Hakan ESER

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ

2021

İZMİR KÂTİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK FREKANS AKIM TRANSFORMATÖRSÜZ ELEKTROCERRAHİ JENERATÖRÜ TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hakan ESER

BİYOMEDİKAL TEKNOLOJİLERİ ANA BİLİM DALI

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Savaş ŞAHİN

2021

İZMİR KATİP ÇELEBİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK FREKANS AKIM TRANSFORMATÖRSÜZ ELEKTROCERRAHİ JENERATÖRÜ TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Hakan ESER
(Y160205006)

Biyomedikal Teknolojileri Ana Bilim Dalı

Tez Danışmanı: Doç. Dr. Savaş ŞAHİN

2021

İKÇÜ, Fen Bilimleri Enstitüsünün Y160205006 numaralı Yüksek Lisans Öğrencisi, Hakan ESER ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "YÜKSEK FREKANS AKIM TRANSFORMATÖRSÜZ ELEKTROCERRAHİ JENERATÖRÜ TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :

Doç. Dr. Savaş ŞAHİN .....
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Jüri Üyeleri :

Doç. Dr.Yalçın İŞLER .....
İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi

Dr. Öğr. Üyesi Mustafa Berkant SELEK .....
Ege Üniversitesi

Savunma Tarihi : 26.02.2021

Aileme

ÖNSÖZ

Öncelikle tez çalışmalarım boyunca her zaman yanımda olan, değerli bilgilerini benimle paylaşan ve sürekli desteğini eksik etmeyen danışman hocam Doç. Dr. Savaş ŞAHİN'e teşekkürü bir borç bilirim.

Ayrıca tezimi gerçekleştirmem için ihtiyaç duyduğum biyomedikal ekipmanların tedarik edilmesini sağlayan İlker Fatih KUNDURACI ve Metin ATÇALI'ya, tez çalışımam sürecinde desteğini hiç esirgemeyen mesai arkadaşlarıma teşekkür ederim.

2021 Hakan ESER

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ ..... **iv**
İÇİNDEKİLER ..... **v**
TABLO LİSTESİ ..... **vi**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **vii**
KISALTMALAR ..... **viii**
ÖZET ..... **ix**
ABSTRACT ..... **x**
1. GİRİŞ **1**
2. MATERYAL VE YÖNTEM **5**
2.1 Elektrocerrahi 5
2.2 Elektrocerrahinin Dokulara Etkisi 5
2.3 Elektrocerrahide Çalışma Kipleri 6
2.4 Elektrocerrahi Jeneratörü Yapısı 8
2.5 ECJ Çıkış Devresine Göre Sınıflandırma 10
2.6 PID Kontrolör ve ECJ Çıkış Gücü Düzenlemesi 11
2.7 Güç Çıkış Katı ve Sürücü Devresi 13
3. ÖNERİLEN ELEKTROCERRAHİ JENERATÖR TASARIMI **14**
3.1 Donanım Tasarımı 14
3.2 ECJ için DA Besleme Devreleri Tasarımı 15
3.3 YFA Çıkış Güç Devresi Tasarımı 16
4. BENZETİM ÇALIŞMALARI VE DENEYSEL SONUÇLAR **19**
4.1 PID Kontrolör için Gerçek Zaman Benzetim Çalışması 19
4.2 Deneysel Sonuçlar 21
5. SONUÇ **26**
KAYNAKLAR **27**
ÖZGEÇMİŞ **31**

TABLO LİSTESİ

Tablo 1. 1 ECJ ucunun dokuda oluşturduğu ısıl etkiler [19]..... 2
Tablo 2. 1 Bazı dokuların empedans değerleri [33]. 6
Tablo 2. 2 ECJ çıkış güçlerine göre cerrahi kullanım alanları [52]..... 9
Tablo 3. 1 Tasarlanan ECJ cihazın teknik özellikleri..... 15

