratör, GaN anahtarlarını kullanan iki raylı çok fazlı buck dönüştürücü topolojisine dayanmaktadır. GaN elemanları son zamanlarda geliştirilmiş olup, yüksek performansları ve güç yoğunlukları nedeniyle büyük talep görmektedir (Hu ve diğ. 2018). Ayrıca geniş bant



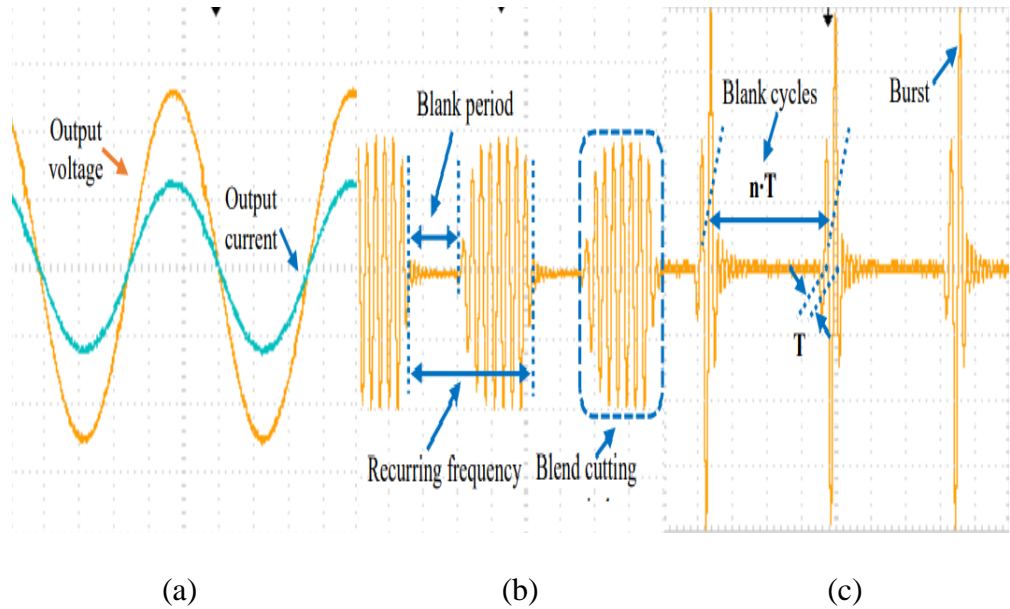
aralığına sahip bir yarı iletken olduğundan oldukça sık kullanılmaktadır (Lidow ve diğ. 2014). 50 W güç sağlayabilen ve faz başına 2 MHz anahtarlama frekansıyla çeşitli yük aralığında çalışan dört fazlı bir elektrocerrahi jeneratörü prototipi sunulmuştur. (Jensen ve diğ. 2015)

Sarnago ve arkadaşları (2017), yüksek frekanslı, çok yönlü bir elektrocerrahi jeneratörü sağlamak için GaN cihazlarını içeren bir boost dönüştürücü topolojisi önermektedir. Önerilen boost dönüştürücü, 50 W nominal çıkış gücüne sahip ve 1 MHz anahtarlama frekansında çalışmaktadır. Dalga formu üretiminde yüksek çok yönlülük sağlayarak tasarım alanını gelişmiş cerrahi prosedürlere açmaktadır. Böylelikle çıkış voltajı kontrolüyle çok yönlü dalga formu oluşturulmuş olacak ve GaN elemanlarının kullanılmasıyla da yüksek verimlilik ve yüksek güç yoğunluğu sağlanmış olacaktır. Elektrocerrahinin üç modu da denenmiştir ayrıca patates üzerinde deneysel çalışma yapılmıştır.

2018'de Sanajit ve Meesrisuk'un yaptığı çalışmada, elektrocerrahi için 500 kHz çalışma frekansına sahip yüksek frekanslı bir PWM yarım köprü inverter tasarımı önerilmektedir. Önerilen inverter prototip laboratuvar ortamında tasarlanmış üretilmiş ve tavuk dokusu üzerinde test edilmiştir (Sanajit ve Meesrisuk 2018).

2021 yılında yapılan bir çalışmada, tedavi sırasında doku yükü geniş bir aralıkta değiştiğinde sabit çıkış gücünü koruması gerekmektedir, bu da geniş çıkışlı yüksek frekanslı voltajın elektrocerrahi cihazı tarafından sağlanması gerektiği anlamına gelmektedir. Ayrıca, iyi bir terapötik etki sağlamak için çıkış voltajının frekansının stabil olması gerekmektedir. Bu makale, geniş aralıklı çıkış voltajı regülasyonu sağlamak amacıyla, ilk adım için rezonans SEPIC (Tek Uçlu Birincil İndüktör Dönüştürücü) ve ardından ikinci aşama için DE Sınıfı rezonans invertör içeren iki aşamalı bir güç dönüşümü önerilmektedir. Rezonans yapısı nedeniyle, tüm yarı iletkenler sadece ZVS ile yumuşak anahtarlama işlemine ulaşmakla kalmaz, aynı zamanda dönüştürücü geniş aralıklı voltaj regülasyonu için uygun hale gelmektedir. Geniş aralıklı voltaj regülasyonu, elektrocerrahi cihazının çalışma kapsamını genişletmektedir. Bu çalışmada sadece saf kesim modu değerlendirilmiştir (Gu ve Wang 2021).

Bao ve Mazumder (2021)'in yaptıkları çalışmada, elektrocerrahi cihazına güç sağlamak için çok yüksek frekanslı bir AC inverter (VHFI) gerekli olduğu ileri sürülmüştür ve bu çalışmada, elektrocerrahi için tam köprü tabanlı bir VHFI önerilmiştir. Yüksek frekanslı çıkış üretme mekanizması ve yüksek dereceli filtre tasarımı açıklanmıştır. Bu çalışma, elektrocerrahinin farklı kesim modlarında (saf kesim, karışık kesim ve koagülasyon) VHFI topolojisini kullanarak 390 kHz'de anahtarlama yapan 300 W GaN-HEMT tabanlı bir deney platformu üretilmiş ve değerlendirilmiştir. Şekil 1.1'de çalışmada uygulanan farklı kesim modlarının çıkış gerilimi dalga şekilleri verilmiştir.



**Şekil 1.1:** Elektrocerrahi cihazı kesim modları. (a) Saf kesim modu. (b) Karışık kesim modu. (c) Koagülasyon modu (Bao & Mazumder, 2021).

Aynı yazarların 2022'de önceki çalışmanın devamı niteliğinde bir çalışması daha bulunmaktadır. Bu çalışma, elektrocerrahide kullanılan yüksek frekanslı bir inverter (HFI) için multirezonans frekanslı (MRF) bir filtre sunmaktadır. HFI'nin temel (sinüzoidal) çıkış frekansı diğer çalışmada da olduğu gibi 390 kHz'dir ve HFI'nin anahtarlama frekansı ile aynıdır. MRF, faz kayması kontrolü ile çalışan HFI tarafından üretilen üç durumlu bipolar dalga formunun temel frekansını çıkarmak için tasarlanmıştır. Önerilen MRF'nin kapalı döngü kontrolü altında uygulanabilirliğini doğrulamak için deneysel bir 300 W GaN-FET tabanlı HFI prototipi geliştirilmiştir.

Bu çalışma, elektrocerrahi için tam köprü tabanlı bir HFI'nin MRF'sini özetlemektedir. Karmaşık veya çok yüksek frekanslı PWM ya da pahalı çözümler gerektirmeden HFI'nin temel çıkış ve anahtarlama frekansının 390 kHz'de aynı olmasını sağlamaktadır. 300 W deneysel GaN tabanlı bir HFI geliştirilmiş ve test edilmiştir. Deneysel sonuçları, HFI'nin faz kayması açısı yoluyla çıkış voltajını düzenleme yeteneğine sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca HFI, çeşitli çıkış güçleri ve yük koşulları altında düşük çıkış voltajı THD ile çok çeşitli yükleri de desteklemektedir (Bao ve Mazumder 2022).

Bu çalışmada, elektrocerrahi için 500 kHz frekansa sahip GaN yarıiletken temelli tam köprü DE sınıfı bir rezonans inverter topolojisinin elektrocerrahi uygulamaları için tasarımı yapılmış ve verim performansı belirli bir yük aralığında incelenmiştir. Bu amaçla, inverterin analitik tasarım parametreleri sunulmuş ve belirlenen parametrelerin kullanımıyla simülasyon çalışmaları yapılmıştır. Son olarak laboratuvarında kurulan bir prototip üzerinde saf kesim modu, karışık kesim modu ve koagülasyon modunun fonksiyonlarının testi yapılmıştır. Her çalışma durumu için verim değeri ölçülmüş ve performansı belirli bir yük aralığında belirlenmiştir.

## 2. ELEKTROCERRAHİ

Elektrocerrahi, en basit tanımıyla, yüksek enerji ve frekanstaki elektrik akımının hastanın vücudundan kontrollü bir şekilde geçirilmesiyle, kesme ve koagülasyon gibi cerrahi işlemlerde kullanılan bir ameliyathane cihazıdır (Meb 2011). Şekil 2.1’de Pamukkale Üniversitesi Hastanesi’nde kullanılan bir elektrocerrahi cihazı gösterilmiştir.

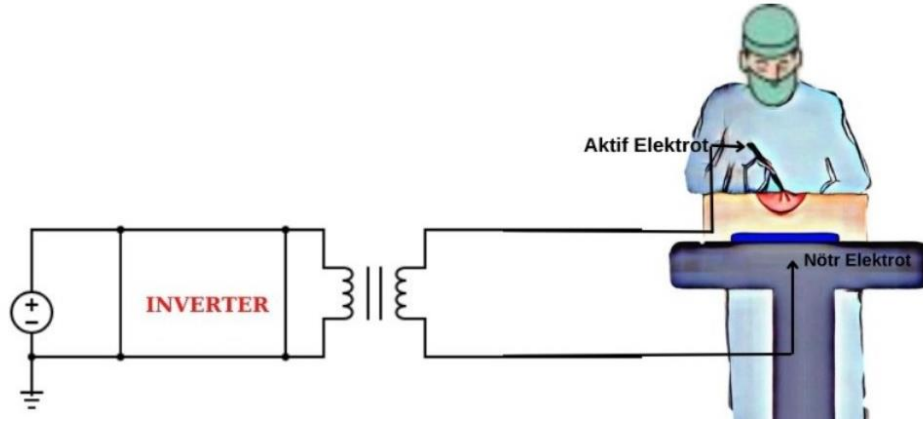
Bu bölümde, elektrocerrahinin temel bileşenleri ayrıntılı olarak anlatılmış ve özellikleri incelenmiştir.



Şekil 2.1: Elektrocerrahi cihazı.

### 2.1 Elektrocerrahi Temel Bileşenleri

Tipik bir elektrocerrahi cihazı, güç kaynağı, aktif elektrot, nötr elektrot, el ve ayak pedalından oluşmaktadır. Şekil 2.2’de elektrocerrahinin blok diyagramı görülmektedir.

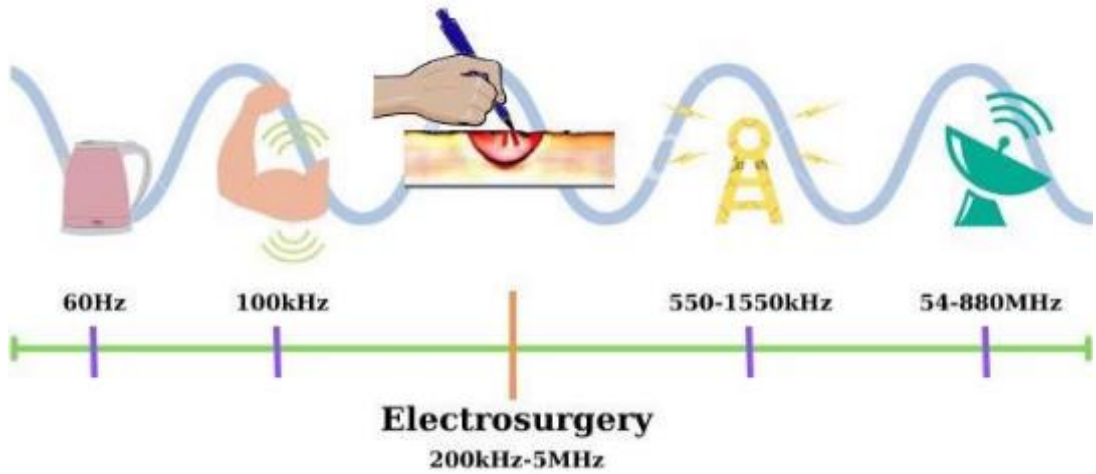


Şekil 2.2: Elektrocerrahi blok diyagramı.

### 2.1.1 Güç Kaynağı (Inverter)

Güç kaynağı (inverter), elektrocerrahi işlemlerinde kullanılan elektrik enerjisi sağlayan cihazlardır. Güç kaynağı, belirli bir tür elektrik akımını üretmek için kullanılan elektronik devreleri içermektedir.

Elektrocerrahide güç kaynağı, 200 kHz- 5 MHz'ten (Bao ve Mazumder 2022) oluşan yüksek frekanslı akım üretmektedirler. Şekil 2.3'te farklı frekans uygulamaları ve elektrocerrahi frekans aralığı verilmiştir (Massarweh ve diğ. 2006).



Şekil 2.3: Elektrocerrahi frekans aralığı.

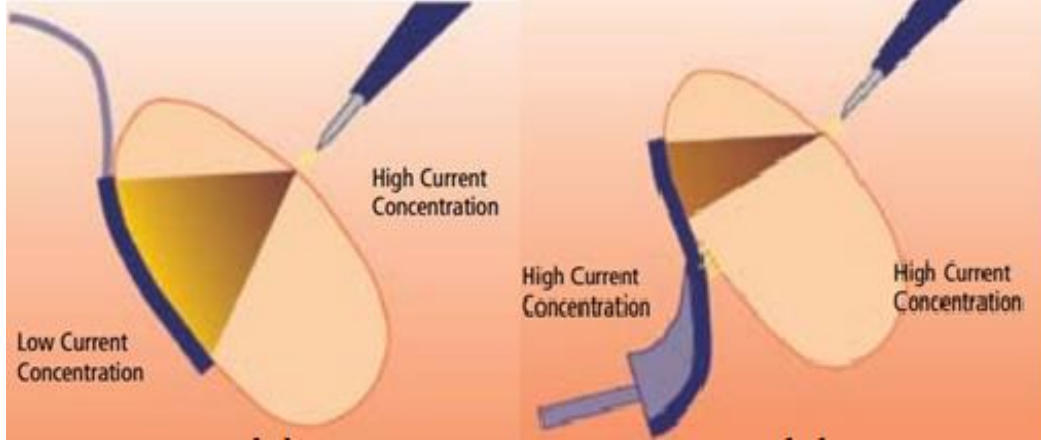
Bu tezin odaklandığı temel bileşen olduğu için Bölüm 3'te "Elektrocerrahide Kullanılan Güç Kaynakları (Inverterler)" başlığı altında daha detaylı incelemesi yapılacaktır.

### 2.1.2 Nötr Elektrot

Nötr elektrot, geri dönüş elektrodu, hastanın uyluk, kalça ya da sırtına yapıştırılmaktadır ve bu bölgedeki ısınmayı en aza indirmek için geniş bir temas yüzeyine sahiptir. Jeneratörden aktif elektroda gelen ve insan vücudundan geçerek nötr elektrotta güvenli bir şekilde toplanan akım, jeneratöre yeniden aktarılmaktadır. Böylece devre tamamlanarak hasta üzerinde oluşabilecek yanıklar önlenmektedir.

Tıbbi ekipmandan kaynaklanan elektrik tehlikelerine karşı koruma için EN 60601-2-2:209 standardının 201.8.4.101 alt maddesinin gerekliliklerine göre, elektrocerrahi ekipmanında nötr elektrodun Temas Kalitesi Monitörü (CQM) bulunmalıdır. Temas Kalitesi İzleme Sistemleri, nötr elektrot hasta yüzeyinde tehlikeli derecede yüksek empedans (güvenli empedans aralığı  $5 \Omega$  -  $135 \Omega$ ) algılanırsa yüksek frekanslı elektrocerrahi jeneratörünü devre dışı bırakarak çalışmaktadır. Yüksek empedans, hastayla temas halinde olan yüzey alanının azaldığı anlamına gelmektedir (Petrova ve diğ. 2017). Şekil 2.4'te gösterilmiştir.

Şekil 2.5'te de nötr elektrot plakaları verilmiştir. Nötr elektrot plakaları iletken bir tabakaya sahip ve metalik folyodan oluşmaktadır (Medidex 2011). Tek ve çift olarak ayrılan nötr plakalardan çift plaka sıklıkla kullanılmaktadır. Çünkü elektrodu iki plakaya bölerek iki parça arasında üretilen voltajı ölçmektedir. Bu iki plaka elektrocerrahinin jeneratörüne ayrı bir bağlantı aracı sağlamaktadır.



(a)

(b)

**Şekil 2.4:** (a) Nötr elektrot tam yapıştırıldığında. (b) Nötr elektrot tam yapıştırılmadığında (Petrova ve diğ. 2017).



**Şekil 2.5:** Tek ve çift nötr plaka (Erenler 2023).

Nötr plaka, nötr elektrot kablosu ile elektrocerrahi cihazına bağlanmaktadır. Şekil 2.6’da nötr elektrot kablosu gösterilmiştir.



Şekil 2.6: Nötr elektrot kablosu (Teknodem 2023).

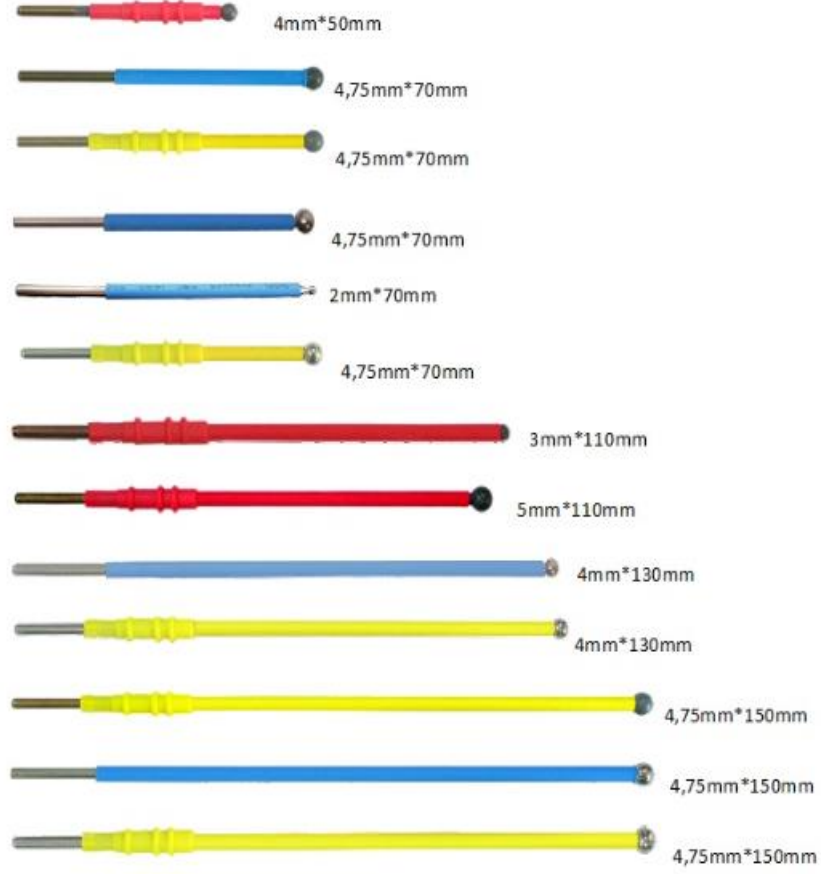
### 2.1.3 Aktif Elektrot

Aktif elektrot, monopolar cerrahide kullanılan tek uçtan oluşan bir elektrot tipidir. Elektrocerrahiden gelen akım bu uça toplanarak kesme ve koagülasyon işlemlerini gerçekleştirmektedir. İşlem yapılacak dokuya göre çeşitli kalem uçları bulunmaktadır.

#### 2.1.3.1 Aktif Elektrot Kalem Ucu

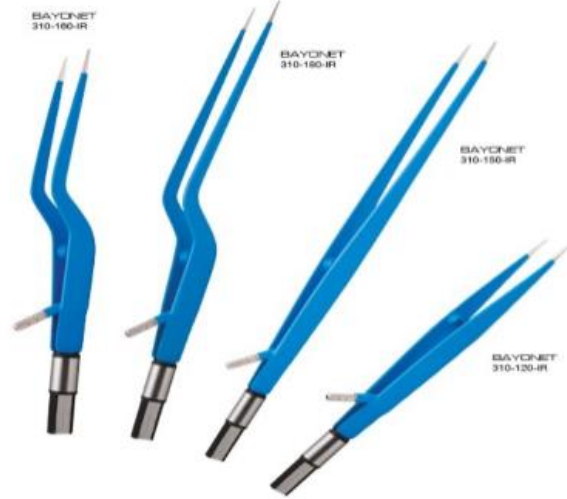
Şekil 2.7’de monopolar elektrocerrahide kullanılan aktif elektrodun kalem uçları verilmiştir. Yapılan işleme, dokuya göre değişen farklı boyut ve kalınlıklarda uçlar bulunmaktadır.





Şekil 2.7: Aktif elektrot kalem ucu (Galena 2023).

Bipolar elektrocerrahi işlemlerinde de forseps denilen makas şeklinde iki ucu olan ve nötr elektroda ihtiyaç duymadan bu iki uç arasında akım geçişini sağlayan elektrot kullanılmaktadır. Forseps yapısıyla dokuyu tutar ve iki uç arasında dokuda kesme-koagülasyon işlemlerini gerçekleştirmektedir. Şekil 2.8’de çeşitli forseps uçları verilmiştir.



Şekil 2.8: Bipolar elektrot kalem ucu (Biyomedikal Akademi 2023).

#### 2.1.4 El ve Ayak Pedalı

Kesme ve koagülasyon işlemlerini gerçekleştirirken elektrotlar el ve ayak pedalı ile etkinleştirilmektedir. Böylelikle işlemler kontrol altında tutulmuş olmaktadır. Genellikle sarı pedal kesme ve mavi pedal koagülasyonu temsil etmektedir. Şekil 2.9’da el ve ayak pedalları verilmiştir.