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1. 1 ECJ'nin sabit güç çıkışı için I /V karakteristiği. 3
Şekil 2. 1 ECJ kesme, harmanlanmış ve koagülasyon çalışma kiplerinde çıkış akımı formları [44]. 7
Şekil 2. 2 Farklı dalga formlarının kırmızı et dokusundaki ısıl yayılma etkisi [44]. ... 7
Şekil 2. 3 Geleneksel bir ECJ blok şeması [13]. 8
Şekil 2. 4 Basitleştirilmiş geleneksel ECJ çıkış devresi. 9
Şekil 2. 5 Zemin referanslı ECJ devresi [54]. 10
Şekil 2. 6 İzole edilmiş ECJ devresi [54]. 10
Şekil 2. 7 Tek kutuplu (monopolar) akım devresi 11
Şekil 2. 8 Çift kutuplu (bipolar) akım devresi 11
Şekil 2. 9 Geleneksel PID kontrolör ve kapalı döngü kontrol sistemi 12
Şekil 2. 10 Geleneksel ECJ'nin basitleştirilmiş H köprü anahtarlama devresi. 13
Şekil 3. 1 Tasarlanan ECJ cihazı (a) önden görünüş (b) üstten görünüş 14
Şekil 3. 2 Tasarlanan DA besleme devresi 15
Şekil 3. 3 Alçak geçiren LC filtre devresi 16
Şekil 3. 4 YFA çıkış güç devresi tasarımı 16
Şekil 3. 5 Mikro-kontrolör tabanlı PID kontrol ve akım algılayıcı devresi 17
Şekil 3. 6 PWM modülatör devresi. 18
Şekil 3. 7 500kHz-%40 görev oranı ile simetrik PWM işaretleri 18
Şekil 3. 8 1MHz %40 görev oranı ile simetrik PWM işaretleri 18
Şekil 4. 1 Hızlı prototip kipinde PID Kontrolör bölümü ve MATLAB/Simulink arayüzüne bağlantısı. 19
Şekil 4. 2 Simulink ortamında hızlı prototip kipinde kontrolör tasarımı 20
Şekil 4.3 Tasarlanan ECJ çıkış akımı için gerçek zaman benzetim çalışması 21
Şekil 4.4 Tasarlanan ECJ için oluşturulan deney düzeneği 21
Şekil 4.5 Tasarlanan ECJ çıkışındaki YFA işaretinin akım ve gerilim işaretlerinin zamana göre değişimleri çıkışta (a) 350Ω yük direnci bağlı, ve (b) 520Ω yük direnci bağlı 22
Şekil 4. 6 Cihazlarda 60W çıkış gücünde tavuk dokusu kesme işlemleri yapılırken (a) tasarlanan YFA transformatörsüz ECJ (b) geleneksel YFA transformatörlü ECJ 23
Şekil 4.7 Tavuk dokusunda kesme işlemleri tamamlandıktan yapılan görsel karşılaştırma 24
Şekil 4. 8 Tasarlanan ECJ cihazı ile ölçülen güç verilerinin ideal I/V eğrisi üzerindeki dağılımı 25
Şekil 4. 9 Tasarlanan ECJ cihazı ile ölçülen güç verilerinin dağılımı 25

KISALTMALAR

YFA	**:** Yüksek Frekanslı Akım
ECJ	**:** Elektrocerrahi Jeneratörü
EC	**:** Elektrocerrahi
RF	**:** Radyo Frekans
PID	**:** Proportional-Integral-Derivative (Oransal-İntegral-Türev)
Kp	**:** Oransal Kazanç Katsayısı
Ki	**:** İntegral Kazanç Katsayısı
Kd	**:** Türev Kazanç Katsayısı
PWM	**:** Pulse Width Modulation **(**Darbe Genişlik Modülasyonu)
AA	**:** Alternatif Akım
DA	**:** Doğru Akım
ADC	**:** Analog-Dijital Converter (Analog-Dijital Dönüştürücü)
TF	**:** Transfer Fonksiyonu
MAE	: Ortalama Mutlak Hata (Mean Absolute Error)

YÜKSEK FREKANS AKIM TRANSFORMATÖRSÜZ ELEKTROCERRAHİ JENERATÖRÜ TASARIMI VE GERÇEKLEMESİ

ÖZET

Bu tezde yüksek frekans akım (YFA) transformatörü kullanılmayan elektrocerrahi jeneratör (ECJ) tasarımı ve gerçeklemesi yapılmıştır. ECJ'ler cerrahi operasyonlarda dokuların kesilmesi ve koterizasyonu işlemleri için kullanılırlar. Mevcut ECJ'lerde YFA katında kullanılan radyo frekans (RF) transformatörü ile yüksek frekans anahtarlaması yaparak çıkış gücü düzenlemesi yaparlar. Ancak, yüksek frekansla anahtarlama RF transformatörü çıkışında zıt elektromotor kuvveti etkileri ile oluşan yüksek genlikli ani gerilim değerlerine ve elektrocerrahi kesim kipi işleminde cihaz ucunda alev uzamalarına neden olmaktadır. Bu da cerrahi operasyonlarda istenilmeyen yanık veya doku hasarına neden olabilir. Bu tezde, YFA transformatörü kullanılmadan yüksek gerilimli doğru akım devresi ve anahtarlaması ile çalışan yeni bir ECJ cihazı tasarımı ve gerçeklemesi yapılmıştır. Geliştirilen ECJ, tek kutuplu tipte olduğu için RF transformatörsüz uygulanmış ve YFA için ihtiyaç duyulan doğru akım kaynağı tasarımı yapılmıştır. Çıkış güç katında MOSFET'lerden oluşan H köprü için görev oranı %40-%60 aralığında değiştirilebilen darbe genişlik modülasyonu (PWM) işareti ile kullanılmıştır. 500KHz-1MHz bandında ayarlanabilir bir frekansa sahip olan PWM, çıkış gücü regülasyonu için mikrodenetleyicide görev oranı olarak üretilir. ECJ'nin çıkış güç düzenlemesi yükün çektiği çıkış akımının ölçülüp, bir oransal integral türev denetleyici ile sağlanmıştır. Tasarlanan ECJ yük empedansı değişimine göre sistem çıkışının arzu edilen güç değerinde sabit kalması sağlamıştır. Deneysel ölçümler 320V DA ve 500KHz'lik anahtarlama frekansında yapılmıştır. Tasarlanan ECJ ile tavuk dokusu kesilmiş, elde edilen çıkış gerilim ve akım verileri MATLAB ortamında analiz edilmiştir. Çıkış gücü ortalaması, standart sapma ve güç çıkış karakteristiği analiz edilmiştir. Geliştirilen ve geleneksel ECJ cihazlarının performans karşılaştırması, tavuk dokusu üzerindeki etkiler için kesme kipinde gözlemlenmiştir.

GENERATOR DESIGN WITHOUT RF TRANSFORMER FOR ELECTROCOTER DEVICE

ABSTRACT

The electrosurgical generators (ECJ) are used for cutting and cauterization of tissues in surgical operations. Available ECJs make high frequency switching to regulate the output power with the radio frequency (RF) transformer used in the high-frequency current (HFC) stage. However, this high-frequency switching causes not only high amplitude instantaneous voltage values owing to the effects of opposite electromotive force at the RF transformer output, but also flame elongation at the end of the device in electrosurgical cutting mode. These unwanted results may cause undesirable burns or tissue damage in surgical operations. In this thesis, a new ECJ device has been designed without using an HFC transformer via the developed high voltage direct current circuit. The developed ECJ has been implemented without RF transformer as the monopolar type ve the required direct current source design has been designed for HFC. For the H bridge consisting of MOSFETs in the output power stage, the duty ratio is used with the pulse width modulation (PWM) sign, which can be changed by 40%-60%. PWM having an adjustable frequency in the 500KHz-1MHz band is generated as the duty ratio in the microcontroller for output power regulation. The output power regulation of the ECJ is provided with a proportional integral derivative controller via measuring the output current depending on the load. The designed ECJ ensures that the system output remains constant at the desired power value according to the load impedance change. Experimental measurements were made at 300V DC and 500KHz switching frequency. Chicken tissue was cut with the designed ECJ, the obtained output voltage and current values were analyzed in MATLAB. The output power mean, standard deviation, and the power output characteristic was analyzed. The performance comparison of the developed and conventional ECJ devices was observed in the cutting mode for the effects on chicken tissue.