Şekil 2.9: El-ayak pedalı (Life of Medical 2023).

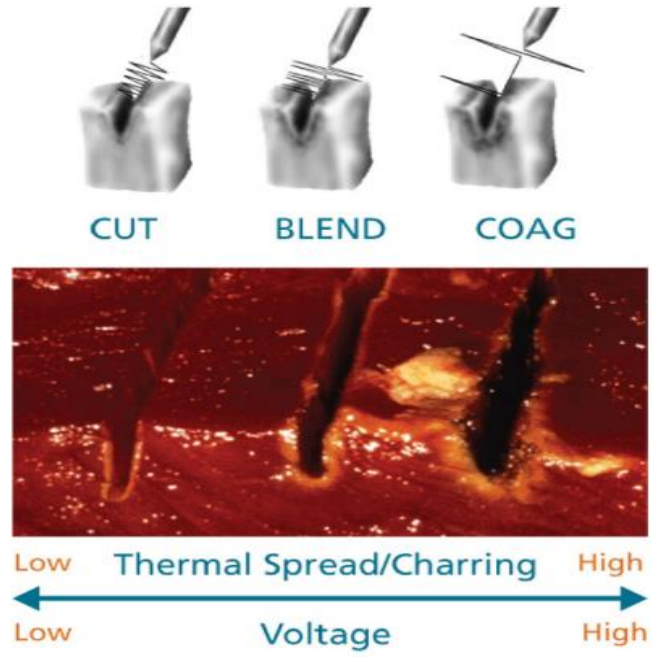
## 2.2 Elektrocerrahi Modları

Elektrocerrahi birkaç farklı modda çalışacak şekilde ayarlanabilmektedir. Her bir mod farklı doku etkilerine sahiptir. En sık kullanılan modlar saf kesim modu, karışık kesim modu ve koagülasyon modudur (Jones ve diğ. 2006).

Saf kesim modu, sürekli bir sinüs dalga modu kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Enerji küçük bir alanda yoğunlaştırılmaktadır. Hücreleri patlatarak hücre içi sıvının ısınmasına ve buharlaşmasına neden olmaktadır. Kesim esnasında, enerjinin dokuyu temiz bir şekilde kesmesi için aktif elektrodun ucu işlem yapılacak dokunun bir miktar üzerinde tutulmalıdır (Jones ve diğ. 2006).

Karışık kesim modu, hem saf kesim hem koagülasyon işleminin kombinasyonudur. İmalatçılar arasında çeşitli kombinasyonlar bulunmaktadır. Örneğin bu kombinasyonlar, %50 - %50, %75 - %25 ya da %60 - %40 gibi olabilir (Brill 2011). Dokuyu ısıtıp soğutma işlemiyle kesme uygulanmaktadır. Modüleli bir dalga formu içermektedir.

Koagülasyon modu, burst denilen ani bir sinüs çıkışı oluşturan bir dalga formudur. Dokunun daha az ısınmasına neden olmaktadır ve bu da kan damarlarını tıkayan bir dehidrasyonu beraberinde getirmektedir. Dehidrasyon, aktif elektrot ve doku arasında doğrudan temas sağlandığında meydana gelmektedir. Fulgarasyon/yüzey pıhtılaşması, temassız yöntem kullanılarak gerçekleştirilmektedir (Jones ve diğ. 2006, Soderstrom 1997). Şekil 2.10'da elektrocerrahinin üç modunun doku üzerindeki kesme etkisi verilmiştir.



Şekil 2.10: Elektrocerrahi modlarının doku üzerinde etkisi (Andrew 2011).

Valleylab firmasının yapmış olduğu Force FX-C markalı elektrocerrahi cihazının saf kesim modu, karışık kesim modu ve koagülasyon modu için frekans, güç gibi bazı teknik özellikler Tablo 2.1’de verilmiştir.

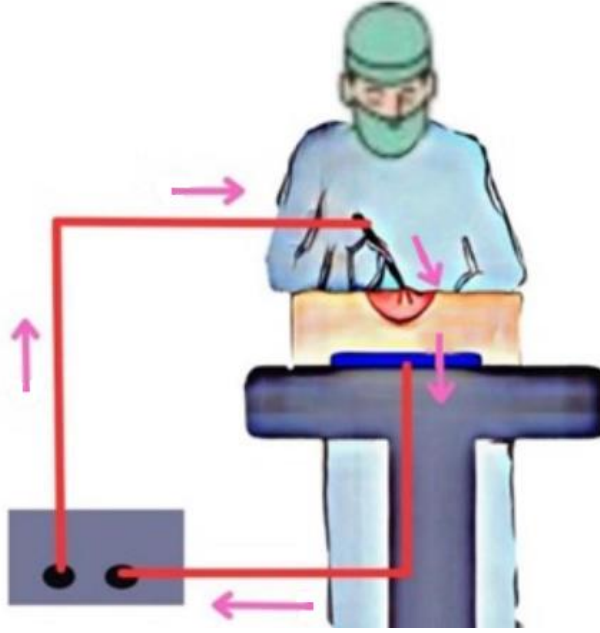
Tablo 2.1: Elektrocerrahi kesim modları (Valleylab 2000).

Kesim Modları	Frekans	Yinelenen (Recurring) Frekans	Güç (Max)	Duty
Saf Kesim Modu	390 kHz	-	300 W	-
Karışık Kesim Modu	390 kHz	27 kHz	200 W	%50
Koagülasyon Modu	390 kHz	39 kHz	120 W	%8

Bu modlar, monopolar ve bipolar elektrocerrahi işlemleriyle gerçekleştirilmektedir.

### 2.2.1 Monopolar Elektrocerrahi

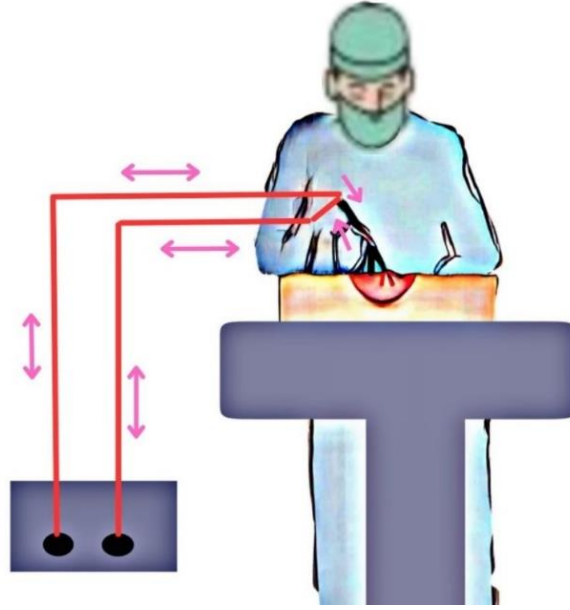
Monopolar elektrocerrahi, cerrahide kesme ve koagülasyon işlemlerini gerçekleştirmek üzere en sık kullanılan yöntemlerden biridir. Bir çift elektrottan oluşmaktadır. Bunlar cerrahi bölgeye yerleştirilmiş küçük bir yüzey alanına sahip aktif elektrot ve elektrik devresini tamamlamak için hastanın vücuduna yerleştirilmiş daha büyük nötr elektrottur. Nötr elektrot monopolar elektrocerrahiye özgüdür. Şekil 2.11’de monopolar elektrocerrahi yapısı verilmiştir. Dokunun elektrik direnci, elektrot ucu ile doku arasındaki küçük temas alanı tarafından oluşturulan yüksek akım yoğunluğu nedeniyle doku içinde ısı üretmektedir. Çevreleyen dokunun istenmeyen termal hasarı, termal yayılma olarak adlandırılmaktadır (Dodde ve diğ. 2011, Advincula ve diğ. 2008).



Şekil 2.11: Monopolar elektrocerrahi.

### 2.2.2 Bipolar Elektrocerrahi

Bipolar elektrocerrahi, forseps denilen iki uç kullanılarak cerrahi işlemler yapılmaktadır. İki uç arasında akım geçişi sağlandığı için nötr elektroda ihtiyaç duyulmamaktadır. İki uç birbirine yakın olduğu için daha düşük gerilimlerde çalışabilmektedir ancak sınırlı bir uygulama alanı vardır (Wu 2000). Hem aktif hem de dönüş elektrodunu birleştiren bipolar elektrocerrahi Şekil 2.12’de gösterilmiştir. Bipolar elektrocerrahinin kullanımı, monopolar elektrocerrahide görülen problemlerin çoğunu ortadan kaldırmış olsa da dezavantajları bulunmaktadır. Bunlar arasında, daha düşük güç ayarı nedeniyle pıhtılaşma için gereken sürenin artması ve komşu kan damarlarının kazara yırtılmasıyla dokuya yapışma yer almaktadır (Bulsara ve diğ. 2006, Advincula ve diğ. 2008).



Şekil 2.12: Bipolar elektrocerrahi.

### 2.3 Elektrocerrahinin Kullanım Alanları

Büyük küçük birçok cerrahi işlemde elektrocerrahi cihazları kullanılmaktadır. Cerrahi işlemlerde kullanım oranı %50 civarındadır (Palanker, Vankov ve Jayaraman 2008). Cihazın alçak güç ayarında diş cerrahisi, beyin cerrahisi ve jinekoloji gibi alanlarda elektrocerrahi kullanılmaktadır. Örneğin diş cerrahisinde gingivektomide

kullanılmaktadır (Bashetty 2009, Gomathi 2020). Orta güçte kullanılan elektrocerrahi genel cerrahi, ortopedik cerrahi ve kalp damar cerrahisi gibi alanlarda kullanılmaktadır. Örnek olarak koklear implant ameliyatı verilmektedir (Cass ve diğ. 2022). Yüksek güçte cerrahi onkoloji ve üroloji işlemlerinde kullanılmaktadır. Örneğin tümörlü dokunun alınması veya TUR işlemleridir (Knight 2021, Meb 2011). Verilen bu örneklerden yola çıkılırsa, elektrocerrahi hemen hemen tüm ameliyatlarda belli güç değerlerine göre kullanılmaktadır.

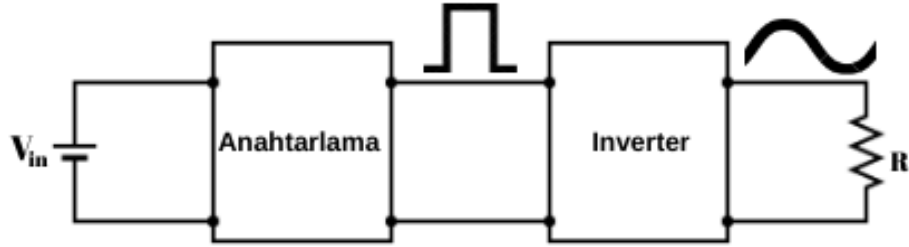
### 3. ELEKTROCERRAHİDE KULLANILAN GÜÇ KAYNAKLARI (İNVERTERLER)

Inverter, doğru akımı alternatif akıma çevirme işlemidir. Başka bir deyişle, devrenin girişinden DC gerilim alarak onu işlemektedir ve işlediği gerilimi sabit veya yüksek frekanslı bir şekilde çıkışa AC gerilim olarak vermektedir.

Bu bölümde, elektrocerrahi için kullanılan inverterlerden detaylı bir şekilde bahsedilip karşılaştırmaları yapılacaktır.

#### 3.1 İnverterler

İnverterler, DC güç kaynağından AC dalga biçimi oluşturan yüksek frekanslı devreler olarak bilinen kullanımı oldukça yaygın olan devrelerdir (Bodur 2019). Şekil 3.1’de blok diyagramı verilmiştir.



Şekil 3.1: İnverter blok diyagramı.

İnverterlerin temel özelliklerine bakıldığında;

- Girişten aldığı DC gerilimi AC gerilime dönüştürmektedir.
- Zorlamalı komütasyonludur (Anahtarlama meydana gelirken ortaya çıkmaktadır ve akım yollarının anahtarlar üzerinden değiştirilmesi olayıdır).
- Tam kontrollü elemanlar ile gerçekleştirilmektedir.
- Kontrol yöntemi olarak PWM anahtarlama yöntemi kullanılmaktadır.
- Üretilen bağımsız AC gerilim ile frekans ve gerilim kontrol edilmektedir.
- AC çıkış geriliminde kontrol tekniğine göre harmonikler oluşabilmektedir.



- Giriş kaynağının (DC) akımında dalgalanmalar oluşabilmektedir (Hart 2011, Bodur 2019).

İnverterler, ayarlanabilir hızlı AC motor sürücüleri, kesintisiz güç kaynakları (UPS), otomobil aküsünden AC cihazları çalıştırma, endüksiyonla ısıtma, otomotiv, tüketici elektroniği, anahtarlamalı güç kaynakları ve medikal sektörü gibi pek çok alanda sıklıkla kullanılmaktadır (Czarkowski 2002, Hart 2011, Bodur 2019, Yachiangkam 2022).

### **3.1.1 Elektrocerrahide Kullanılan Inverter Çeşitleri**

Elektrocerrahi insan dokuları üzerinde etkili olan ve kesme-koagülasyon gibi terapötik işlevleri gerçekleştiren yüksek frekanslı AC gerilimi kullanmaktadır. Yüksek frekanslı çalışmasından ve geniş voltaj regülasyonu sağlamasından dolayı elektrocerrahinin güç kaynaklarında çoğunlukla rezonans inverterler tercih edilmektedir (Jensen ve diğ. 2011, Gu ve Wang 2021). Bu tez çalışmasında, D sınıfı rezonans inverterler, E sınıfı rezonans inverterler ve DE sınıfı rezonans inverterler olmak üzere rezonans inverterler incelenmiştir.

#### **3.1.1.1 Rezonans İnverterler**

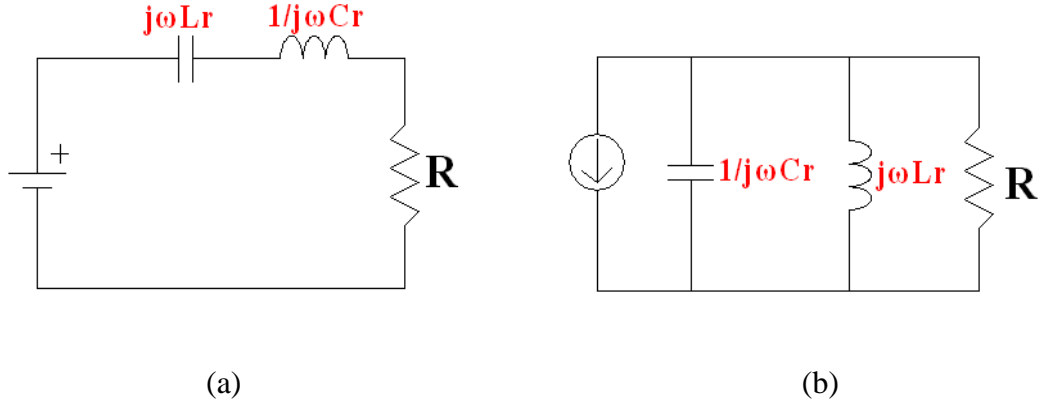
Rezonans inverterler, DC sistemine bağlı olarak çalışmaktadırlar ve AC sistemi oluşturmaktadırlar. Bu sistemler arasında güç transferi kontrolü yapmaktadırlar.

DC-DC dönüştürücülerde olduğu gibi inverterlerde de iki temel eksiklik bulunmaktadır. Birincisi, anahtarların iletim ve kesim süreleri boyunca, anahtarlarda yüksek güç kayıplarına, yani yüksek anahtarlama streslerine neden olan yüksek akım ve gerilim aynı anda ortaya çıkmaktadır. Güç kaybı, anahtarlama frekansı ile doğrusal olarak artmaktadır. Güç dönüşümünün belli oranda verimliliğini sağlamak için anahtarlama frekansının belirli bir değerin altında tutulması gerekmektedir. İkinci eksiklik ise, anahtarlama değişkenlerinin büyük  $dv/dt$  ve  $di/dt$  değerleri tarafından üretilen elektromanyetik girişimdir (EMI). Bu dezavantajları ortadan kaldırmanın bir yolu frekansı arttırmaktır. Böylece dönüştürücünün boyutlarında ve ağırlığında azalma

olmaktadır. Rezonans inverterler bu eksiklikleri en aza indirebilmektedirler (Nagy 2002).

Rezonans inverterlerin temel elemanları bobin ( $L_r$ ) ve kondansatördür ( $C_r$ ). Bu iki elemanın birbiri ile arasındaki etkileşim sonucu rezonans ortaya çıkmaktadır. Bu yüzden bu devrelere rezonans inverter devreleri denilmektedir. Inverterlere göre rezonans inverterin oluşturduğu avantajlar; sıfır akım anahtarlama (ZCS) ya da sıfır gerilim anahtarlama (ZVS) ile çıkış gücünün ve geriliminin anahtarlama frekansı ile değişimi sağlanmaktadır. Rezonans devrelerinde ZCS ve ZVS anahtarlama kullanıldığı için teorikte anahtarlama kayıpları da oluşmamaktadır. Böylece yumuşak anahtarlama, yüksek frekanslarda çalışma olanağı sağlamaktadır. Ayrıca rezonans frekansı, anahtarlama frekansına yakın olursa, istenmeyen harmonikler devre tarafından giderilmektedir. Diğer avantajları ise azaltılmış  $dv/dt-di/dt$  parametreleriyle EMI etkisinin de azaltılmasıdır ve  $L_r-C_r$  devresi filtre görevi görerek sinüsoidal dalga şekilleri oluşturmaktadır (Nagy 2002, Cetin 2005).

Rezonans inverterler Şekil 3.2'deki gibi rezonans devresinden enerji çıkışına göre seri ve paralel rezonans devreleri olarak ikiye ayrılmaktadır. Seri rezonans inverterde, bobin ve kondansatör bir yük direnci ile seri olarak yerleştirilmiştir. Anahtarlar bir kare dalga voltajı üretmektedir ve bobin-kondansatör kombinasyonu, rezonans frekansı, anahtarlama frekansı ile aynı olacak şekilde seçilmektedir (Hart 2011). Paralel rezonans inverterde, bobin ve kondansatör yük direnci ile paralel olarak yerleştirilmiştir. Kondansatör yüke paralel bağlı olduğu için yük bir gerilim kaynağı gibi davranmaktadır. Bu nedenle yük akım kaynağı tarafından beslenmelidir (Akkaya ve Anadol 2003). Her iki devrede de rezonans oluşumu sayesinde güç iletimi sırasında kayıplar azalmıştır.



Şekil 3.2: (a) Seri rezonans devresi. (b) Paralel rezonans devresi.

Çalışma frekansı  $f$  olan devrede meydana gelen endüktif ve kapasitif reaktanslar sırasıyla (3.1) ve (3.2) denklemlerinde verilmiştir. Burada,  $\omega$  açısal frekanstır.

$$X_L = j\omega L_r = j2\pi fL_r \quad (3.1)$$

$$X_C = \frac{1}{j\omega C_r} = \frac{1}{j2\pi fC_r} \quad (3.2)$$

Rezonans inverter devresinde, anahtarlama frekansı rezonans frekansının ( $f_r$ ) altında seçilirse, devre kapasitif özelliğe sahip olmaktadır. Bu durumda anahtarların kesime geçişinde herhangi bir kayıp olmamakta, ancak iletme geçişinde anahtarlama kayıpları meydana gelmektedir. Tam tersi durumda ise, yani anahtarlama frekansı rezonans frekansının altında, devre endüktiftir. Anahtar iletme geçerken herhangi bir kayıp meydana gelmemekte ancak anahtarın kesime geçişinde anahtarlama kayıpları oluşmaktadır. Son durum olan anahtarlama frekansı, rezonans frekansında çalıştığı durumda, devrenin endüktif ve kapasitif reaktansı birbirine eşit olmaktadır ve devrenin empedansı en düşük seviyededir. Bu durumda anahtarlar yumuşak anahtarlama koşulları altında iletme ve kesime girmektedir. Bu sayede yüke maksimum güç aktarımı sağlanmaktadır (Cayir ve Ozbay 2022, Cetin 2005).

Rezonans devresinin kapasitif ve endüktif empedans denklemleri sırasıyla (3.3) ve (3.4) eşitliklerindeki gibidir.

$$|Z| = \sqrt{R^2 + \left(\frac{1}{\omega C_r} - \omega L_r\right)^2} \quad (3.3)$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + \left(\omega L_r - \frac{1}{\omega C_r}\right)^2} \quad (3.4)$$

Rezonans frekansı  $L_r - C_r$  değerlerine göre değişmektedir. Denklem (3.5)'te rezonans frekansı tanımlanmıştır. Burada  $\omega_r$  açılmalı rezonans frekansıdır. Rezonans frekansında çalışan devre akımı en yüksek değerine ulaşmaktadır. Bu frekansın altında ya da üstündeki değerlerde devre akımı azalmaktadır (Cetin 2005).

$$\omega_r = \frac{1}{\sqrt{L_r C_r}} \rightarrow f_r = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_r C_r}} \quad (3.5)$$

Seri ve paralel rezonans inverterin karakteristik empedansı denklem (3.6)'da verilmiştir.

$$Z_o = \sqrt{\frac{L_r}{C_r}} = \omega_r L_r = \frac{1}{\omega_r C_r} \quad (3.6)$$

Seri rezonans inverterin kalite faktörü denklem (3.7)'de, paralel rezonans inverterin kalite faktörü denklem (3.8)'de tanımlanmıştır.

$$Q = \frac{\omega_r L_r}{R} = \frac{1}{\omega_r C_r R} = \frac{Z_o}{R} = \frac{\sqrt{\frac{L_r}{C_r}}}{R} \quad (3.7)$$

$$Q = \omega_r C_r R = \frac{R}{\omega_r L_r} = \frac{R}{Z_o} \quad (3.8)$$

Seri ve paralel rezonans inverterlerin özellikleri Tablo 3.1'de verilmiştir. Aralarında temel farklar, avantaj ve dezavantajları bu tabloda sıralanmıştır ve bu tabloya kıyasla elektrocerrahide kullanılacak olan rezonans inverterin seri mi yoksa paralel mi olacağına karar verilmiştir.

**Tablo 3.1:** Seri ve paralel rezonans inverter özellikleri (Nagy 2002, Akkaya ve Anadol 2003).

<b>Seri Rezonans İverter</b>	<b>Paralel Rezonans İverter</b>
Basit ve anlaşılır bir yapıya sahip	Daha karmaşık ve boyutu büyüktür
Ucuz	Filtre elemanlarına da ihtiyaç olduğu için daha pahalı
RLC devresinin empedansı minimum	RLC devresinin empedansı maksimum
Hafif yüklerde kısa devre	Kısa devre koruması vardır
Devredeki akım maksimum	Devredeki akım minimum
Devredeki gerilimi arttırır	Devredeki akımı arttırır
Yüksüz çalışması karmaşık bir kontrol devresiyle mümkün	Yüksüz çalışması mümkün
Yüksek gerilim kondansatörleri gerekli	Yüksek gerilim kondansatörsüz çalışır

Rezonans inverterlerin sunduğu avantajlar bakıldığında, elektrocerrahi için tercih sebebi haline gelmiştir. Bu zamana kadar yapılan çalışmalar incelendiğinde elektrocerrahi alanında genellikle üç grup rezonans inverter üzerinde durulmuştur. Bunlar;

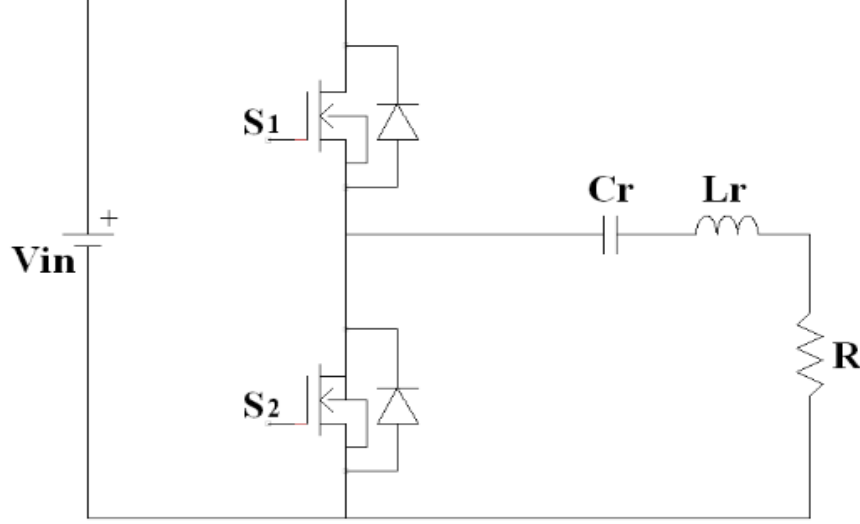
- D sınıfı rezonans inverterler
- E sınıfı rezonans inverterler
- DE sınıfı rezonans inverterler

Yapılan bu çalışmalara alt başlıklarda detaylı olarak değinilmiştir.

### **3.1.1.1.1 D Sınıfı Rezonans İverterler**

D sınıfı rezonans inverterler, 1959 yılında Baxandall tarafından icat edilmiştir. Yapısında DC gerilim kaynağı, anahtarlama elemanı ve rezonans devresi bulunmaktadır. Şekil 3.3'te devre yapısı gösterilmiştir. D sınıfı rezonans inverterler,

radio vericileri, indüksiyon kaynağında uygulanan yüksek frekanslı elektrikli proses ısıtması, birçok ev aletleri ve fiber optik gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Kazimierczuk 2011, Kato ve diğ. 2012).



Şekil 3.3: D sınıfı rezonans inverter devre şeması.

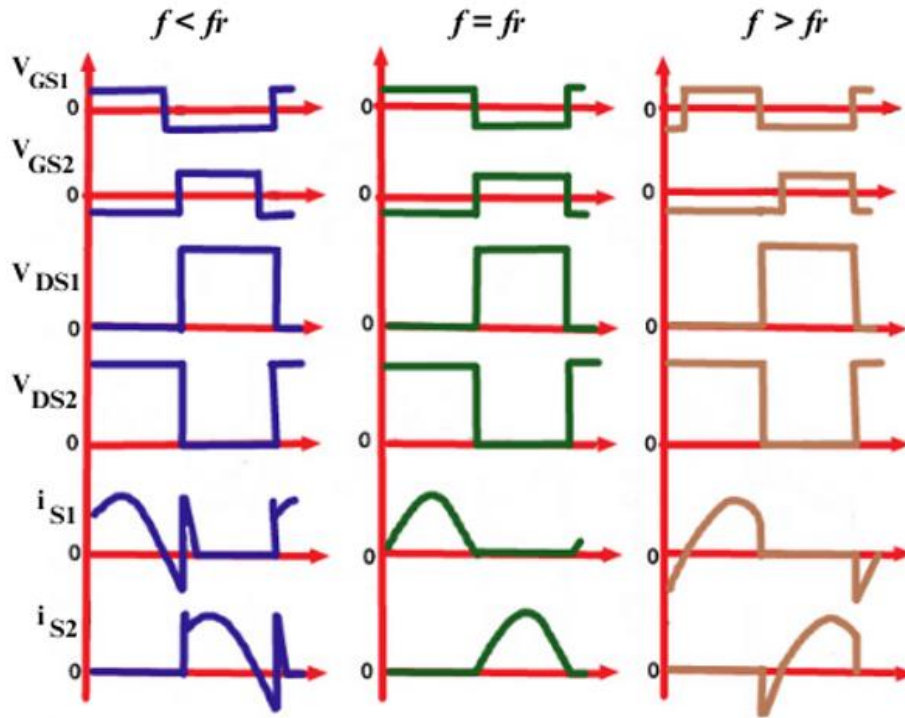
D sınıfı rezonans inverter, anahtar iletimdeyken, pozitif veya negatif bir anahtar akımı anahtar üzerinden akmaktadır. Anahtar kesimdeyken ise anahtar yalnızca diyottan geçen negatif akımı iletebilmektedir. Anahtarlar kare dalga gerilimleriyle ve çalışma frekansında ölü zaman ile çalıştırılmaktadır. Anahtarlar %50 veya biraz daha az bir görev oranıyla dönüşümlü olarak iletimde ve kesimde kalmaktadırlar (Kazimierczuk 2011).

D sınıfı rezonans inverter üç durumda çalışmaktadır. Anahtarlama frekansı rezonans frekansından küçük olduğu durumda, yani devre kapasitif, yük akımı gerilimi yönlendirmektedir. Transistör, antiparalel diyotu iletimdeyken kesime girmektedir. Bu nedenle kesime girme düşük bir akımda gerçekleşirken, iletme girme sert olmaktadır. Transistörler iletme geçtiğinde üç zararlı etki meydana getirmektedir. Bunlar, karşı anahtarın antiparalel diyotunun ters toparlanması, transistör çıkış kapasitansının boşaltılması ve Miller etkisidir (Williams 2006, Kazimierczuk 2011).

İkinci durum anahtarlama frekansı rezonans frekansına eşit olduğu durumdur. Transistörler sıfır akımda iletme ve kesime girmektedir. Bu da yüksek verimlilik ve düşük anahtarlama kaybı sağlamaktadır. Bu durumda antiparalel diyot iletken

olmamaktadır. Kısa devre durumu bulunmaktadır. Genellikle çıkış gücü ya da çıkış gerilimi çalışma frekansı kontrol edilerek değiştirilmektedir. Bu yüzden birçok uygulamada çalışma frekansı, rezonans frekansına eşit çalıştırılmamaktadır (Kazimierczuk 2011).

Son durum devrenin endüktif çalışmasını sağlayan, anahtarlama frekansının rezonans frekansından büyük olduğu durumdur. Yük akımı gerilimin gerisinde kalmaktadır. Antiparalel diyot iletimdeyken transistör iletime girmektedir. Bu nedenle iletim düşük bir voltajda gerçekleşmektedir. Dolayısıyla düşük anahtar açma kaybı ve hızlı kurtarma diyotlarına gerek yoktur. Kesime girmede transistör yüksek anahtarlama kaybı ve Miller kapasitans etkileri ile ilişkilidir. Kesime girmedeki anahtarlama kaybı, anahtarların drain-source uçlarına bir şönt kondansatör eklenerek ve gate-source gerilimleri arasında bir ölü zaman kullanılarak ortadan kaldırılabilmektedir. Genellikle devreyi endüktif çalıştırmak D sınıfı rezonans inverterler için daha uygun olmaktadır (Williams 2006, Kazimierczuk 2011). Şekil 3.4'te (a), (b) ve (c) sırasıyla  $f < f_r$ ,  $f = f_r$  ve  $f > f_r$  için dalga formlarını göstermektedir.



Şekil 3.4: D sınıfı rezonans inverter dalga şekilleri. (a)  $f < f_r$  durumunda, (b)  $f = f_r$  durumunda, (c)  $f > f_r$  durumunda.

D sınıfı rezonans inverterlerin genel özelliklerine bakıldığında;

- Anahtarlar arasındaki maksimum gerilim düşüktür ve DC giriş gerilimi olan  $V_{in}$ 'e eşittir.
- Kapasitif bir yükte çalıştırma ( $f < f_r$ ) önerilmemektedir. Antiparalel diyotlar yüksek bir  $di/dt$ 'de kesime girmektedir. MOSFET'in drain-source pn bağlantı diyotu antiparalel diyot olarak kullanılırsa, yüksek ters kurtarma akımı artışları meydana getirmektedir. Bu ani artışlar, transistör iletim ve kesimi sırasında anahtar akım dalga formlarında meydana gelmekte ve transistörü tahrip edebilmektedir. Ancak bu ani akım yükselmeleri, bir schottky antiparalel diyot veya bir seri diyot ve bir antiparalel diyot eklenerek azaltılabilmektedir.
- Endüktif bir yükte çalıştırma daha çok tercih edilmektedir. Antiparalel diyotlar düşük bir  $di/dt$ 'de kesime girmektedir. Bu nedenle, MOSFET'in pn bağlantı diyotları, ters toparlanma akımı yükselmeleri oluşturmadıkları ve yeterince hızlı oldukları için antiparalel diyotlar olarak kullanılabilirler.
- Rezonansın üzerinde çalışmak için anahtarlar sıfır voltajda iletme geçmektedir. Bu nedenle, anahtarlama kaybı azalmaktadır ve Miller etkisi yoktur. Ayrıca gate-drive gücü düşüktür ve iletim hızı yüksektir. Ancak, kesime girme süreci kayıplı olmaktadır.
- Hafif yüklerde verim yüksektir.  $R/r$ 'den dolayı artan yük direnci ile birlikte verimlilikte artmaktadır (r: yük direncinin parazitik direncidir.)
- Yüksek gerilimli uygulamalar için tercih sebebidir.
- Inverter, çıkışta açık devre ile güvenli bir şekilde çalışabilmektedir.
- $f=f_r$  durumunda, çıkış kısa devre yapması halinde arıza meydana gelmektedir.
- D sınıfı tam köprü inverterin rezonans devresi boyunca tepeden tepeye oluşan gerilim yarım köprü rezonans inverterden iki kat daha yüksektir. Bu nedenle, tam köprü inverterin çıkış gücü, aynı yükte, DC giriş voltajında ve  $f/f_r$ 'de yarım köprü inverterin çıkış gücünden dört kat daha fazla olmaktadır.
- D sınıfı rezonans inverterde, transistör çıkış kapasitansları parazit bileşenlerdir. Transistör iletme geçtiğinde, transistör çıkış kapasitansında  $V_{in}$ 'e eşit olan gerilim transistörün açık direnci üzerinden boşaltılır ve kapasitansta depolanan enerjinin tamamı transistörde ısı olarak açığa çıkmaktadır. Bu da anahtarlama kayıplarına neden olmakta ve verimliliği azaltmaktadır. Kısaca, D sınıfı

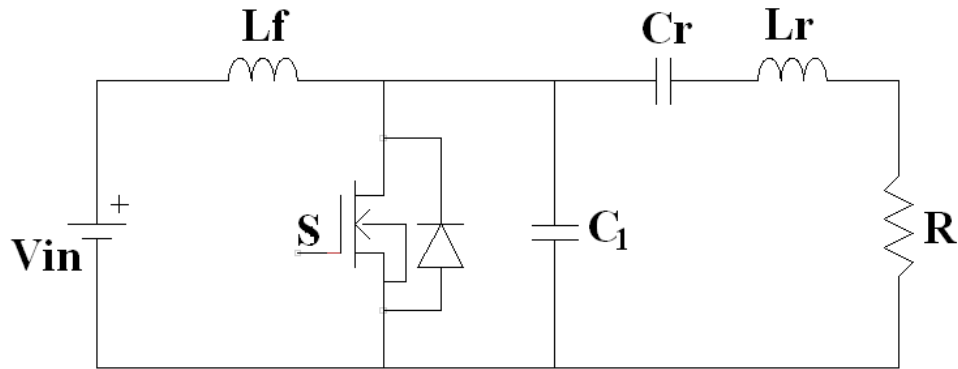


rezonans inverterin en büyük dezavantajı ZVS'yi tam olarak sağlayamamasıdır (Park ve diğ. 2007, Kazimierczuk 2011).

Yapılan bir çalışmada, yarım köprü D sınıfı rezonans invertere değinilmiştir ve elektrocerrahi için bir güç kontrol şeması sunmaktadır (Dorkmai ve diğ. 2007). Gu ve Wang (2021) çalışmasında, D sınıfı rezonans inverterin ZVS'yi sağlamamasından dolayı elektrocerrahi için tercih edilmeyeceğinden bahsedilmektedir.

### 3.1.1.1.2 E Sınıfı Rezonans İnverterler

E sınıfı rezonans inverterler, bir yüke AC gücü rezonans aracılığı ile iletirler. Şekil 3.5'te devre yapısı verilmektedir. Görüldüğü gibi DC gerilim kaynağı ve buna bağlı bir bobin, bir anahtarlama elemanı ve bir seri rezonans devresinden oluşmaktadır.  $C_1$  kondansatörü, anahtarın drain-source kapasitansı ya da harici kapasitansı içermektedir. Devrede tek anahtar olması, maliyeti ve iletim kayıplarını azaltmıştır (Cetin 2005). E sınıfı rezonans inverter, radyo iletimi, indüksiyon ısıtma, yenilebilir enerji sistemleri ve biyomedikal implantlar gibi pek çok alanda kullanılmaktadır (Ayachit ve diğ. 2019, Ashique ve diğ. 2021).



Şekil 3.5: E sınıfı rezonans inverter devre şeması.

E sınıfı rezonans inverterin doğal yumuşak anahtarlama özelliğine sahip olması en önde gelen avantajlarından biridir. Anahtar, yalnızca optimum çalışma koşullarında hem ZVS hem de sıfır türev anahtarlama (ZDS) maruz kalabilmekte (Kazimierczuk 2011, Ayachit ve diğ. 2019) bu da düşük anahtarlama kayıplarını

sağlamaktadır (Shigeno ve diğ. 2017). Düşük anahtarlama kayıplarının olması daha iyi EMI performansı sağlamaktadır. Ayrıca artan verimlilik, yüksek frekanslarda çalışma olanağı, daha iyi güç aktarımı gibi avantajlara da sahiptir. Lineer olmayan ve dinamik sistemlerle de verimli bir şekilde çalışabilmektedir. Seri ve paralel rezonans topolojisinin dezavantajlarını ortadan kaldırmaktadır. Dezavantajlarına bakıldığında, kullanılan transistör yüksek akım ve gerilim değerlerine sahiptir (Cetin 2005, Kazimierczuk 2011, Bugade ve diğ. 2018).

E sınıfı rezonans inverterin özelliklerini madde madde sıralayacak olursak;

- ZVS ile anahtarlama olduğu için anahtarlama kaybı sıfırdır.
- Miller etkisi sıfıra indirilmiştir.
- Anahtarın antiparalel diyodu düşük  $di/dt$  ve sıfır gerilimde kesime girerek ters toparlanma etkilerini azaltmaktadır. Bu nedenle MOSFET gövde diyodu kullanılabilir ve hızlı diyota gerek yoktur.
- Anahtardaki tepe gerilimi, giriş DC geriliminden yaklaşık dört kat daha yüksektir. Bu nedenle devre, düşük giriş gerilimi uygulamaları için uygundur.
- Anahtarın gate-source gerilimi toprağa bağlı olduğundan sürücü devresinin kurulması kolaydır.
- Devre çok verimlidir ve yüksek frekanslarda çalıştırılabilir.
- Maksimum çalışma frekansı, anahtarın çıkış kapasitansı ile sınırlıdır.
- Anahtar yüksek akım ve yüksek gerilim stresi içerdiğinden iletim kayıpları da yüksektir (Rivas ve diğ. 2007, Kazimierczuk 2011).

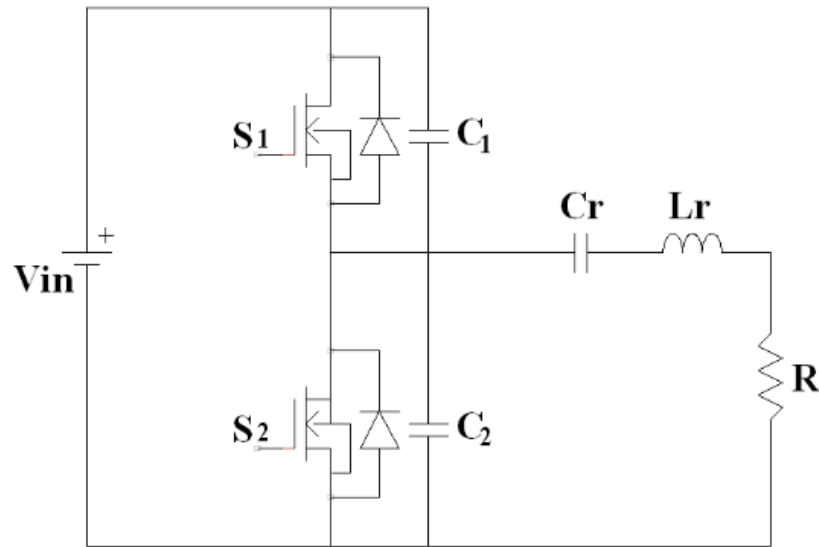
Elektrocerrahi alanında E sınıfı inverter topolojisi üzerine Chernov ve Makarov'un (2019) yaptığı çalışmada, elektrocerrahi jeneratörünün yüksek frekanslı kullanılmasından kaynaklı anahtarlama kayıplarının arttığını tespit etmiş ve bunun için E sınıfı inverter kullanarak anahtarlama kayıplarını en aza indirmeyi hedeflemiştir. Ayrıca devrenin tasarımının basit ve devrede yüksek çıkış geriliminin elde edilebilir olması avantajlar arasındadır.

Gu ve Wang (2021), Bao ve Mazumder (2021), Liu ve diğ. (2022) yazarların çalışmalarında da E sınıfı rezonans invertere kısaca değinilmiştir. Bu çalışmalar E sınıfı rezonans inverterin, yüksek frekanslarda ve yumuşak anahtarlama tekniğiyle çalışması verimliliği arttırmaktadır fakat elektrocerrahi değişken çıkış gerilimi ve

değişken yük ile yüksek frekanslı AC çıkış gerilimi içermektedir. Elektrocerrahideki bu yük değişikliği iki yönden kaynaklanmaktadır. Bunlar kas, yağ gibi dokular ve polariteye bağlı olarak değişen plazma arkıdır. Plazma arkı, elektrodun etrafındaki elektromanyetik alan havanınkini açacak şekilde olduğunda ortaya çıkmaktadır. E sınıfı rezonans inverter sabit çıkış gerilimi sağladığı için elektrocerrahideki değişken yük uygulamalarında kullanılamamaktadır. Ayrıca yüksek gerilim ve akım stresine maruz kaldığı için tercih edilmemektedir.

### 3.1.1.1.3 DE Sınıfı Rezonans İnverterler

DE sınıfı rezonans inverterler, yüksek verimli ve yüksek frekanslı DC-AC güç dönüşümü gerçekleştirmektedir. Bu inverterler, vericilerin çıkış katlarında ve elektronik balastlarda kullanılmaktadır. Şekil 3.6'da verildiği gibi DC gerilim kaynağı, iki anahtarlama elamanı, bu iki anahtarlara bağlı şönt kondansatör ve bir rezonans devresinden oluşmaktadır (Kondo ve Koizumi 2015).



Şekil 3.6: DE sınıfı rezonans inverter devre şeması.

DE sınıfı inverter, E sınıfı inverterinin sıfır voltajlı anahtarlama özelliklerini içinde taşımaktadır, anahtarlama kayıpları sıfırdır ve yüksek verimlilik sağlamaktadır.

Her bir anahtar iletme girdiğinde hem ZVS hem de ZDS koşullarının sağlandığı görülebilir. ZVS işlemine ulaşmak için iki koşulun karşılanması gerekir. Bunlar; anahtarın gate-source gerilimlerinde bir ölü zaman olmalıdır ve seri rezonans devresinin giriş empedansı endüktif olmalıdır. Her iki anahtarın kesimde olduğu, döngü başına iki kez bir ölü zaman vardır. Ölü zaman sırasında, şönt kondansatörler rezonans devresinin bir parçası haline gelmektedir. Sonuç olarak, ölü zaman sırasında bir kondansatöre dolmakta ve diğer kondansatör boşalmaktadır. Anahtar iletme geçmeden hemen önce kondansatör tamamen boşalırsa, anahtar ZVS ile iletme geçmektedir. Bu da anahtarlama kayıplarını ortadan kaldırmayı ve yüksek verimliliğin elde edilmesini sağlamaktadır. Paralel kondansatör boyunca gerilim düştüğünde, bu kondansatörde depolanan enerji de azalmaktadır ve rezonans devresine aktarılmaktadır (Kazimierczuk 2011, Kondo ve Koizumi 2015).

DE sınıfı rezonans inverter, D sınıfı rezonans invertere benzer şekilde çalışmaktadır fakat bazı farklılıklar mevcuttur. Bunlar, D sınıfı rezonans inverterde mevcut olan kapasitif anahtarlama kayıplarını devreyi endüktif çalıştırarak ve anahtarların iletim açısını azaltarak bu sorunlar DE sınıfı rezonans inverterde en aza indirilmektedir (Vries 1999).