1. GİRİŞ

Elektrocerrahi (EC) 1920'de Dr. William T. Bovie tarafından ilk olarak tasarlanmış ve uygulanmıştır [1]. Cerrahi uygulamalarda dokuların kesilmesi, dağlama ve/veya ampütasyonu için bisturi, ultrasonik bisturi, lazer tabanlı elektrocerrahi jeneratörleri (ECJ) kullanılmaktadır. ECJ dokuları kanama kontrollü olarak dokuya basınç uygulamadan kesebilmeyi sağlar [2]. ECJ'ler yüksek frekanslı akım (YFA) kontrolü ile cerrahi operasyonlarda dokuyu kesmek, dağlamak ve dokuda kanamayı durdurmak için tercih edilir ve yaygın olarak kullanılırlar [3-6]. ECJ'ler evirici elektronik kart tabanlı akım ve frekans kontrollü yapıda tasarlanmaktadırlar. ECJ çıkış katında YFA çalışma frekansı 200kHz-27MHz, çıkış gücünde 15-400W ayarlı olarak tasarlanır [2]. ECJ kesme ve koagülasyon çalışma kiplerinde YFA devresi katında üretilen işaretin darbe genişlik modülasyon oranına göre belirlenir. ECJ kesme ucu ile dokuya temas edildiğinde temas noktasında akım yoğunluğu meydana gelir. Bu nedenle anlık ısı artışı ile hücreler zincirleme su kaybına uğrar ve işlem sonucu dokuda istenen kesi oluşturulur [2, 7]. Aynı zamanda kesme ucunun temas noktasında oluşan bu anlık yüksek ısı, doku hücrelerinin içinde bulunan proteinlerin bozulmasına neden olur ve kanamanın durmasını sağlar [7-9] ve geleneksel damar bağlanarak kanamanın önlenmesi yöntemine göre ameliyat süresini ve doku iyileşme süresini önemli ölçüde azaltır [8,10]. Bununla birlikte yapılan cerrahi uygulamalarda özellikle operasyon sonrası kesi bölgesinde yara izi ve sakar kalmaması, iyileşme sürecinin kısa olması, dokudaki hasarın en aza indirilmesi istenmektedir. Ayrıca, ECJ'den beklenen performans ölçütleri; kesme hızı, hemostaz seviyesi, kesme kuvveti, üretilen duman / buhar, üretilen elektrik arkların az olması ve tutarlılıktır [11]. Bu ölçümleri etkileyen değişkenler arasında doku tipi, doku hacmi, uygulanan gerilimler ve akımlar, kesme hızı ve prob şekli bulmaktadır.