DE sınıfı rezonans inverterin özellikleri sıralanacak olursa;

- Her çevrimde anahtar gate-source gerilimlerinde ölü zaman aralığı vardır.
- Şönt kondansatörleri boşaltmak için seri rezonans devresinin giriş empedansı endüktif olmalıdır.
- Anahtar çıkış kapasitansları, şönt kondansatörler tarafından emilir.
- E sınıfı rezonans inverterde olduğu gibi ZVS çalışması nedeniyle DE sınıfı inverterinde anahtarlama kayıpları sıfırdır.
- Anahtarlarının gerilim stresi D sınıfı rezonans inverterde olduğu gibi, düşük ve besleme voltajına eşittir.
- Anahtarlama çıkış kapasitanslarının doğrusal olmaması, yük ağı bileşenlerinin değerlerini ve çıkış gücünü etkilemektedir.
- DE sınıfı rezonans invertere sadece bir şönt kondansatör uygulanabilir ve transistörlerin çıkış kapasitansları devre topolojisine dahil edilmektedir. (Sekiya ve diğ. 2004, Kazimierczuk 2011).

Gu ve Wang (2021) yazarlarının yaptığı çalışmada elektrocerrahi için iki aşamalı bir yapı önerilmiştir. İlk aşamada rezonanslı DC-DC SEPIC dönüştürücü devre yapısı ve ikinci aşamada DE sınıfı rezonans inverter devre yapısı üzerinde çalışmışlardır. DE sınıfı rezonans inverter seçilmesinin amacı, ZVS ile yumuşak anahtarlama sağlaması ve düşük akım-gerilim stresine sahip olmasıdır. Ayrıca yarım köprü DE sınıfı rezonans inverter yerine tam köprü DE sınıfı rezonans inverter kullanarak verimliliği arttırmışlardır. Elektrocerrahi için yapılan bu çalışmada sadece saf kesim modu değerlendirilmiştir.

Elektrocerrahide kullanılan rezonans inverterlerden yukarıda bahsedilmiştir. Bahsedilen bu inverter çeşitlerinin karşılaştırılması Tablo 3.2’de verilmiştir.

**Tablo 3.2:** D, E ve DE sınıfı rezonans inverterlerin karşılaştırılması (Vries 1999, Choi ve diğ. 2005, Kondo ve Koizumi 2015, Ashique ve diğ. 2021).

<b>Özellikler</b>	<b>D Sınıfı Rezonans İnverter</b>	<b>E Sınıfı Rezonans İnverter</b>	<b>DE Sınıfı Rezonans İnverter</b>
Anahtar Akım-Gerilim Stresi	Düşük	Yüksek	Düşük
Güç Seviyeleri	Yüksek	Düşük	Yüksek
Geniş Yük Aralığında Yumuşak Anahtarlama	Yok	Var	Var
Güç Yoğunluğu	Düşük	Yüksek	Yüksek
Verimlilik	Düşük	Yüksek	Yüksek

D sınıfı rezonans inverter, 1 MHz üzerindeki frekanslarda uygulamada zorluklar çıkarmaktadır ve çıkış kapasitansları nedeniyle kapasitif anahtarlama kaybı yaşamaktadır. Bu da verimliliği düşürmektedir. Yüksek gerilim ve yüksek frekansta bu etkiler daha da kötüleşmektedir (Vries 1999).

E sınıfı rezonans inverter, D sınıfı rezonans inverterde olduğu gibi anahtarlama kaybı yaşamamaktadır ve tek anahtarlama elemanından oluştuğu için daha basit yapıdadır. Ayrıca yüksek frekansta çalışması da mümkündür. Fakat anahtarların üzerindeki akım-gerilim stresi oldukça fazladır. Bu da güç üretimini düşürmektedir (Vries 1999, Ashique ve diğ. 2021).

DE sınıfı rezonans inverter hem D sınıfı hem de E sınıfı rezonans inverterin iyi özelliklerini sunmaktadır. ZVS'yi sağlamakla birlikte anahtarlar üzerindeki akım-gerilim stresi de düşüktür. Yüksek frekanslarda çalışmayı mümkün kıldığı için de verimlilik yüksektir (Vries 1999, Kondo ve Koizumi 2015).

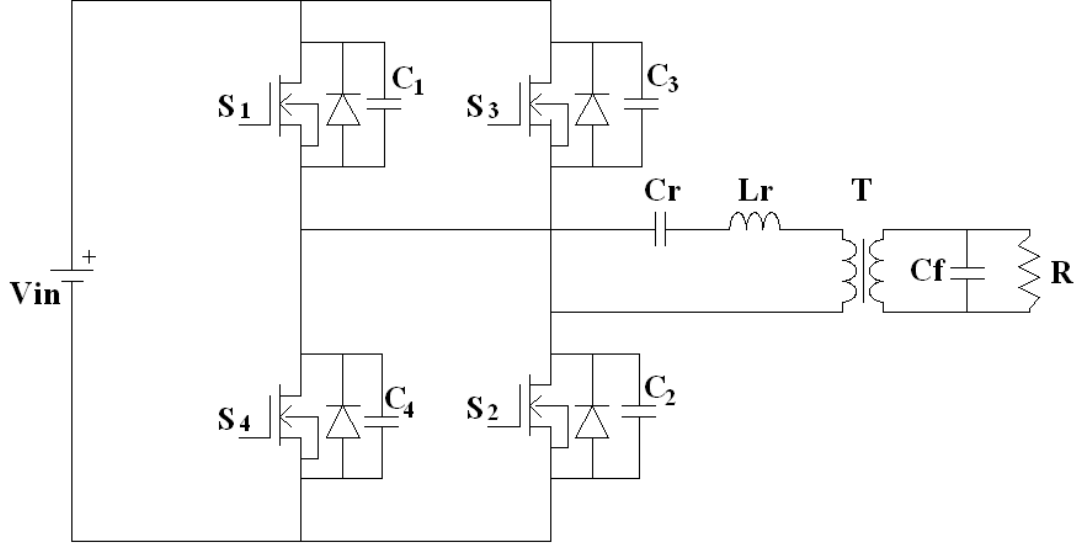
Yapılan bu karşılaştırmalar doğrultusunda, anahtar akım-gerilim stresinin düşük olması, yüksek güç seviyelerinde çalışması, geniş yük aralığında devrede ZVS'yi sağlaması, yüksek frekanslarda çalıştığı için yüksek güç yoğunluğu sağlaması gibi özelliklerden dolayı bu çalışmada elektrocerrahi için DE sınıfı rezonans inverter topolojisi önerilmiştir.

## 4. DE SINIFI REZONANS İNVERTER TEMEL PRENSİPLERİ

Bu bölümde elektrocerrahi için seçilen, yapısında DC gerilim kaynağı, anahtarlama elemanı ve bir rezonans devresi bulunan DE sınıfı rezonans inverterin temel prensipleri açıklanarak analizi yapılacaktır.

DE sınıfı rezonans inverter devresi, D Sınıfı bir ZVS çeviricidir. D sınıfı rezonans inverterin düşük gerilim stresi ve E sınıfı rezonans inverterin ZVS özelliklerini birleştirmektedir (Koizumi 2007). DE sınıfı rezonans inverterin anahtarlama kayıpları sıfırdır ve yüksek verimlilik sağlamaktadır. DE sınıfı rezonans inverterde, transistörler, gate-source gerilimlerinde ölü zaman olacak şekilde sürülmektedir (Kazimierczuk 2011).

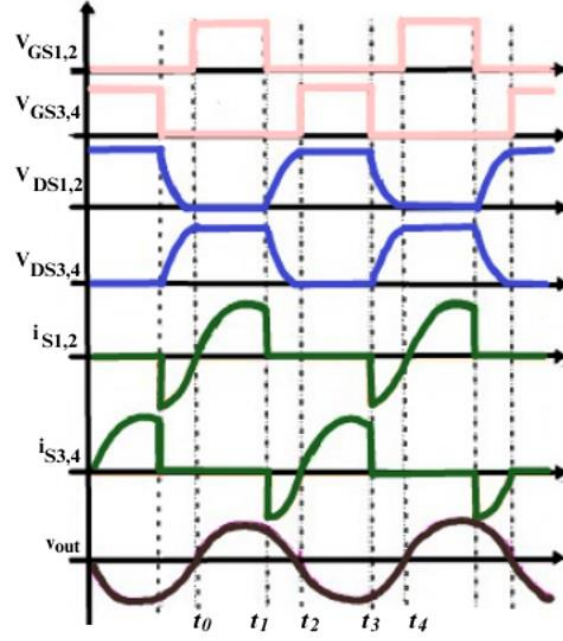
DE sınıfı rezonans inverter, D sınıfı rezonans inverterden türetilir. D sınıfı rezonans inverterin modifikasyonunun amacı, transistörlerin ZVS işlemini sağlamaktır (Kazimierczuk 2011). Elektrocerrahi için kullanılacak olan tam köprü DE sınıfı rezonans inverterin devre şeması Şekil 4.1'de gösterilmiştir. Bir gerilim kaynağı, tam köprü oluşturan dört adet MOSFET ( $S_1, S_2, S_3, S_4$ ), bir seri rezonans ( $L_r - C_r$ ) ve bir yük ( $R$ ) içermektedir. Her bir anahtarda antiparalel gövde diyotu ve parazitik kondansatör bağlıdır. Ayrıca devreye transformatör eklenerek izolasyonlu bir devre gerçekleştirilmiştir.



Şekil 4.1: Tam köprü DE sınıfı rezonans inverter devre şeması.

Şekil 4.2’de DE sınıfı rezonans inverterin tam köprü anahtarlama dalga grafiği ve çıkış geriliminin dalga formu verilmiştir. Anahtarlama sinyalleri  $S_1$ - $S_2$  ve  $S_3$ - $S_4$  birbirinin tamamlayıcısıdır. Yani  $S_1$ - $S_2$  anahtarları birlikte  $S_3$ - $S_4$  anahtarları birlikte iletme geçmektedirler. Aynı koldaki anahtarlar aynı anda iletme geçmemektedir. ZVS işleminin etkin olmasını sağlayan ölü zaman mevcuttur. Ölü zaman sırasında, dört anahtar da kesimdedir. Parazitik kondansatörlerin ikisi boşalırken diğer ikisi giriş gerilimi tarafından dolmaya başlamaktadır. Parazitik kondansatörlerin deşarjından sonra MOSFET ZVS işlemini gerçekleştirmek için hazır hale gelmektedir. Bu sırada çıkış akımı da gövde diyotundan akmaya başlamaktadır. Böylece MOSFET’in drain-source gerilimi ( $V_{DS}$ ), sıfıra yakın olmaktadır (Xiong ve diğ. 2022).





Şekil 4.2: DE sınıfı rezonans inverterin çalışmasına ait dalga şekilleri.

Şekilde gösterilen zaman aralıklarını inceleyecek olursak;

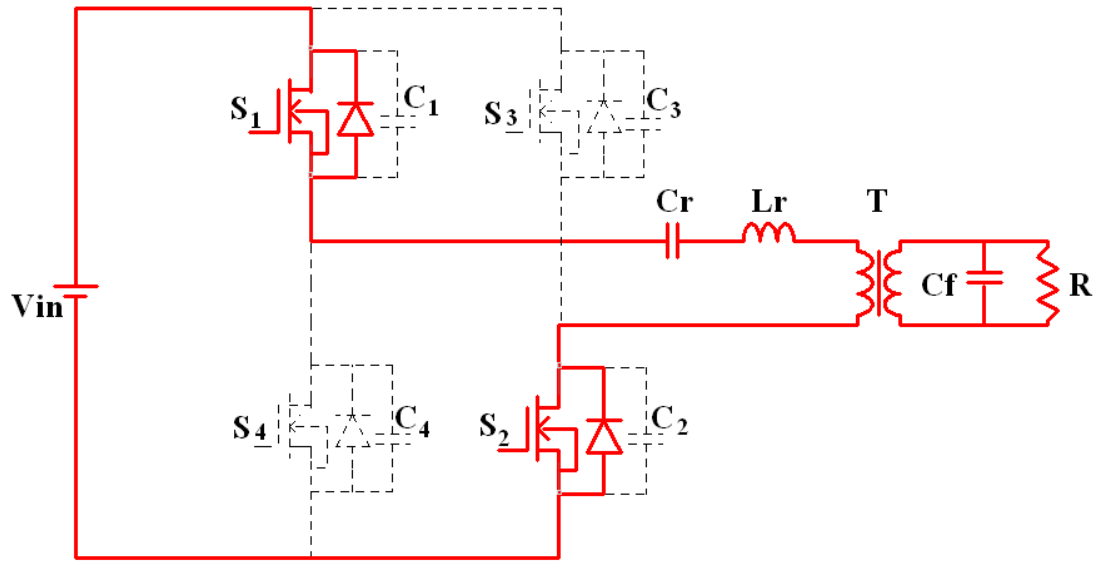
$[t_0-t_1]$ :  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarları iletimdedir.  $L_r$  ve  $C_r$  arasında rezonans oluşmaya başlamaktadır. Rezonans akımı  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarları üzerinden akmaktadır.

$[t_1-t_2]$ :  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarları kesime girmektedirler.  $t_1$  anında  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarlarının parazitik kondansatörleri boşalırken,  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarlarının parazitik kondansatörleri şarj olmaktadır. Ardından  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarları ZVS ile ilettime geçmektedir.

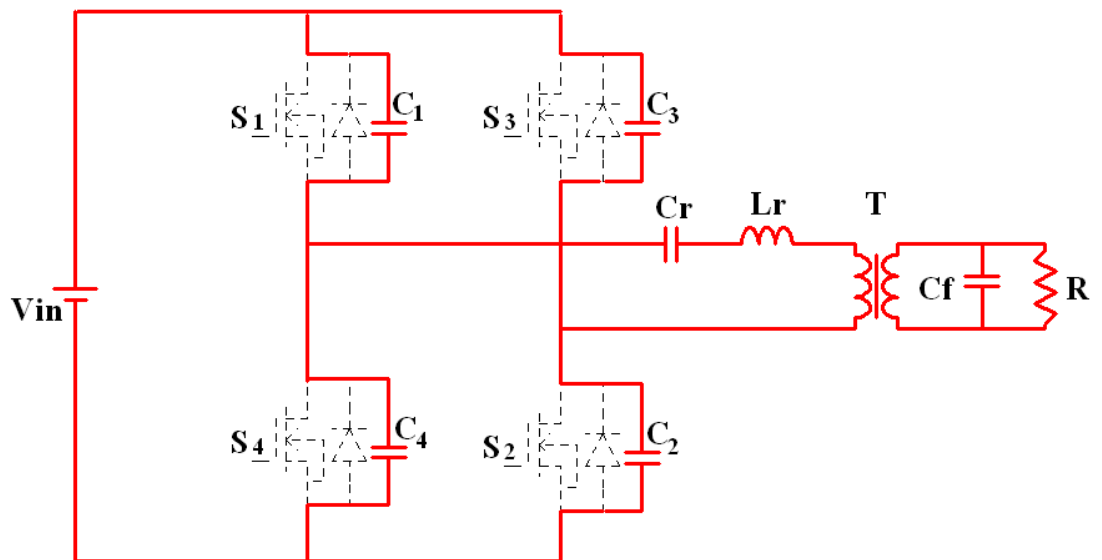
$[t_2-t_3]$ :  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarları iletimde  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarları kesimdedir.  $L_r$  ve  $C_r$  arasında rezonans oluşmaya başlamaktadır. Rezonans akımı  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarları üzerinden akmaktadır.

$[t_3-t_4]$ :  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarları kesime girmektedirler.  $t_3$  anında  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarlarının parazitik kondansatörleri boşalırken,  $S_3$  ve  $S_4$  anahtarlarının parazitik kondansatörleri şarj olmaktadır. Ardından  $S_1$  ve  $S_2$  anahtarları ZVS ile ilettime geçmektedir.

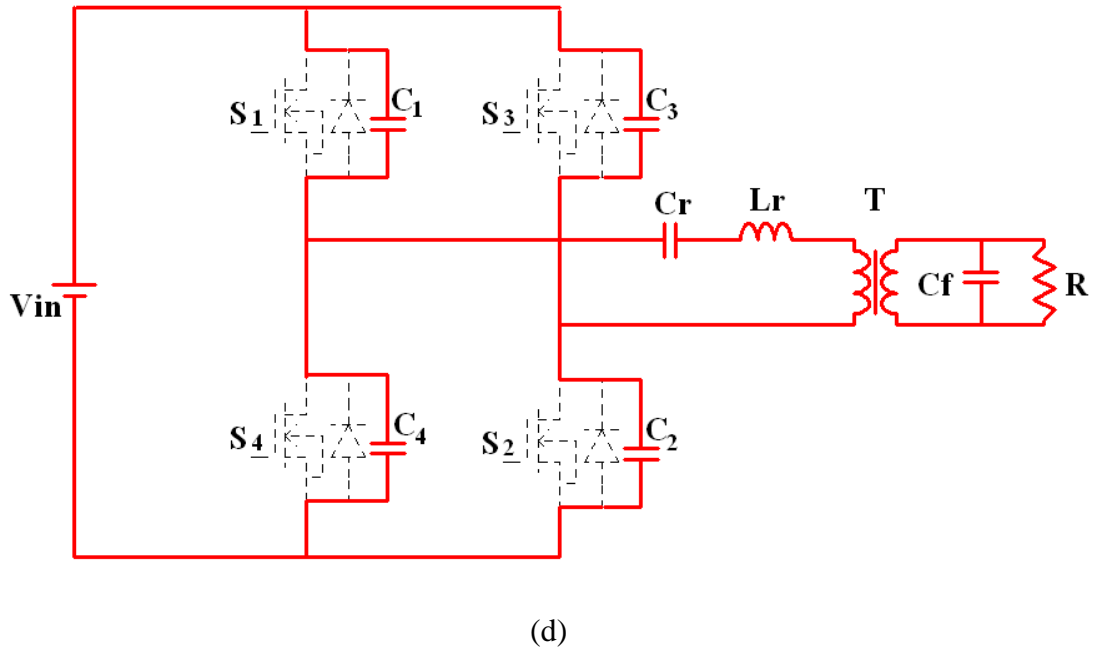
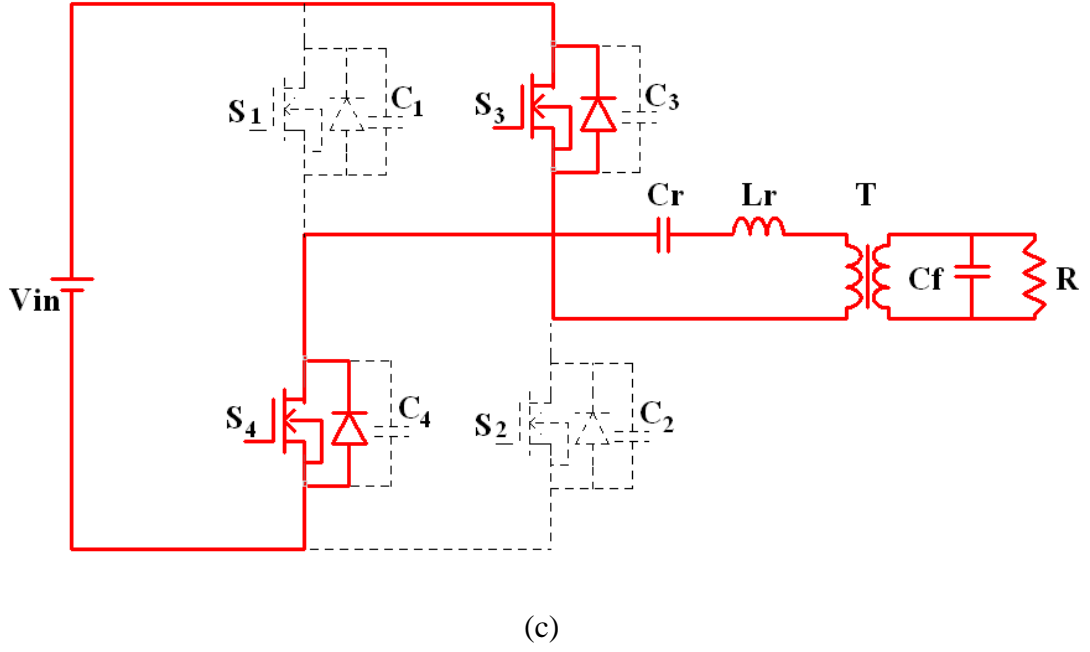
Şekil 4.3'te yukarıda anlatılan işlemlerin devre üzerinde gösterimi verilmiştir.



(a)



(b)



**Şekil 4.3:** DE sınıfı rezonans inverterin çalışma durumları. (a)  $[t_0, t_1]$ , (b)  $[t_1, t_2]$ , (c)  $[t_2, t_3]$ , (d)  $[t_3, t_4]$ .

DE sınıfı rezonans inverterin kalite faktörü denklem (4.1)'de, buna bağlı olarak belirlenen rezonans elamanları  $L_r$  ve  $C_r$  'nin denklemleri sırasıyla denklem (4.2) ve denklem (4.3)'te verilmiştir.

$$Q_L = \frac{\omega L_r}{R} \quad (4.1)$$

$$L_r = \frac{Q_L R}{\omega} \quad (4.2)$$

$$C_r = \frac{1}{\omega R(Q_L - \frac{\pi}{2})} \quad (4.3)$$

Çıkış gücü denklem (4.4)'te verilmiştir.

$$P_0 = \frac{V_{in}^2}{2\pi^2 R} \quad (4.4)$$

Tam köprü DE sınıfı rezonans inverterde,  $C = C_1 = C_2 = C_3 = C_4$  şeklinde dört adet MOSFET'in parazitik kondansatörü bulunmaktadır. Bu kondansatörler, MOSFET'lerin drain-source terminalleri arasında bulunmaktadır ve MOSFET'in çalışmasını etkilemektedir. MOSFET'ler ZVS ile iletme girmedikçe kayıp meydana getirmektedirler (Yılmaz 2010). Bu yüzden kapasite değeri yeterli büyüklükte olursa kayıplar sıfıra yaklaşmakta ve ZVS sağlanmış olmaktadır. Denklem (4.5)'te verilmiştir.

$$C = C_1 = C_2 = C_3 = C_4 = \frac{1}{4\pi^2 R_{max} f_{max}} \quad (4.5)$$

İzolasyonu sağlayan transformatör incelendiğinde, özellikle tıbbi cihazların güç ünitelerinde kullanılmaktadır.  $N_p/N_s$  oranı, yani primer sekonder sarım sayıları 1:1'e eşit olan transformatör çeşididir. Güç kaynağına binen yüksek frekanslı gürültüyü bastırmaktadırlar. İzolasyon transformatörleri, AC güç hatları ile güç verilen cihaz arasında galvanik izolasyon sağlamaktadır ve aşağıdaki üç özelliği oluşturmaktadır (Pini 2020).