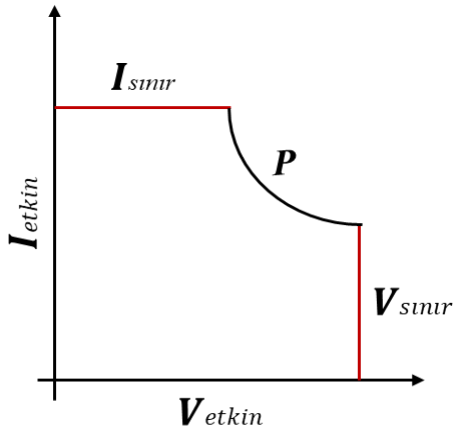
ECJ istenmeyen komplikasyonlar geliştirebilir [2,12]. Elektrokoterin ucu dokuya yaklaştırıldığında yüksek gerilim atlama yaparak doku ile arasında istenmeyen ark oluşturabilir. Bu istenmeyen yakma etkisinden kurtulmak için ECJ ucunun dokuya temasından sonra ayak pedalına basılarak cihazı aktif hale getirilmesi sağlanır [2]. Doku ve ECJ ucu arasında oluşan kıvılcım, elektrot ve doku arasındaki atmosferin

ısıtılmasından kaynaklanır. Bu kıvılcım koagülasyon kipinde istenen bir durumdur, ancak kesme kipinde istenmeyen doku hasarına neden olabilir [12]. EC uygulaması sırasında YFA dokudan geçerken kesme ucunu dokuya temas ettiği noktada akım yoğunluğundan kaynaklı oluşan I^2R ısınması, ısıl değişimin zamanına ve sıcaklık miktarına bağlı olarak dokuda farklı etkiler gösterir [13]. Isının dokuda meydana getirdiği etkiler Tablo 1.1'de verilmiştir. Bilimsel yazında, doku hasarları için rapor yapılan analizler ve çıkış işareti formunun etkileri incelenmiştir [14]. Dodde ve ark. [15] sonlu elemanlar yöntemi ile EC kanama kontrolü, ısıl etki hesabı ve doku su kaybının iletkenlik üzerine etkisini incelemişlerdir. Çalışmalarında, en sık kullanılan cerrahi alet olan tek kutuplu bir elektrocerrahi cihazının oluşturduğu termal yayılmanın en aza indirilmesi için yeni bir termal yönetim sistemi geliştirmişlerdir. Ward ve ark. [16] önerdikleri sayısal yöntem ile ark kesme işleminden sonra dokuda meydana gelen termal hasarı modellemişlerdir. Bu model ile tek kutuplu ECJ için farklı çıkış işareti dalga formlarının etkisi Arrhenius hasar analizi ile incelenmiştir. Dornhof ve ark. [17] önerdikleri ECJ medelinde doku benzetimi için elektriksel karşılaştırılabilir bir devre önermişler ve bunu kas dokusu ve hayvan karaciğerinde ölçülen empedansa karşı frekans eğrilerini kullanarak test etmişlerdir. Sarnago ve ark. [18] yüksek frekanslı bir ECJ tasarımı için Galyum Nitrür (GaN) anahtarlama elemanları ile yeni bir yükseltici dönüştürücü devresi yapısı önermişlerdir. Bu dönüştürücü, yüksek frekansta gerilimle kontrol edilebilir dalga formu üretmeyi sağlamıştır.

Tablo 1. 1 ECJ ucunun dokuda oluşturduğu ısıl etkiler [19].

40°C – 49°C	Geri dönüşebilir doku hasarı.
49°C – 70°C	Geri dönüşümsüz doku hasarı (Denatürasyon).
70°C – 100°C	Bağ dokusu – kollagen- jelatine dönüşür (Pıhtılaşma – koagülasyon).
100°C – 200°C	Hücre suyu buharlaşır, hücre kurur ve jelatin yapşkan hale gelir (Kurutma-desikasyon).
> 200°C	Yara kabuğu oluşumu (Kömürleşme –karbonlaşma, patolojik olarak 4. derece yanık).

ECJ'nin kapalı çıkış devresini oluşturan doku empedansı, dokunun tipine göre $0\Omega - 4K\Omega$ arasında değişkenlik gösterir [20]. Bu ısıtma etkileri ve empedans aralığı göz önüne alındığında ideal bir ECJ'nin çıkışının sabit güç sağlaması gerektiği bilimsel yazında belirtilmiştir. Bu şartı sağlamak için ECJ'nin çıkışı enyüksek akım ve gerilim değerlerinde sınırlandırılmalıdır (Şekil 1.1) [13, 21, 22, 23]. $V_{sınır}$ enyüksek değeri ECJ ucunda oluşabilen arkın uzunluğunu da sınırlamış olur [21].