1. İzolasyonu sağlamaktadır.
2. Şebeke gerilimlerinin yükseltilmesini ve düşürülmesini sağlamaktadır
3. Primerden sekondere veya tersi yönde iletilen hat gürültüsünü azaltmaktadır.

İzolasyon transformatörleri, transformatörün özelliklerini sağlamaktadır ve primer-sekonder sargılar ortak bir ferromanyetik çekirdek üzerine sarılmaktadır (Pini 2020).

İzolasyon transformatörlerinde enerji korunur fakat kayıplar meydana gelmektedir. Denklem (4.6)'da  $k$  endüktif birleştirme katsayısı primer kaçak endüktansı ve öz endüktansı ile ilişkili olarak hesaplanmaktadır. Denklem (4.7)'de primer öz endüktans denklemi verilmiştir ve denklem (4.8)'de primer kaçak endüktansının eşitliği verilmiştir. Denklem (4.9)'da mıknatıslayıcı endüktans eşitliği verilmiştir. (Wikipedia 2018).

$$0 < k < 1$$

$$k = \sqrt{1 - \frac{L_{sc}^{pri}}{L_S}} \quad (4.6)$$

$$L_{oc}^{pri} = L_P = L_{M_{pri}} + L_P^\sigma \quad (4.7)$$

$$L_P^\sigma = L_P(1 - k) \quad (4.8)$$

$$L_{M_{pri}} = L_P k \quad (4.9)$$

Primer taraf için yapılan hesaplamalar sekonder taraf için de sırasıyla yapılmıştır ve (4.10), (4.11), (4.12) ve (4.13) eşitliklerinde sağlanmıştır.

$$k = \sqrt{1 - \frac{L_P^{sec}}{L_P}} \quad (4.10)$$

$$L_{oc}^{sec} = L_S = L_{M_{sec}} + L_S^\sigma \quad (4.11)$$

$$L_S^\sigma = L_S(1 - k) \quad (4.12)$$

$$L_{M_{sec}} = L_S k = \frac{L_{M_{pri}}}{\alpha^2} \quad (4.13)$$

Yaklaşık dönüş oranı,  $\alpha$ , denklem (4.14)'de verilmiştir.

$$\alpha = \sqrt{\frac{L_P}{L_S}} \approx \frac{N_P}{N_S} \approx \frac{V_P}{V_S} \approx \frac{i_S}{i_P} \quad (4.14)$$

Primer endüktansta oluşan manyetik alan sekonder endüktansı da etkilemektedir. Bu da karşılıklı endüktans,  $M$ , olarak ifade edilmektedir ve denklem (4.15)'te verildiği gibidir (Özçelik ve Aycan 2017).

$$|M| = k \sqrt{L_P L_S} \quad (4.15)$$

Son olarak daha düzgün bir çıkış elde etmek adına filtre kondansatörü kullanılmıştır ve denklem (4.16)'da verilmiştir.

$$C_f = \frac{1}{\omega R_{max}} \quad (4.16)$$

## 5. SİMÜLASYON VE DENEYSEL SONUÇLAR

Teorik çalışmalar doğrultusunda bu çalışmada elektrocerrahi için DE sınıfı rezonans inverter topolojisi üzerinde yoğunlaşmış ve bunun üzerine simülasyon çalışmaları yapılmıştır.

Saf kesim modu, tam bir sinüs çıkış gerilimi vermektedir. Karışık kesim modu, modüleli bir çıkış gerilimi oluşturmaktadır. Koagülasyon modu ise ani bir sinüs çıkış gerilimi oluşturmaktadır. Amaç, tek bir DE sınıfı rezonans inverterin kontrol sinyallerini değiştirerek bu üç modu da elde etmektir.

### 5.1 Simülasyon Sonuçları

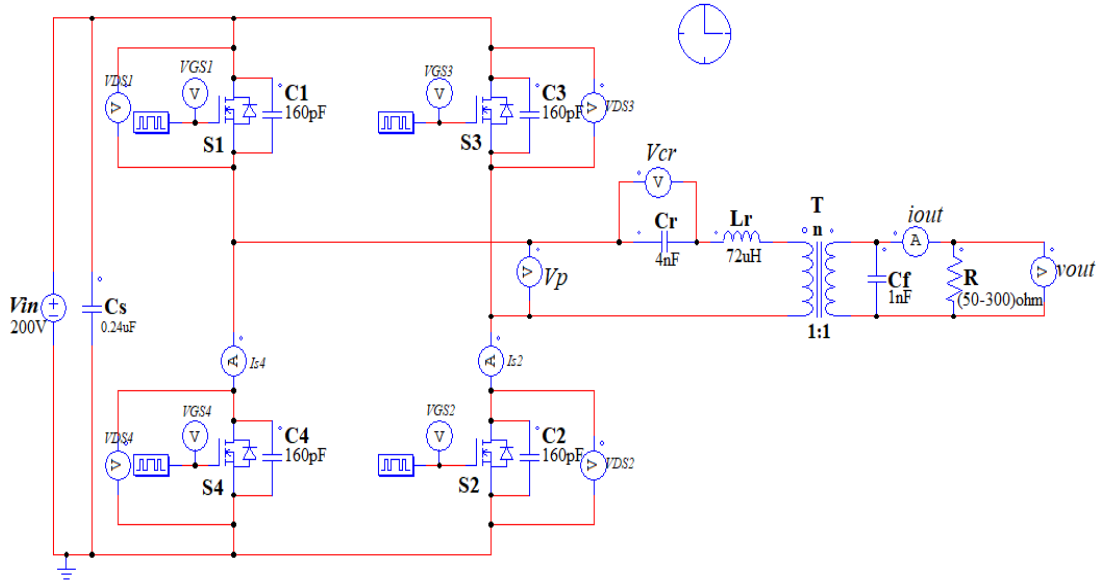
Elektrocerrahi için üç modu gerçekleştiren DE sınıfı rezonans inverter tasarımı yapılmıştır. Denklem (4.2)'ye göre rezonans bobini, denklem (4.3)'e göre rezonans kondansatörü hesaplanmıştır. Ayrıca MOSFET'in parazitik kondansatörü denklem (4.5) ve filtre kondansatörü denklem (4.16)'ya göre çıkarılmıştır. Tasarım parametreleri Tablo 5.1'de verilmiştir. GaN elemanları son zamanlarda geliştirilmiş olup, yüksek performansları ve güç yoğunlukları nedeniyle büyük talep görmektedir (Hu ve diğ. 2018) Geniş bant aralığı, yüksek hızda iletim-kesim işlemlerinin olması, yüksek frekanslarda rahat çalışabilmesi ve düşük anahtarlama kayıplarının olmasından dolayı devrede GaN MOSFET kullanılmıştır (Lidow ve diğ. 2014, Devenci 2019). Transformator hesaplamaları denklem (4.6) – (4.15) arası verilen eşitliklere göre hesaplanmıştır.

**Tablo 5.1:** Tasarım parametreleri.

Parametreler	Değerler
Anahtar (MOSFET)	GS66508B
Giriş Gerilimi	200 V
Anahtarlama Frekansı	500 kHz
Yük Direnci	50 $\Omega$ - 300 $\Omega$

Rezonans Bobini	72 uH
Rezonans Kondansatörü	4 nF
Filtre Kondansatörü	1nF

Parametreler belirlenip teorik hesaplamalar yapıldıktan sonra PSIM programı üzerinden simülasyon devre şeması oluşturulmuştur. DE sınıfı rezonans inverter devre şeması Şekil 5.1'deki gibidir.



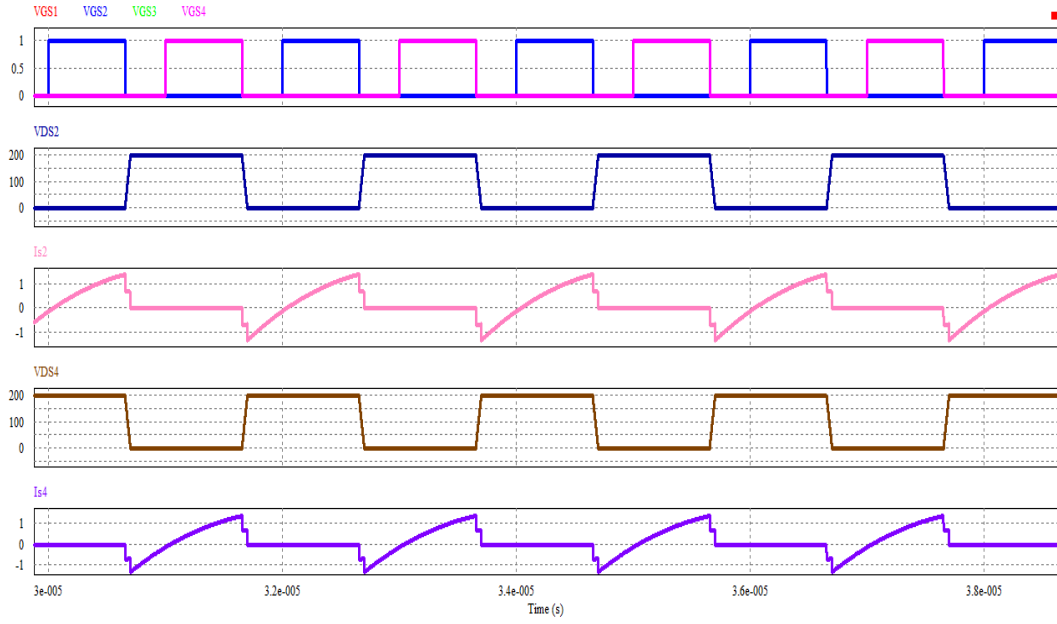
Şekil 5.1: DE sınıfı rezonans inverter PSIM devre şeması.

Devredeki kondansatörler incelendiğinde, yüksek frekanslı girişimler için bara kondansatörü ( $C_s$ ) kullanılmıştır. DE sınıfı rezonans inverter için gerekli olan şönt kondansatörleri GS66508B MOSFET'in çıkış kapasitans değerleri sağladığı için ek kondansatör kullanılmamıştır. Hesaplamalar ve simülasyon bu doğrultuda gerçekleşmiştir. Son olarak çıkışta 1nF değerinde filtre kondansatörü ( $C_f$ ) kullanılmıştır.

Rezonans elemanlarına bakıldığında, kondansatör 4nF ve bobin 72uH seçilmiştir. Devrenin ZVS'yi sağlaması için endüktif olması gerekmektedir. Bu yüzden rezonans frekansı 296 kHz hesaplanmıştır.

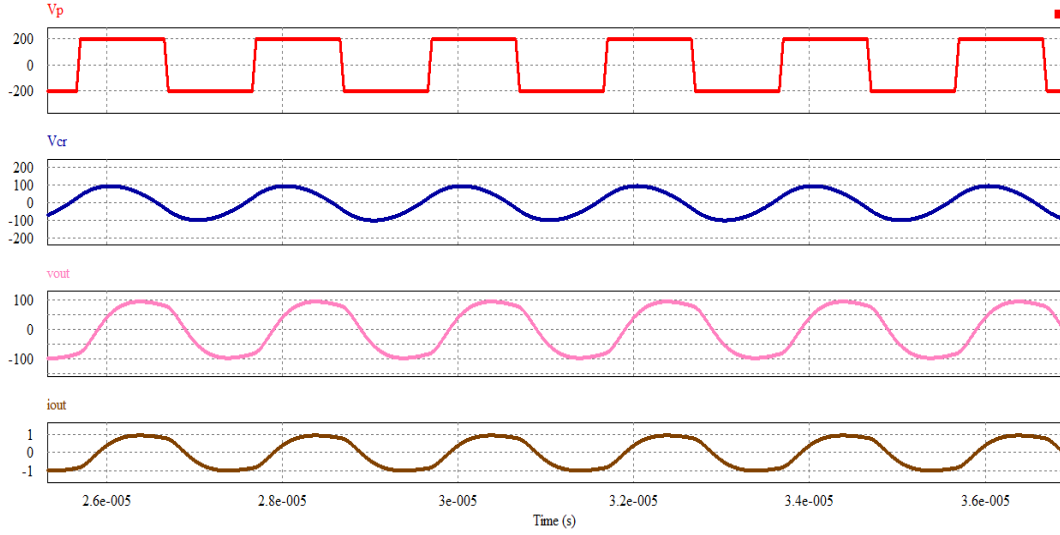


Simülasyon devre şeması tasarlanan DE sınıfı rezonans inverter üç mod için incelenmiştir. Saf kesim modu için, 500 kHz frekansta çalışan, ZVS'yi sağlayan tam sinüs bir çıkış gerilimi elde edilmiştir. Çapraz koldaki anahtarlar ( $S_1$ - $S_2$ ,  $S_3$ - $S_4$ ) aynı anda iletme girmektedirler. Şekil 5.2'de saf kesim modunun MOSFET gate-source gerilimleri ( $V_{GS1}$ ,  $V_{GS2}$ ,  $V_{GS3}$ ,  $V_{GS4}$ ), çapraz kollar aynı anda iletimde olduğu için MOSFET'in  $S_2$  ve  $S_4$  anahtarlarının drain-source gerilimleri ( $V_{DS2}$ ,  $V_{DS4}$ ), birinci ve ikinci kol akımları için de drain-source gerilimleri verilen  $S_2$  ve  $S_4$  anahtarlarının akımları ( $i_{s2}$ ,  $i_{s4}$ ) verilmiştir.



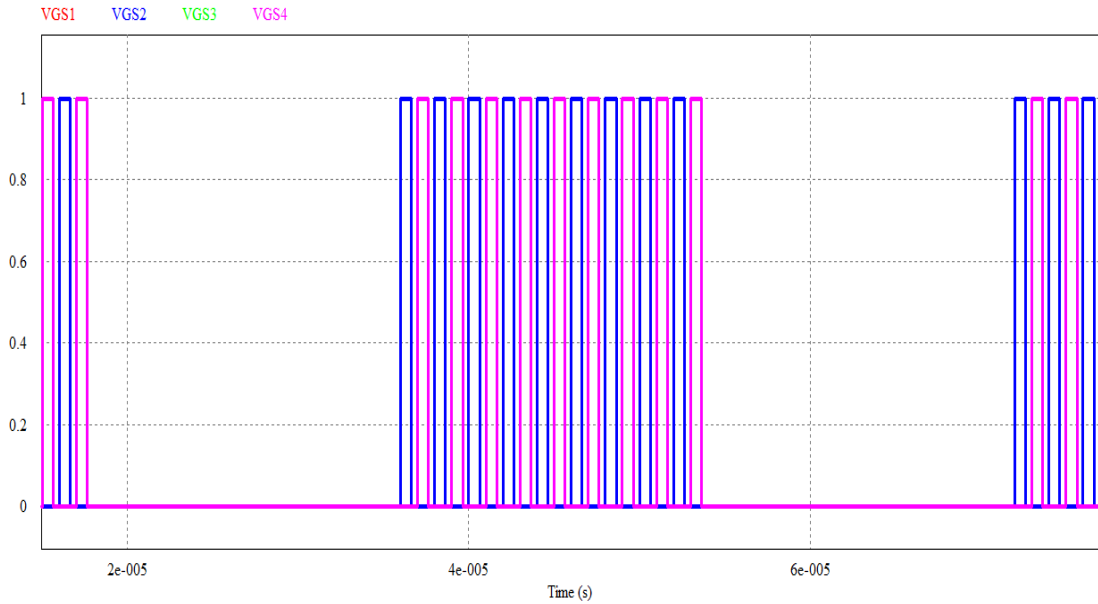
**Şekil 5.2:** Saf kesim modu için, MOSFET'lerin gate-source gerilimleri,  $S_2$  anahtarının drain-source gerilimi ve akımı,  $S_4$  anahtarının drain-source gerilimi ve akımı.

Saf kesim modu, 500 kHz anahtarlama frekansına sahip tam bir sinüs çıkış gerilimi ve akımı vermektedir. Şekil 5.3'te tepeden tepeye 400 V primer gerilimi ( $V_p$ ), rezonans kondansatörünün rms gerilimi ( $V_{cr}$ ) 70 V, çıkış rms gerilimi ( $v_{out}$ ) 75 V ve çıkış rms akımı ( $i_{out}$ ) 0.75 A olarak elde edilmiştir.



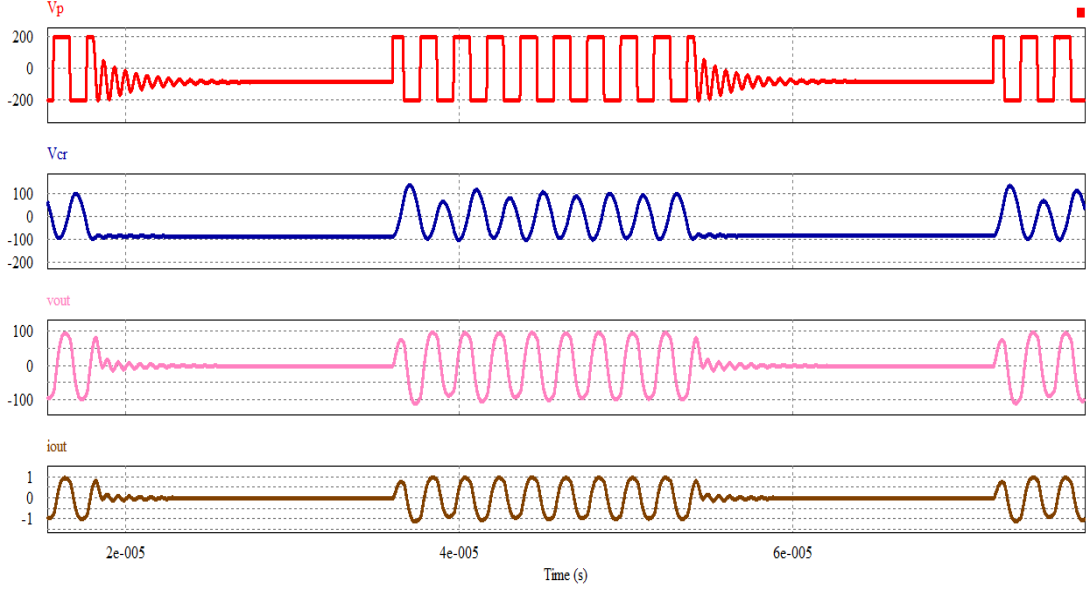
**Şekil 5.3:** Saf kesim modu için, primer gerilimi  $V_p$ , rezonans kondansatörü gerilimi  $V_{cr}$ , çıkış gerilimi  $V_{out}$  ve çıkış akımı  $i_{out}$ .

Karışık kesim modunun simülasyonu yapıldığında, çıkış gerilimi modülelidir. 500 kHz anahtarlama frekansı ve 27 kHz yinelenen frekansta çalışmaktadır (Valleylab 2000). Şekil 5.4'te karışık kesim modunun MOSFET gate-source gerilimleri ( $V_{GS1}$ ,  $V_{GS2}$ ,  $V_{GS3}$ ,  $V_{GS4}$ ) verilmiştir.



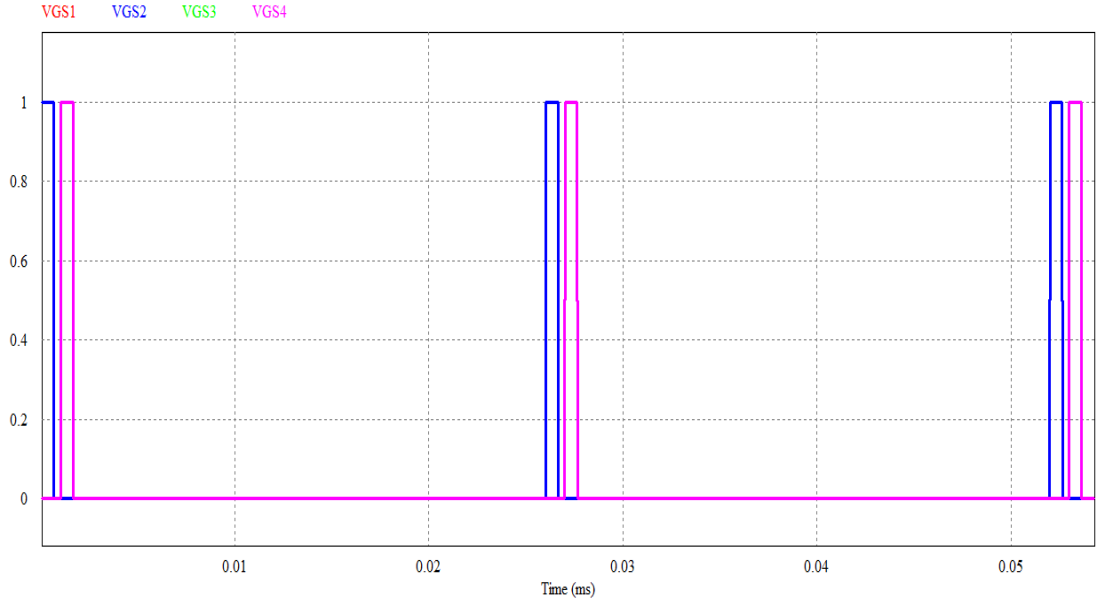
**Şekil 5.4:** Karışık kesim modu için, MOSFET gate-source gerilimi  $V_{GS1}$ ,  $V_{GS2}$ ,  $V_{GS3}$ ,  $V_{GS4}$ .

Karışık kesim modu için, tepeden tepeye 400 V primer gerilimi ( $V_p$ ), rezonans kondansatörü rms gerilimi ( $V_{cr}$ ) 75 V, rms çıkış gerilimi ( $v_{out}$ ) 55 V ve çıkış rms akımı ( $i_{out}$ ) 0.55 A olarak Şekil 5.5'te verilmiştir.



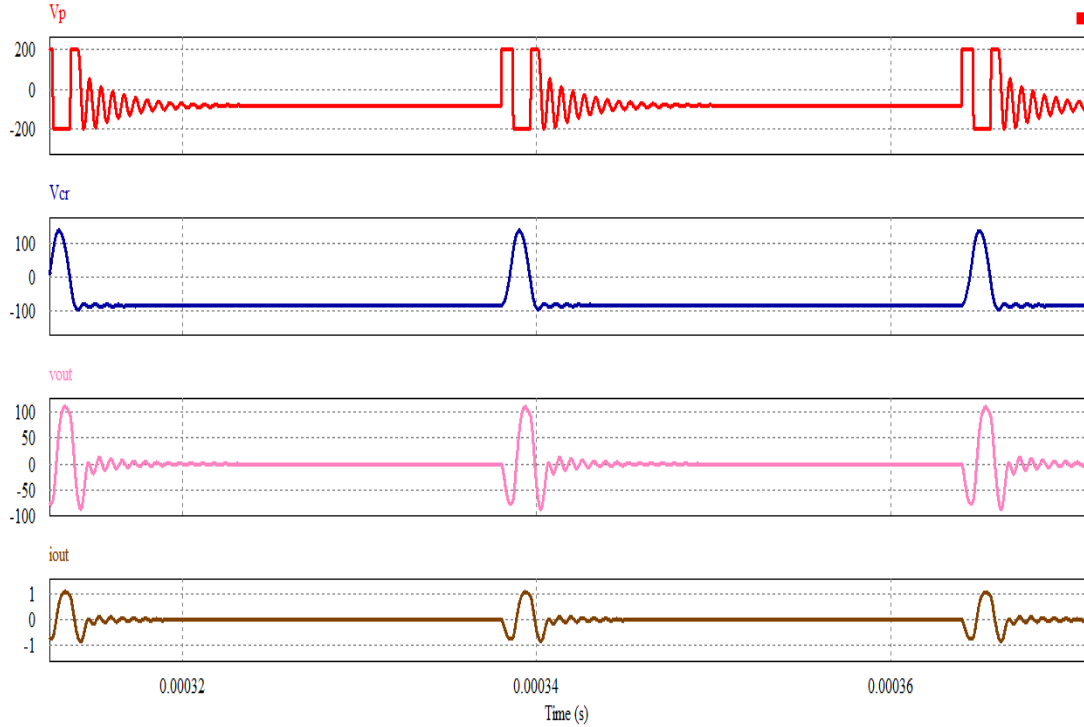
**Şekil 5.5:** Karışık kesim modu için, primer gerilimi  $V_p$ , rezonans kondansatörü gerilimi  $V_{cr}$ , çıkış gerilimi  $v_{out}$  ve çıkış akımı  $i_{out}$ .

Koagülasyon modunda pıhtılaşma işlemini gerçekleştirmek için ani bir sinüs dalgalanması gerektirmektedir. 500 kHz anahtarlama frekansı ve 39 kHz yinelenen frekansta çalışılmaktadır (Valleylab 2000). Şekil 5.6'da koagülasyon modunun MOSFET gate-source gerilimleri ( $V_{GS1}$ ,  $V_{GS2}$ ,  $V_{GS3}$ ,  $V_{GS4}$ ) verilmiştir.



**Şekil 5.6:** Koagülasyon modu için, MOSFET gate-source gerilimi  $V_{GS1}$ ,  $V_{GS2}$ ,  $V_{GS3}$ ,  $V_{GS4}$ .

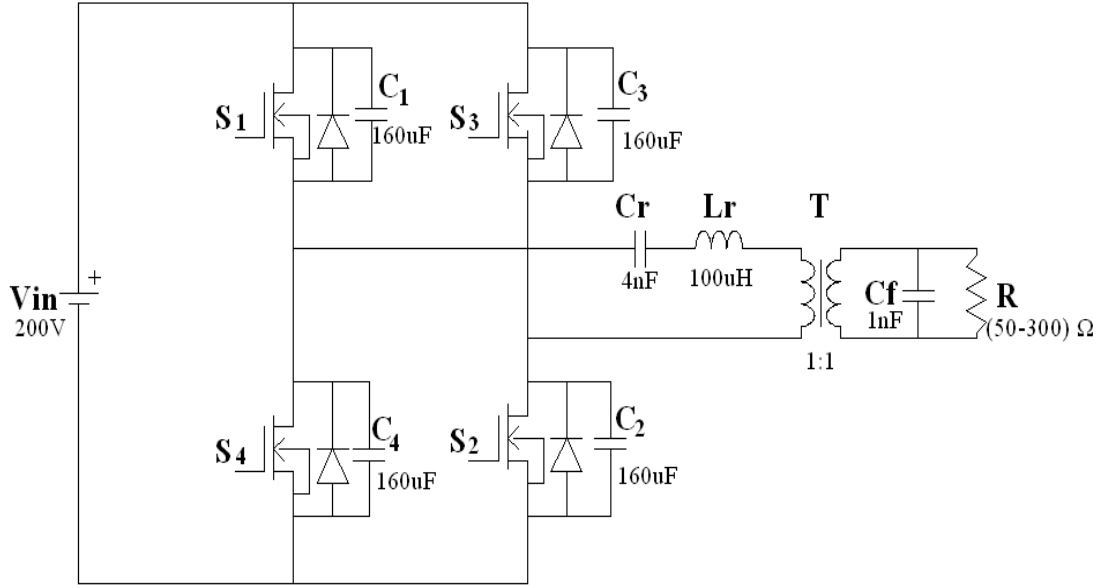
Koagülasyon modu için, tepedem tepeye 400V primer gerilimi ( $V_p$ ), rezonans kondansatörü rms gerilimi ( $V_{cr}$ ) 80 V, çıkış rms gerilimi ( $v_{out}$ ) 17 V ve çıkış rms akımı ( $i_{out}$ ) 0.17 A olarak Şekil 5.7’de verilmiştir.



**Şekil 5.7:** Koagülasyon modu için, primer gerilimi  $V_p$ , rezonans kondansatörü gerilimi  $V_{cr}$ , çıkış gerilimi  $v_{out}$  ve çıkış akımı  $i_{out}$ .

## 5.2 Deneysel Sonuçlar

Tasarımı ve simülasyonu tamamlanan devrenin prototip tasarımına geçilmiştir. Prototip devre şeması Şekil 5.8’de görülmektedir. İlk olarak üç mod için kontrol devresinin tasarımı yapılmıştır. Daha sonra KiCad programı üzerinden şematik ve board kısımları tamamlanarak PCB kart üretimine geçilmiştir. PCB dizgisi yapılan kartın deneysel sonuçları alınmıştır.

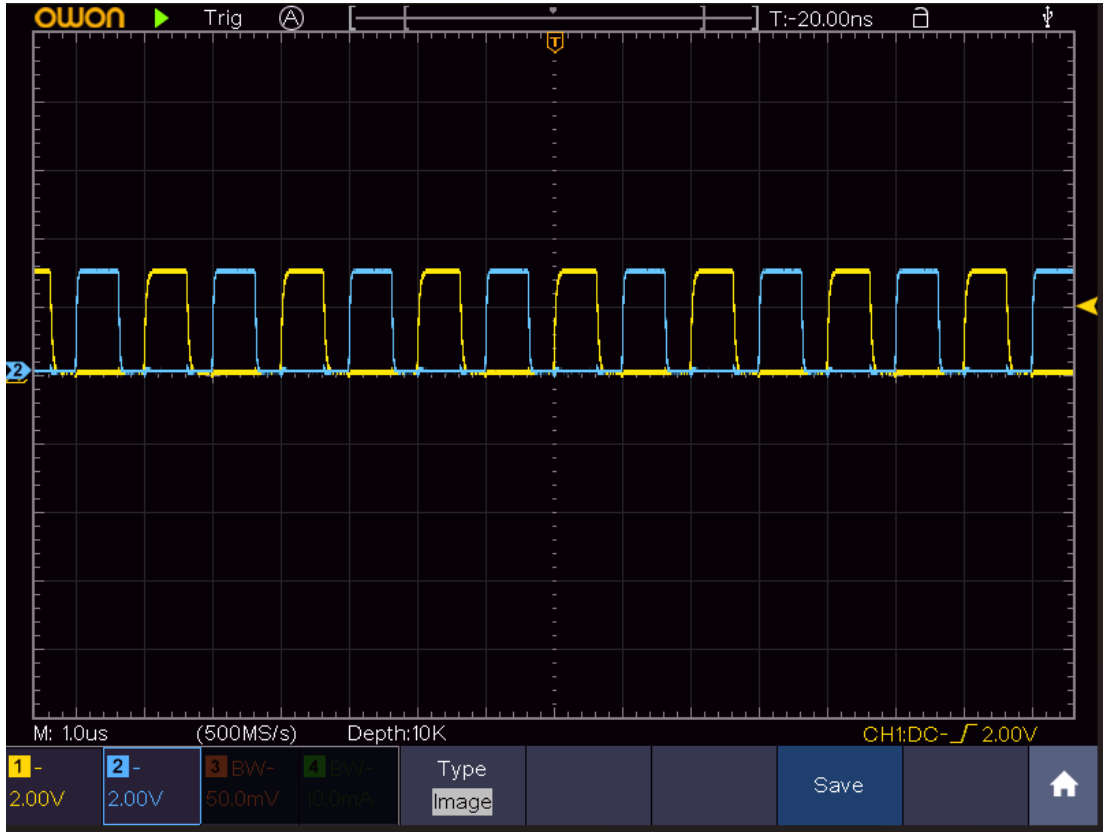


Şekil 5.8: DE sınıfı rezonans inverter prototip devre şeması.

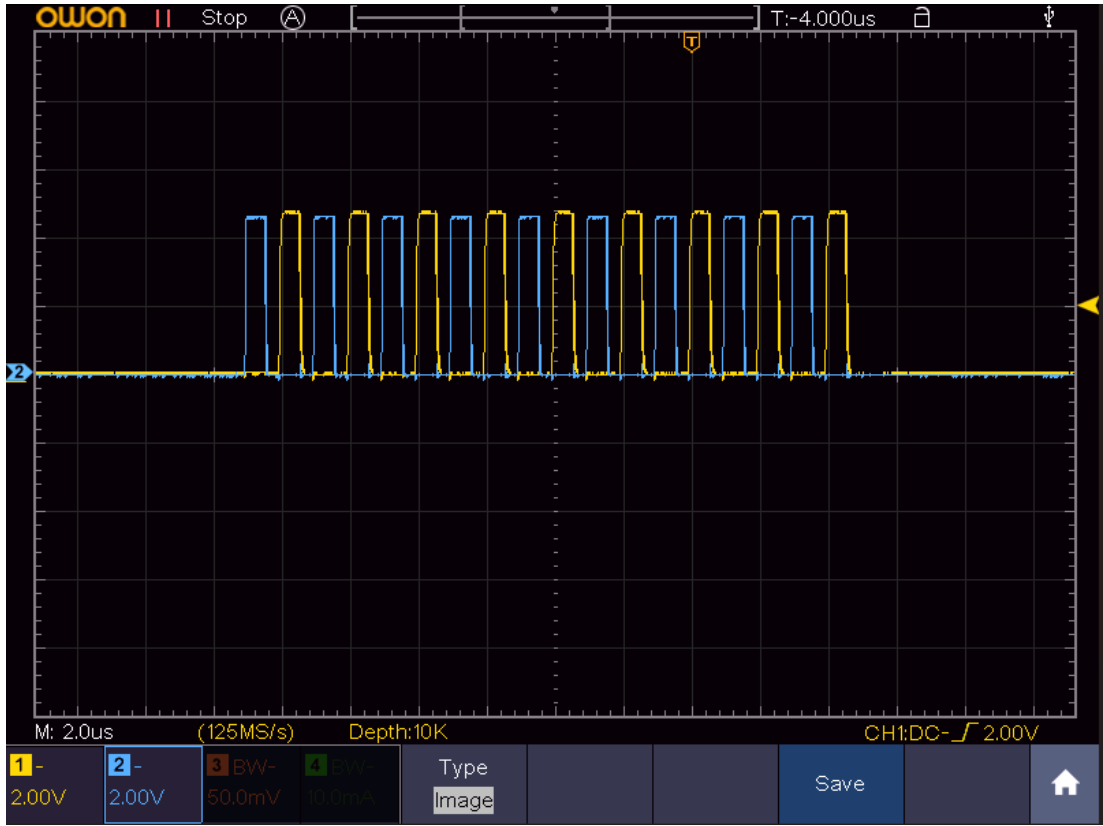
### 5.2.1 Kontrol Devresinin Tasarımı

Elektrocerrahide üç modun sağlanması için en önemli adımlardan biri kontrol devresini oluşturmaktır. Saf kesim modu için 500 kHz’de çalışan lojik kapılardan oluşan bir dead time devresi yapılmıştır. Bu mod için kontrol sinyalleri Şekil 5.9’da verilmiştir. Devrede, MOSFET’ler ilettime geçerken belli bir periyotta ölü zaman mevcuttur. Karışık kesim modu ve koagülasyon modu için iki frekansı lojik kapılarla karşılaştıracak bir devre tasarımı yapılmıştır. Karışık kesim modu için kontrol sinyalleri Şekil 5.10’da koagülasyon modu için Şekil 5.11’de gösterilmiştir. STM32 mikrodenetleyici kart üzerinde üç modun da kontrol sinyalleri oluşturulmuştur.

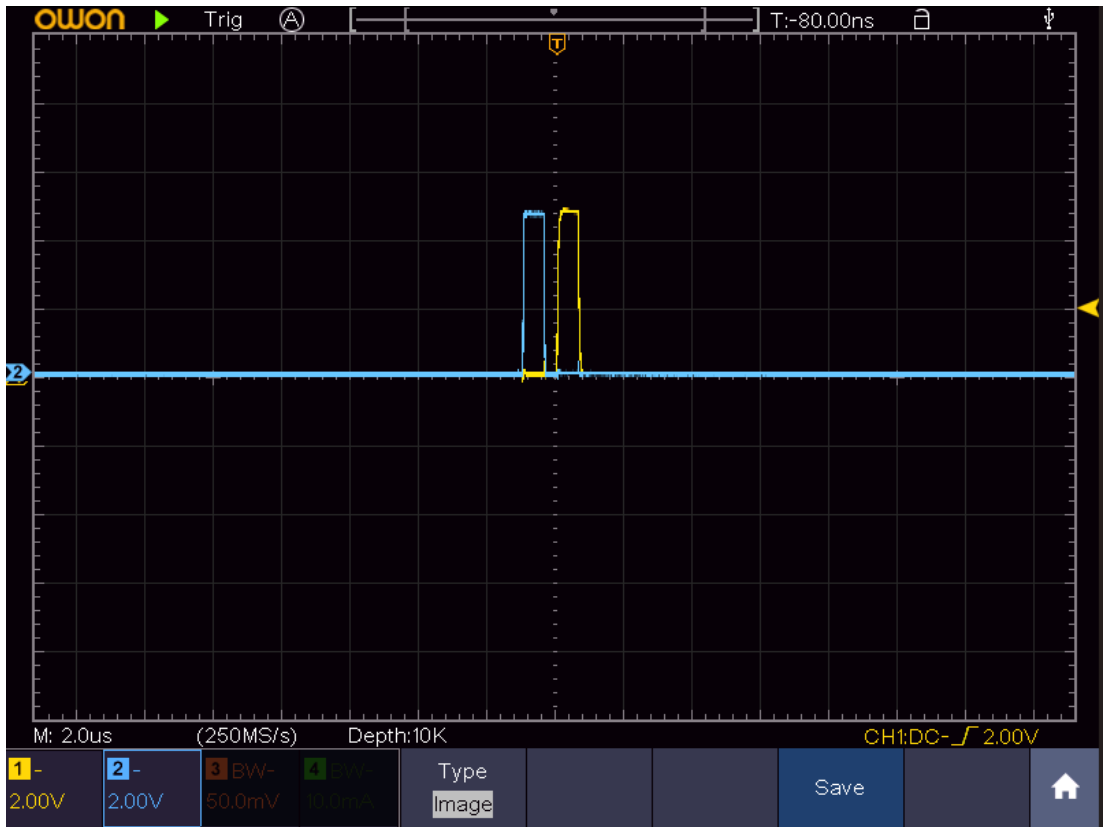
Karışık kesim modu ve koagülasyon modu için kartta oluşturulan frekanslar AND kapısı ile karşılaştırılmıştır.



Şekil 5.9: Saf kesim modu için kontrol sinyalleri.



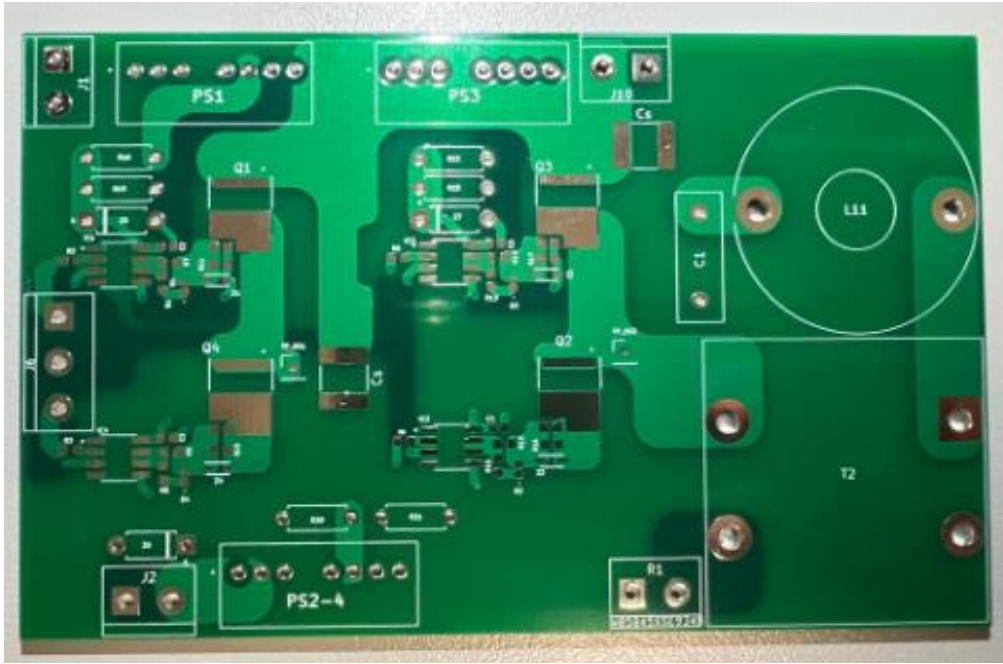
Şekil 5.10: Karışık kesim modu için kontrol sinyalleri



Şekil 5.11: Koagülasyon modu için kontrol sinyalleri.

### 5.2.2 PCB Tasarımı

Simülasyon sonuçları tamamlanan devrenin KiCad programı üzerinden PCB tasarımına geçilmiştir. İlk olarak belirlenen malzemelerin kütüphaneleri oluşturulmuştur. Kütüphaneleri tamamlanan komponentlerin şematik tasarımı tamamlanmıştır. Şematik tasarımı tamamlanan devrenin PCB board tasarımına geçilmiştir. 4 katmanlı, 1 oz bakır kalınlığında PCB üretilmiş ve Şekil 5.12’de verilmiştir. Üretimi tamamlanan PCB tasarımının boyutları 108.74 mm x 67.69 mm’dir.

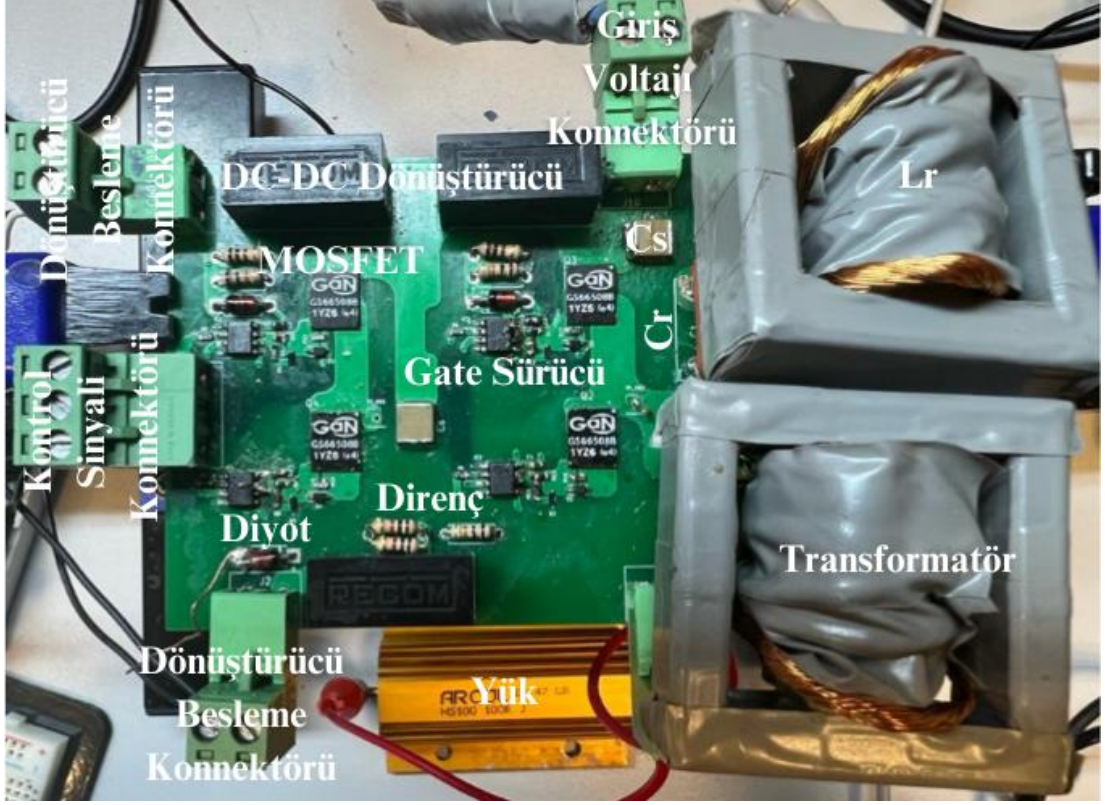


Şekil 5.12: DE sınıfı rezonans inverter prototipi için üretilen PCB.