Şekil 1. 1 ECJ'nin sabit güç çıkışı için I /V karakteristiği.

Bilimsel yazında ECJ cihazlarının geliştirilmesi üzerine yapılan çalışmalarda cihazların çıkış gücü düzenlemesi üzerine yoğunlaşılmıştır [18, 21-28]. Friedrichs ve ark. [21] sayısal ve analog devreler ile çift akım kipli kontrolöre sahip ECJ tasarlamışlardır. Tasarlanan kontrolör istenen sabit çıkış gücünü yüksek frekanslı alternatif akım (AA) ile sağlamaktadır ve arzu edilen çıkış gücü termal yayılmanın en aza indirilmesini sağlamıştır. Böylece, dokuda yanma ve yara izinin azalacağı, iyileşme sürelerinin kısalacağı ve daha iyi bir cerrahi sonuç elde edileceği belirtilmiştir. Ridha ve ark. [24] ECJ için önerdikleri kontrolör ile cihaz sabit çıkış gücü düzenlemesini dinamik doku empedansını temel alan geri beslemeli akım ve gerilim değerlerini kullanarak tasarlamışlardır. Fahad ve ark. [23] kayan kipli denetim tabanlı oransal-integral-türev (PID) kontrolör ile ECJ'nin çıkış gücünün doğrusal olmayan sabit güç bölgesinde kalmasını sağlamışlardır. Jensen ve ark. [25] ECJ çıkış işareti formunu bir dizi frekans yardımı ile hızlı çıkış gücü düzenlemesi için

kullanmışlardır. Hızlı güç düzenlemeyi iki kanallı GaN anahtarlı evirici ile gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca, çıkış güç devresinde yalıtım kondansatörlerine ihtiyaç kalmadığını göstermişlerdir. Belik ve ark. [17] ECJ'nin çıkış gücünü kesme ucunun hareket hızına göre düzenlemek için ivmeölçer ve jiroskop tabanlı taşınabilir ölçüm sistemi geliştirmişlerdir.

Bu tez çalışmasında, yukarıda bilimsel yazında bahsedildiği üzere doku hasarını azaltan ve ECJ kesme kipinde sabit güç çıkışı sağlayan RF transformatörsüz bir cihaz tasarımı ve gerçeklemesi yapılmıştır. Sistemin tasarımında saf kesme kipi için en yüksek 500V çıkış verebilecek DA güç kaynağı ile tasarlanmıştır. Evirici devresinde H köprüsü mimarisi ile 500KHz-1MHz frekans bant aralığında anahtarlama yapabilen 1000V'luk MOSFET yarı iletken güç devre elemanları ve sürücü devreleri tasarlanmıştır. Sabit çıkış gücü düzenlemesi gerilimin sabit alındığı çıkış akımının geri besleme aracılığıyla PID kontrolör kullanarak sağlanmıştır. PID kontrolör Atmega 328P mikro-denetleyicisi ile gerçeklenmiştir. Gerçekleştirilen ilk örnek ile deneysel ölçümler 320V DC gerilim altında ve 500KHz'lik anahtarlama frekansında yapılmıştır. Çıkış gücü, farklı değerdeki yükler için ideal I/V eğrisi üzerine işaretlenerek elde edilen güç düzenlemesi doğrulaması yapılmıştır. Tasarlanan ECJ ile tavuk dokusu kesilmiş uygulama sırasında çıkış gerilim ve akım verileri örnekleme hızı yüksek bir osiloskop ile kaydedilmiştir. Elde edilen veriler ile MATLAB ortamında güç değerleri histogramı, ortalama değeri ve standart sapması ve çıkış karakteristiği hesaplanmıştır. Geleneksel ECJ ile tasarlanan ECJ cihazının kesme kipinde performansı tavuk dokusunda yarattıkları etkiler üzerinde gözlemlenmiştir.