### 5.2.3 Prototip Tasarımı ve Ölçüm Sonuçları

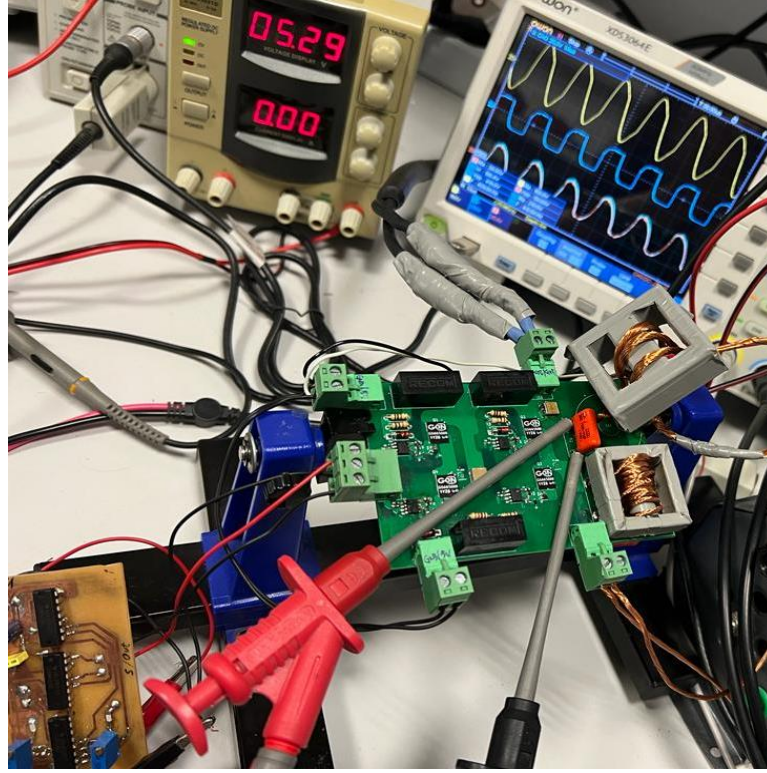
PCB dizgi işlemlerine geçmeden önce transformatör ve bobin tasarımı yapılmıştır. Belirlenen boyuttaki nüveler hava boşluksuz olacak şekilde hesaplanan değerlere göre litz teli ile sarılmıştır. PCB dizgi işlemleri tamamlanan devre kartı Şekil 5.13’de verilmiştir.





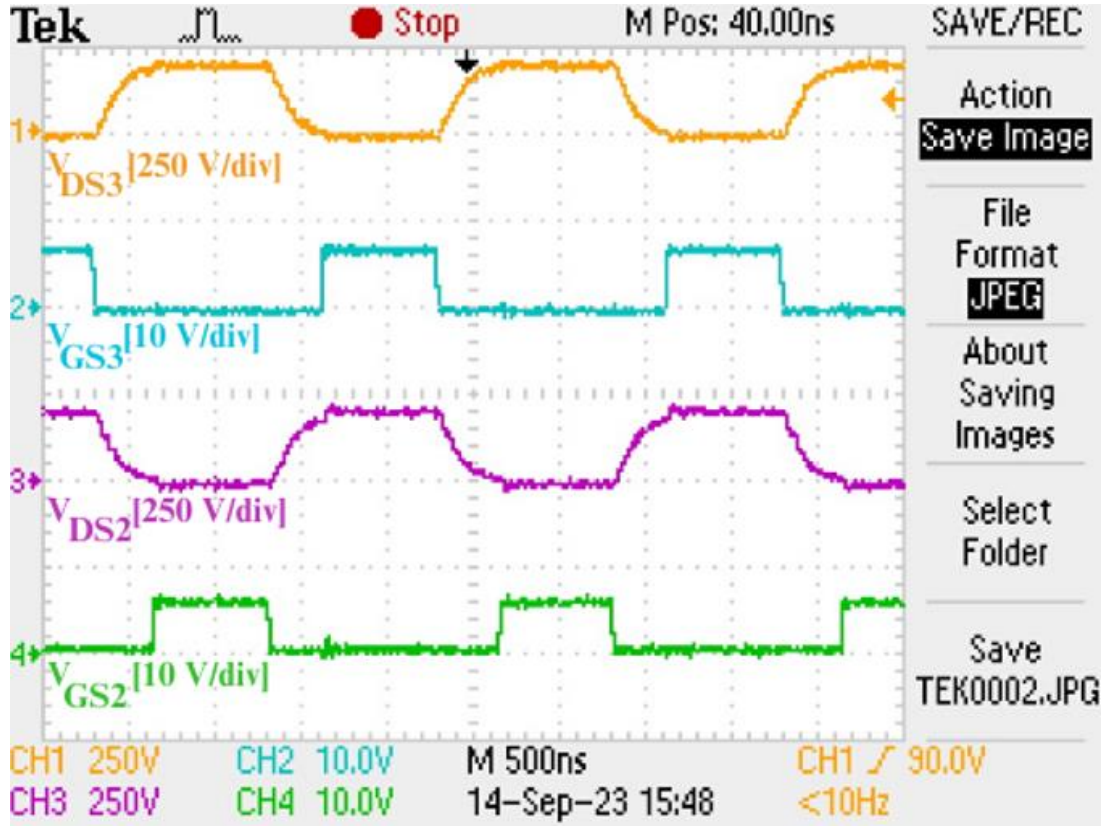
Şekil 5.13: Dizgi işlemi tamamlanmış DE sınıfı rezonans inverter prototipi için üretilen PCB.

Şekil 5.14'te görüldüğü gibi elektrocerrahi devresinin akım gerilim değerleri osiloskop ve akım gerilim problemleri kullanılarak ölçülmüştür. Alınan sonuçlar simülasyon sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.

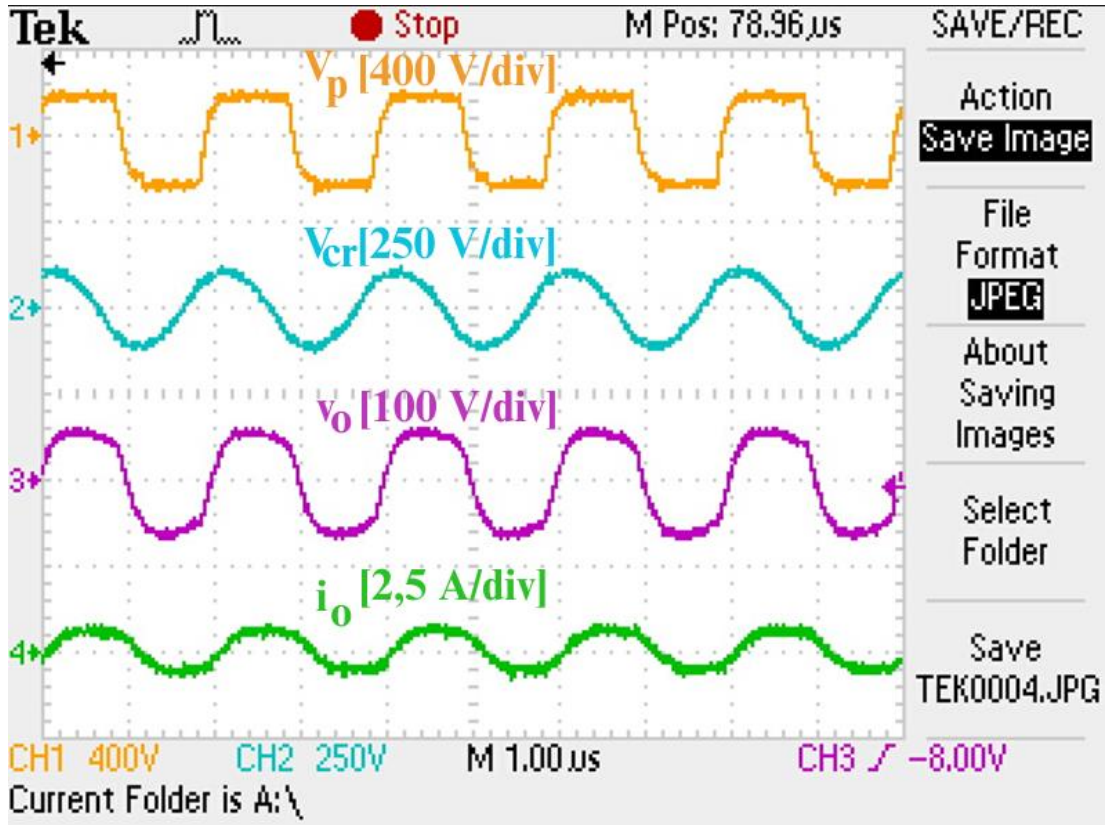


Şekil 5.14: Elektrocerrahi devresinin laboratuvar ortamında ölçümlerinin alınması.

Aynı koldaki MOSFET'lerin drain-source ve gate-source gerilimleri Şekil 5.15'te verilmiştir. Buradan da anlaşılacağı gibi MOSFET'ler ZVS'yi sağlamaktadır. Elektrocerrahi için saf kesim modu, karışık kesme modu ve koagülasyon modu için  $100 \Omega$  yükte primer gerilim, rezonans kondansatörünün gerilimi, çıkış gerilimi ve çıkış akımı sonuçları alınmıştır. Saf kesim modu için,  $100 \Omega$  için tepeden tepeye  $V_p$  496 V,  $V_{cr}$  rms gerilimi 75 V,  $v_{out}$  rms gerilimi 48.7 V  $i_{out}$  rms akımı 0.469 A ölçülmüştür ve dalga şekilleri Şekil 5.16'da verilmiştir. Elde edilen çıkış gerilimi, yüksek frekansta iletim yollarında oluşan gerilim düşümlerinden dolayı simülasyon sonuçlarına göre daha düşük elde edilmiştir.



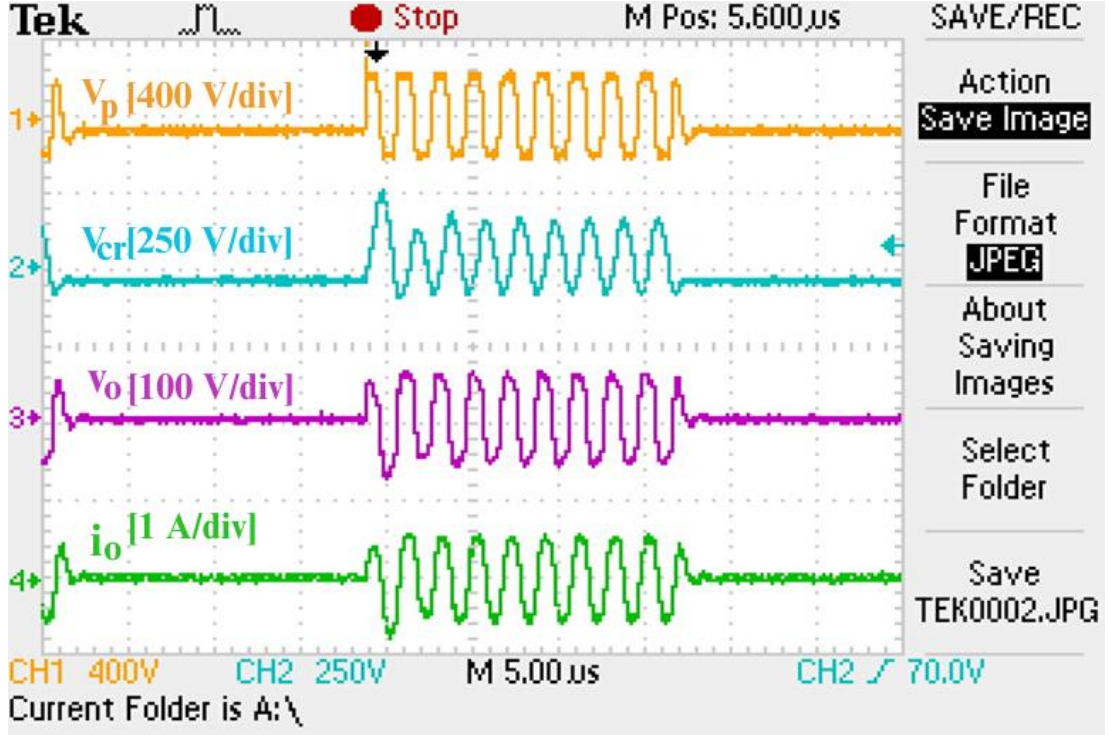
Şekil 5.15: Saf kesim modu için,  $S_3$  ve  $S_2$  MOSFET'lerinin drain-source ( $V_{DS3}$ - $V_{DS2}$ ) ve gate source ( $V_{GS3}$ - $V_{GS2}$ ) gerilimleri.



Şekil 5.16: Saf kesim modu için, 100  $\Omega$  yük direncinde sonuçlar.

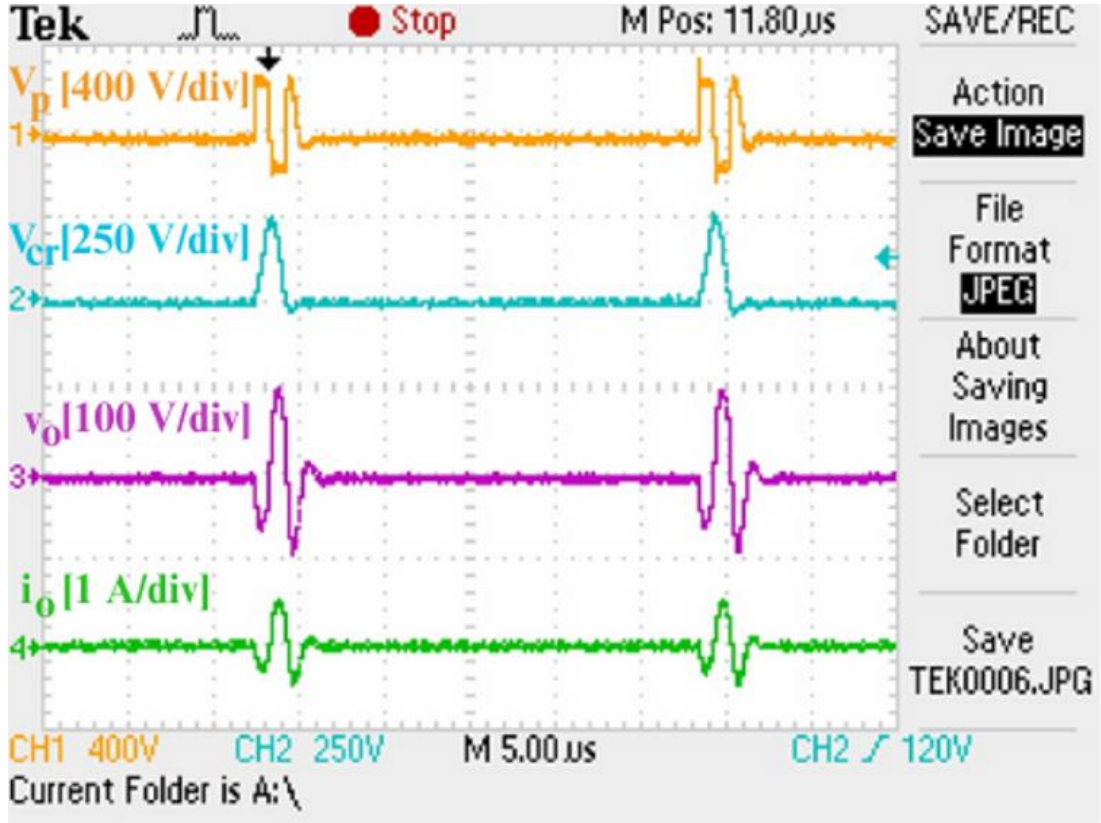


Karışık kesim modu için,  $100 \Omega$  için tepeden tepeye  $V_p$  560 V,  $V_{cr}$  rms gerilimi 70 V,  $v_{out}$  rms gerilimi 28.7 V  $i_{out}$  rms akımı 0.263 A ölçülmüştür ve dalga şekilleri Şekil 5.17’de verilmiştir.



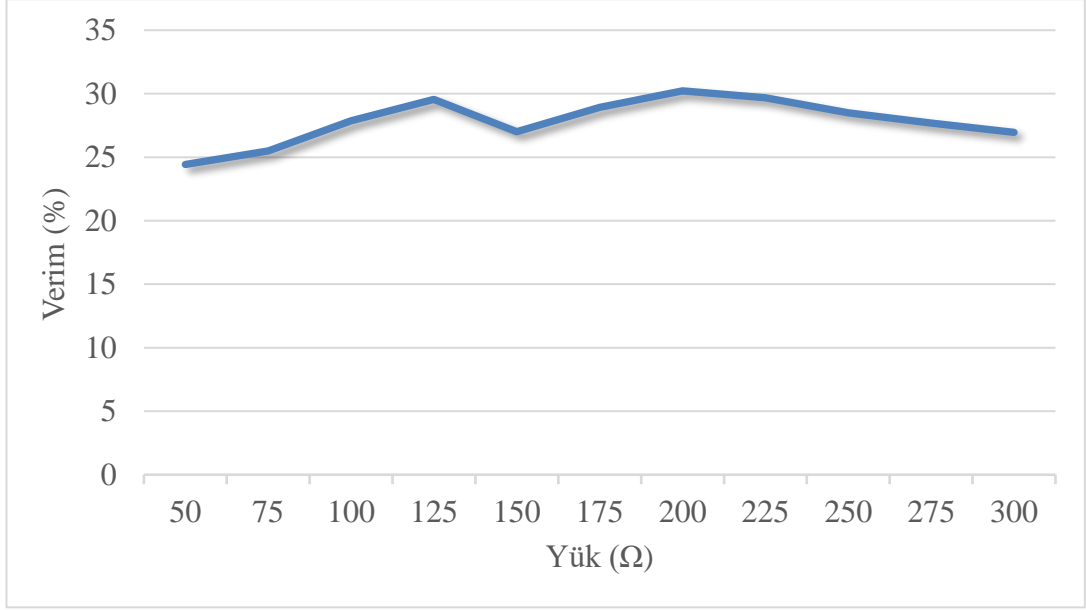
Şekil 5.17: Karışık kesim modu için,  $100 \Omega$  yük direncinde sonuçlar.

Koagülasyon modu için,  $100 \Omega$  için tepeden tepeye  $V_p$  544 V,  $V_{cr}$  rms gerilimi 84 V,  $v_{out}$  rms gerilimi 15.7 V  $i_{out}$  rms akımı 0.142 A ölçülmüştür ve dalga şekilleri Şekil 5.18’de verilmiştir.

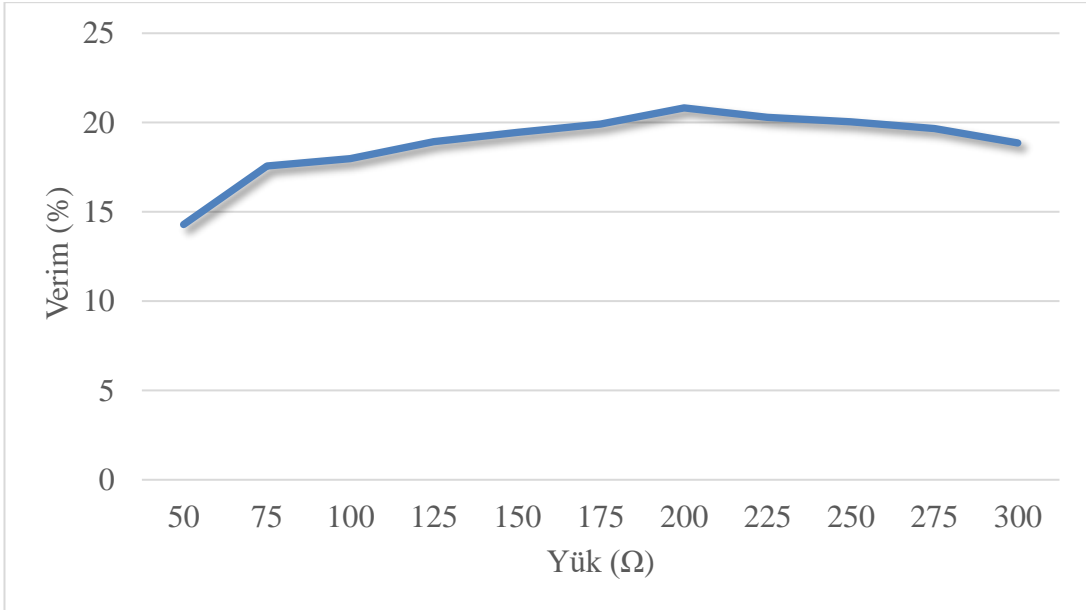


Şekil 5.18: Koagülasyon modu için, 100  $\Omega$  yük direncinde sonuçlar.

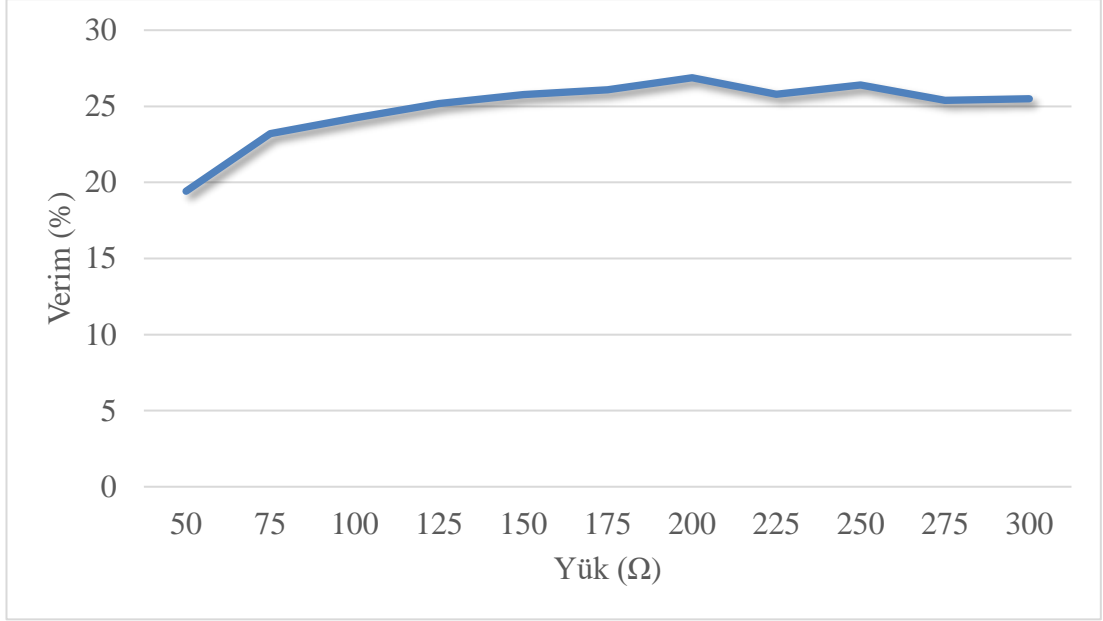
Akım-gerilim problemleriyle 100  $\Omega$  yükte alınan ölçümler sonucunda alt ve üst yük değerleri belirlenmiştir. 50  $\Omega$  – 300  $\Omega$  yük aralığında ölçümler alınarak verim hesabı yapılmış ve üç mod için verim grafiği oluşturulmuştur. 200 V giriş geriliminde, farklı yük değerlerinde elde edilen verim değerleri Şekil 5.19’da verilmiştir. Aynı koşullarda karışık kesim modu için verim grafiği Şekil 5.20’de, koagülasyon modu içinse Şekil 5.21’de verilmiştir.



**Şekil 5.19:** Saf kesim modu farklı yük aralıklarında verim grafiği.

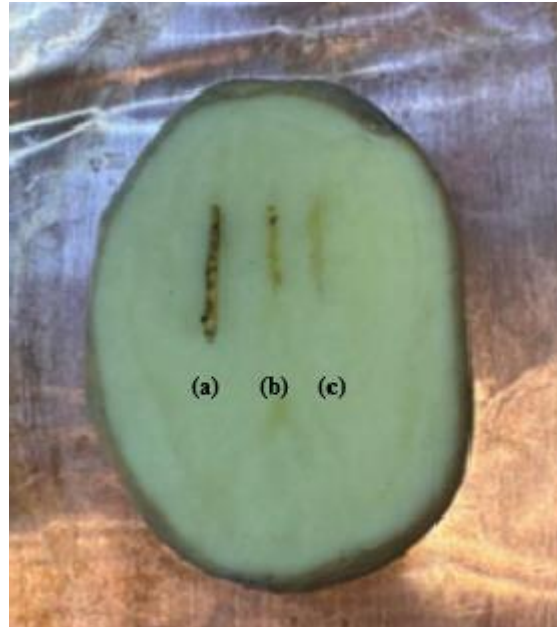


**Şekil 5.20:** Karışık kesim modu farklı yük aralıklarında verim grafiği.



**Şekil 5.21:** Koagülasyon modu farklı yük aralıklarında verim grafiği.

200 V giriş geriliminde saf kesim modu için yaklaşık 24W çıkış gücü elde edilmiştir. Bu da %30'luk bir verim sağlamaktadır. Düşük güçlerde içsel kayıplar, anahtarlama kayıpları gibi kayıplar daha belirgindir. Bu da verimliliği etkilemektedir. Üç mod için öncelikle patates üzerinde kesim yapılmıştır. Şekil 5.22'de gösterilmiştir.



**Şekil 5.22:** Patates üzerinde kesim sonuçları. (a) Saf kesim modu. (b) Karışık kesim modu. (c) Koagülasyon modu.

Daha sonra tavuk göğüs eti üzerinde de tasarlanan devre denenerek sonuçları değerlendirilmiştir. Saf kesim modu için, giriş gerilimi 325 V'a çıkarıldığında, tavuk göğüs eti üzerinde verim %50,7 olmaktadır. Şekil 5.23 (a)'da saf kesim modunun işlem sırasında görüntüsü verilmektedir. Şekil 5.23 (b)'de ise üzerinde etiketlendirildiği gibi saf kesim modu ve karışık kesim modunun işlem sonuçları görülmektedir.



(a)

(b)

**Şekil 5.23:** Elektrocerrahi tavuk göğüs eti kesim aşaması ve sonuçları. (a) Saf kesim modunun işlem sırasında görüntüsü. (b) Saf kesim modu ve karışık kesim modu sonuçları.

Koagülasyon modu tavuk göğüs etinin sert dokusundan dolayı alınamamıştır. Bu yüzden karaciğer üzerinde üç mod denenmiştir. Her mod 10 saniye süreyle tutulmuştur ve kesim sonuçları Şekil 5.24'teki gibidir.





**Şekil 5.24:** Karaciğer üzerinde üç mod için elde edilen sonuçlar.

## 6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, elektrocerrahi için GaN tabanlı yüksek frekanslı tam köprü DE sınıfı rezonans inverter tasarlanmıştır. Çalışma frekansı, kullanılan elektrocerrahi cihazlarının çalışma frekansı göz önünde bulundurularak 500 kHz seçilmiştir. DE sınıfı rezonans inverterin tasarım prosedürü, literatürlerde önerilen yöntemlere dayanarak oluşturulmuştur. Devre tasarımı, PSIM simülasyon programı ile simüle edilmiştir ve KiCad programında PCB tasarımı yapılmıştır. Laboratuvar ortamında bir prototip oluşturulmuş ve saf kesim, karışık kesim ve koagülasyon modlarının testi yapılmıştır. Her çalışma durumu için belirlenen yük aralığında (50  $\Omega$  – 300  $\Omega$ ) verim değeri ölçülerek performansı değerlendirilmiştir. Son olarak üç çalışma modu için de patates, tavuk göğüs eti ve karaciğer üzerinde kesme işlemleri gerçekleştirilmiştir.

İlerde yapılacak çalışmalarda, tasarlanan elektrocerrahiye farklı modlar eklenerek çalışma alanı genişletilebilir. Ayrıca bipolar elektrocerrahi modları da eklenebilir.

## 7. KAYNAKLAR

Advincula AP, Wang K., “The evolutionary state of electrosurgery: where are we now?”, *Current Opinion Obstetrics Gynecology Journal*, 20 (4),353–358, (2008).

Akkaya, R., Anadol, M. A, “Akım Beslemeli Paralel Rezonans İverterli Bir İndüksiyonlu Isıtma Uygulaması”, *Elektrik- Elektronik- Bilgisayar Mühendisliği 10. Ulusal Kongresi*, (2003).

Andrew I. B. “Electrosurgery: Principles and Practice to Reduce Risk and Maximize Efficacy”, *Obstetrics and Gynecology Clinics of North America*, Volume 38, Issue 4, pp. 687-702, ISSN 0889-8545, <https://doi.org/10.1016/j.ogc.2011.09.005>, (2011).

Ashique, R.H., Shihavuddin, A.S.M., Khan, M.M., Islam, A., Ahmed, J., Arif, M.S.B., Maruf, M.H., Al Mansur, A., Haq, M.A.u., Siddiquee, A., “An Analysis and Modeling of the Class-E Inverter for ZVS/ZVDS at Any Duty Ratio with High Input Ripple Current”, *Electronics* 2021, 10, 1312. <https://doi.org/10.3390/electronics10111312>, (2021).

Ayachit, A., Corti, F., Reatti A., and Kazimierczuk, M. K., "Zero-Voltage Switching Operation of Transformer Class-E Inverter at Any Coupling Coefficient," in *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 66, no. 3, pp. 1809-1819, doi: 10.1109/TIE.2018.2838059, (2019).

Bağcı E. Ç., Bağcı A., Tezcan S., “Protetik Uygulamalarda Elektrokoter Kullanımı – I Elektrokoterler ve Teknik Özellikleri” *Hacettepe Diş Hekimliği Fakültesi Dergisi*,31 (3), 52-62, (2007).

Bao, C., & Mazumder, S. K., “GaN-HEMT Based Very-High-Frequency AC Power Supply for Electrosurgery”, *2021 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, 220-225. <https://doi.org/10.1109/APEC42165.2021.9487352>, (2021).

Bao, C., & Mazumder, S. K., “Multiresonant-Frequency Filter for an Electrosurgery Inverter”, *IEEE Transactions on Power Electronics*, 37 (6), 6242-6246. <https://doi.org/10.1109/TPEL.2021.3137525>, (2022).

Bashetty K, Nadig G, Kapoor S., “Electrosurgery in aesthetic and restorative dentistry: A literature review and case reports”, *J Conserv Dent.*, 12 (4), 139-44. doi: 10.4103/0972-0707.58332. PMID: 20543922; PMCID: PMC2879725, (2009).

Biyomedikal Akademi, “Elektrocerrahi bipolar forseps [Online]”, (3 Şubat 2023), <http://www.biyomedikalakademi.com/tr/m/elektrocerrahi-koter/bipolar-forsepsler.html>, (2023).

Bodur, H., *Güç Elektroniği*, İstanbul: Birsen Yayınevi,255-327,(2019).

Bugade, V., Joshi, H., Mishra, E., “Modeling and Simulation of Class E Resonant Inverter for Induction Cooking Application”, *IJETT*, 60, 1, (2018).

Bulsara KR, Sukhla S, Nimjee SM., “History of bipolar coagulation” *Neurosurg Rev.*, 29 (2), 93-6; discussion 96. doi: 10.1007/s10143-005-0012-6. Epub 2006 Mar 16. PMID: 16541291, (2006).

Cass, N. D., Lindquist, N. R., Bennett, M. L., & Haynes, D. S., “Monopolar Electrosurgery With Cochlear Implants”, *The Laryngoscope*, (2022).

Cetin, S., “Bir Fazlı Bir İndüksiyon Isıtma Sistemi Analizi ve Dizaynı”, Yüksek Lisans Tezi, Pamukkale Üniversitesi *Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Denizli, (2005).

Chernov D. V. and Makarov D. G., "High-frequency High-voltage Class-E DC-AC Inverter," *2019 International Conference on Information and Telecommunication Technologies and Radio Electronics (UkrMiCo)*, Odessa, Ukraine, 1-4, doi: 10.1109/UkrMiCo47782.2019.9165474, (2019).

Choi W.-S., Park N.-J., Lee D.-Y. and Hyun D.-S., “A New Control Scheme for a Class-D Inverter with Induction Heating Jar Application by Constant Switching Frequency”, *Journal of Power Electronics*, 5 (4), (2005).

Czarkowski D. and Kazmierczuk M. K., "ZVS class D series resonant inverter-discrete-time state-space simulation and experimental results," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Fundamental Theory and Applications*, 45, (11), 1141-1147, doi: 10.1109/81.735436, (1998).

Czarkowski, D., “Series-Resonant Inverters”, (ed: Skvarenina, T.L), *Power Electronics Handbook*, CRC Press, ISBN 0-8493-7336-0, 664 p., Indiana, (2002).

Çayır, M., Özbay, H., “PSIM simulation of voltage-fed series resonant inverter for induction heating systems”, *International Joint Conference on Engineering, Science and Artificial Intelligence-IJCESAI*, (2022).

Deveci, F., “Güç Elektroniğinde GaN (Gallium Nitride) Çağı [online]”, (2 Eylül 2023), <https://www.firatdeveci.com/guc-elektroniginde-gan-gallium-nitride-cagi/>, (2019).

Dodde RE, Gee JS, Geiger JD, Shih AJ., “Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage”, *IEEE Trans Biomed Eng.*,59 (1), 167-73. doi: 10.1109/TBME.2011.2168956, (2012).

Dorkmai, P., Kulvitit, Y., and Tansatit, T., "A Simplified Power Control Scheme for Resonant Inverter with Purely Resistive Load", *2007 7th International Conference on Power Electronics and Drive Systems*, Bangkok, Thailand, 488-493, doi: 10.1109/PEDS.2007.4487745, (2007).

Eggleston, J.,L., Maltzahn, W., W., “Electrosurgical Devices”, (ed: Bronzino J. D.), *Medical Devices and Systems*, Boca Raton: Taylor & Francis Group, (63) 2-9, (2006).

Erenler Medikal, “Koter Plağı [Online]”, (2 Şubat 2023), <http://www.erenlermedikal.com/Urun/koter-plagi-tekli-ciftli.html>, (2023).

Galena, “Koter ürünleri [Online]”, (3 Şubat 2023), <https://www.galena.com.tr/tr/urunler/sarf-malzemeleri/koter-urunleri/235/koter-uclari.html>, (2023).

Gomathi, P., Kavitha, J., Rajasekar, S., Srinivasan, S., & Lakshmisree, S., “Treatment of Chronic Inflammatory Gingival Enlargement Using Electrosurgery: A Case Report”, *Journal of Dental and Medical Sciences*, 19 (3), 17-20, (2020).

Gu, L., & Wang, L., “Two-Stage Wide-Output High-Frequency-Voltage Inverter for Electrosurgical Generator,” *IECON 2021 – 47th Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, 1-6. <https://doi.org/10.1109/IECON48115.2021.9589891>, (2021).

Hancock C. P. et al., "A New Wave in Electrosurgery : A Review of Existing and Introduction to New Radio-Frequency and Microwave Therapeutic Systems," in *IEEE Microwave Magazine*, 16 (2), 14-30, <https://doi.org/10.1109/MMM.2014.2377571>, (2015).

Hart, D., *Power Electronics*, New York: McGraw-Hill, 331-386, (2011).

Hu, J., Zhang, Y., Sun, M., Piedra, D., Chowdhury, N., & Palacios, “Materials and processing issues in vertical GaN power electronics” *Materials Science in Semiconductor Processing*, 78, 75–84. doi:10.1016/j.mssp.2017.09.033, (2018).

Jensen, S., Corradini, L., Rodríguez, M., Maksimovic, D., “Modeling and digital control of LCLC resonant inverter with varying load”, doi: 10.1109/ECCE.2011.6064288, (2011).

Jensen, S., Maksimovic, D., Friedrichs D., and Gilbert, J., "Fast tracking electrosurgical generator using GaN switches," *2015 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, Charlotte, NC, USA, pp. 1404-1408, doi: 10.1109/APEC.2015.7104531, (2015).

Jones CM, Pierre KB, Nicoud IB, Stain SC, Melvin WV 3rd., “Electrosurgery”, *Curr Surg.*, 63 (6), 458-63. doi: 10.1016/j.cursur.2006.06.017, (2006).

Kato C., Takegata M. and Koizumi H., "Analysis of Class D Series resonant inverter with a switch-controlled capacitor and a body diode," *2012 15th International Power Electronics and Motion Control Conference (EPE/PEMC)*, Novi Sad, Serbia, DS2b.7-1-DS2b.7-5, doi: 10.1109/EPEPEMC.2012.6397276, (2012).

Kazimierczuk, M. K., Czarkowski, D., *Resonant Power Converters*, New Jersey: Wiley, (2011)

Knight, L., Peirce, S., & Morris, R., “The PLASMA system for transurethral resection of the prostate: a NICE medical technologies guidance update”, *Applied Health Economics and Health Policy*, 19 (5), 665-672, (2021).

Koizumi H., and Kurokawa, K., "Analysis of the Class DE Inverter With Thinned-Out Driving Patterns," in *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, vol. 54, no. 2, pp. 1150-1160, doi: 10.1109/TIE.2007.892745, (2007).

Kondo, T., & Koizumi, H., “Class DE voltage-source parallel resonant inverter” *IECON 2015 - 41st Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*. doi:10.1109/iecon.2015.7392554, (2015).

Lane JE, O'brien EM, Kent DE., "Optimization of thermocautery in excisional dermatologic surgery", 32 (5), 669-675, (2006).

Lidow, A., Strydom, J., de Rooij, M., & Reusch, D. (Eds.). “GaN Transistors for Efficient Power Conversion” , 3-4, doi:10.1002/9781118844779, (2014).

Life of Medical “Elektrokoter cihazı aksesuarları [Online]”, (4 Şubat 2023), <https://lifeofmedical.com/aksesuarlar/elektrokoter-cihaz-aksesuarlari/>, (2023).

Liu L., Li Y., and Gu L., "Multiphase Interleaved Reconfigurable High-Frequency-Voltage Inverter for Electrosurgical Generator," *2022 IEEE Energy Conversion Congress and Exposition (ECCE)*, Detroit, MI, USA, 1-5, doi: 10.1109/ECCE50734.2022.9947632, (2022).

Massarweh N, Cosgriff N, Slakey D. “Electrosurgery: history, principles, and current and future uses”, *Journal of the American College of Surgeons*, 202, 520–530, (2002).

Medidex, “Neutral Electrode (diathermy), high frequency surgical equipment monitored [Online]”, (2 Şubat 2023), <http://www.medidex.com/datacards/48-electrodes/822-neutral-electrode-diathermy-high-frequency-surgical-equipment-monitored.html>, (2011).

Nagy, I., “Resonant Converters”, (ed: Skvarenina, T.L), *Power Electronics Handbook*, CRC Press, ISBN 0-8493-7336-0, 664 p., Indiana, (2002).

Narayanaswamy P. R. Iyer, *Power Electronic Converters*, Boca Raton: Taylor & Francis Group, 57-90, (2018).

Neumayer L. Vargo D., "Principles of preoperative and operative surgery", *Textbook of Surgery*, 19th ed., *Elsevier Saunders*, (2012).

Odell, R. C., “Surgical Complications Specific to Monopolar Electrosurgical Energy: Engineering Changes That Have Made Electrosurgery Safer”, *Journal of Minimally*

*Invasive Gynecology*, 20 (3), 288-298. <https://doi.org/10.1016/j.jmig.2013.01.015>, (2013).

Ozcelik M., Aycan A., “Manyetik Olarak Etkileşen Bobinlerin Alternatif ve Doğru Akımda İncelenmesi”, *KSU Journal of Engineering Sciences*, 20(4), 2017.

Palanker D, Vankov A, Jayaraman P., “On Mecanisms of İnteraction in Electrosurgery” *New Journal of Physics*, 10, 2-5, (2008).

Park N. -J., Lee D. -Y. and Hyun D. -S., "A Power-Control Scheme With Constant Switching Frequency in Class-D Inverter for Induction-Heating Jar Application," in *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 54 (3), 1252-1260, doi: 10.1109/TIE.2007.892741, (2007).

Petrova G., Yanev G. and Spasov G., "Arduino based module for return electrode contact quality monitoring in the electrosurgical instruments," *2017 XXVI International Scientific Conference Electronics (ET)*, Sozopol, Bulgaria, 1-4, doi: 10.1109/ET.2017.8124379, (2017).

Pini A., “The Basics of İsolation Transformers and How to Select and Use Them” *Digi-Key’s*, 2020.

Ramachandran, M., & Aronson, J. K., “John Marshall’s first description of surgical electrocautery”, *Journal of the Royal Society of Medicine*, 104 (9), 355-360. <https://doi.org/10.1258/jrsm.2011.11k028>, (2011).

Rashid Muhammed H. (Ed.), *Power Electronics Handbook*, Florida: Academic Press, 225-267 (2001).

Rioux, J.-É., “Bipolar electrosurgery: A short history”, *Journal of Minimally Invasive Gynecology*, 14 (5), 538-541. <https://doi.org/10.1016/j.jmig.2007.06.007>, (2007).

Rivas J. M., Han Y., Leitermann O., Sagneri A. and Perreault D. J., "A High-Frequency Resonant Inverter Topology with Low Voltage Stress," *2007 IEEE Power Electronics Specialists Conference*, Orlando, FL, USA, 2705-2717, doi: 10.1109/PESC.2007.4342446, (2017).

Sanajit N., and Meesrisuk, W., "A High-Frequency PWM Half-Bridge Inverter for Electrosurgical Cutting Applications," *2018 21st International Conference on Electrical Machines and Systems (ICEMS)*, Jeju, Korea (South), pp. 827-830, doi: 10.23919/ICEMS.2018.8549089, (2018).

Sarnago, H., Lucia, O., & Burdio, J. M., “High performance boost inverter featuring GaNbased devices for electro surgical units”, *2017 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, 1620-1624. <https://doi.org/10.1109/APEC.2017.7930916>, (2017).



Sekiya H., Koizumi H., Mori S., Sasase I., Jianming Lu and Yahagi T., "FM/PWM control scheme in class DE inverter," in *IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers*, 51, (7), 1250-1260, doi: 10.1109/TCSI.2004.830688, (2004).

Shigeno, A., Shimizu T., and Koizumi H., "Current-source parallel resonant class E inverter with low peak switch current," *IECON 2017 - 43rd Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, Beijing, China, pp. 5330-5335, doi: 10.1109/IECON.2017.8216923, (2017).

Soderstrom, R., "Principles of electrosurgery as applied to gynecology", In: Rock JA, Thompson JD, eds. *Te Linde's Operative Gynecology*. 8th ed. Philadelphia, PA: Lippincott-Raven;321-326, (1997).

T.C. Milli Eğitim Bakanlığı, Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, "Elektrokoter Cihazları", 523EO0271, Ankara, (2011).

Tavakoli, Golpaygani A, Movahedi MM, Reza M., "A Study on Performance and Safety Tests of Electrosurgical Equipment", *Journal of Biomedical Physics & Engineering*, 6 (3), 175-182. PMID: 27853725; PMCID: PMC5106550, (2016).

Teknodem, "Elektrokoter nötr hasta plağı [Online]", (3 Şubat 2023), <https://teknodem.com/index.php/elektrokoter-notr-hasta-plagi-reusable-disposable-ve-plak-kablolari/>, (2023).

Valleylab, "User's Guide Force FXTM-C Electrosurgical Generator with Instant Response™ Technology [Online]" (23 Ağustos 2023, <http://www.frankshospitalworkshop.com>) (2000).

Vries I. D., "High Power and High Frequency Class-DE Inverters", Doctor of Philosophy, University of Cape Town, (1999).

Wikipedia, "Leakage Inductance [Online]", (28 Şubat 2023), [https://en.wikipedia.org/wiki/Leakage\\_inductance](https://en.wikipedia.org/wiki/Leakage_inductance) , (2018).

Williams, B. W., *Power Electronics*, Glasgow: Barry W Williams, 561-576, (2006).

Wu MP, Ou CS, Chen SL, Yen EY, Rowbotham R., "Complications and recommended practices for electrosurgery in laparoscopy", *Am J Surg.*,179 (1), 67-73. doi: 10.1016/s0002-9610(99)00267-6. PMID: 10737583, (2000).

Xiao-Jie, B., Jun-Ping, H., & Si-Yuan, C., "A 10-MHz isolated Class DE resonant DC/DC converter based on GaN HEMT", *2019 21st European Conference on Power Electronics and Applications (EPE '19 ECCE Europe)*. doi:10.23919/epe.2019.8915537, (2019).

Xiong Y., Thilak S., Arai D., Yonezawa Y., Imaoka J. and Yamamoto M., "Analytical Model of Class-D Inverter for High-frequency Operation," *IECON 2022 – 48th*



*Annual Conference of the IEEE Industrial Electronics Society*, Brussels, Belgium, 1-6, doi: 10.1109/IECON49645.2022.9968760, (2022).

Yachiangkam S. *et al.*, "Implementation of Half-Bridge Class D Voltage-Source Inverter for Domestic Medical Applications," *2022 19th International Conference on Electrical Engineering/Electronics, Computer, Telecommunications and Information Technology (ECTI-CON)*, Prachuap Khiri Khan, Thailand, 1-4, doi: 10.1109/ECTI-CON54298.2022.9795512, (2022).

Yılmaz H.E., "Fotovoltaik Sistemlerde Kullanılan Yumuşak Anahtarlamalı Bir İnverter Devresinin Gerçekleştirilmesi", Yüksek Lisans Tezi, Yıldız Teknik Üniversitesi *Fen Bilimleri Enstitüsü*, Elektrik Mühendisliği Anabilim Dalı, İstanbul, (2010).