Tezin geriye kalan bölümleri sırasıyla takip eden başlıklarla açıklanmıştır. Bölüm 2'de EC, ECJ çalışma kipleri ve dokulardaki etkisi hakkında bilgiler verilmiştir. Ayrıca mevcut ECJ'lerde yaygın olarak kullanılan PID kontrol algoritması ile evirici çıkış gücü düzenlemesi yöntemi açıklanmıştır. Bölüm 3'de tasarlanan ECJ devresi ve çıkış gücü düzenlenmesi için tasarlanan PID kontrol algoritması açıklanmıştır. Bölüm 4'te benzetim çalışmaları, yapılan deneyler ve elde edilen deneysel sonuçlar verilmiştir. Bölüm 5'te elde edilen sonuçlar ve olası gelecek çalışmalar açıklanmıştır.

2.MATERYAL VE YÖNTEM

Tez kapsamında gerekli temel bilgilerin aktarıldığı bu bölümde, EC ve ECJ'nin çalışma kipleri ve dokulardaki etkisi hakkında bilgiler kısaca açıklanmıştır. Mevcut ECJ'lerde çıkış gücü düzenleyicisi olarak kullanılan PID kontrolör ve evirici devre tasarımları açıklanmıştır.

2.1 Elektrocerrahi

EC'deki teknolojik gelişmeler ameliyat süresi, hasta yatış ve iyileşme sürelerini azaltarak daha başarılı sonuçlar alınmasını sağlamıştır. EC'de yara iyileşmesi ve operasyon bölgesinde sakar veya yara izi kalmaması hasta konforu ve estetik açısından önemlidir. Bilimsel yazında, yara iyileşmesinde istenmeyen yan etkilerin fazla görülmesi durumunda, hasar bırakan veya ölüm oranını artıran riskler taşıdığı belirtilmiştir [29, 30]. Cerrahi uygulamalarda dokuda kılcal damarların yoğunluğu fazla ise bisturi yerine ECJ kullanımı tercih edilmektedir [28]. Çünkü ECJ elektrot ucu ve yan yüzeylerde de kesme işlemi yapar. Ayrıca, ECJ ile yapılan kesme işleminde hemostaz anlık olarak gerçekleşir ve işlem sonrası ağrı bisturi uygulamasına göre daha azdır [31]. Ancak, ECJ kullanımının dezavantajları arasında işlem yapılan bölgede kemik hasarı oluşabilir, patlayıcı ortamda kullanımı tehlikelidir, kalp pillerinin etkisini bozabileceği bilimsel yazında belirtilmiştir, diyabetli hastalarda zayıf ağrılı iyileşme görülebilir [31, 32].

2.2 Elektrocerrahinin Dokulara Etkisi

ECJ kullanımında canlı doku YFA devresinin yük kısmını oluşturmaktadır. Aktif elektrot olarak anılan ECJ ucu yüksek frekanslı akımı dokuya iletir, pasif elektrot olan geniş yüzeyli hasta plağı vücutta temas yüzeyini genişleterek ECJ etkisinin aktif elektrotta oluşmasını sağlar. ECJ kesme kipinde çalışma 500KHz gibi yüksek frekans ile yapılabilir, düşük frekans kullanımı istenmeyen kas kasılmalarına neden olabilir [33]. Bu nedenle sinir ve kas kasılmalarının oluşmaması için yüksek frekanslı AA

kullanılır [34]. ECJ'de kesme işlemi aktif elektrot ucunun küçük bir yüzeyden dokuya teması ile dokuda akım yoğunluğu oluşturur, açığa çıkan ısı hücrelerin su kaybına uğramasını sağlar. Zincirleme gelişen bu işlemler sonucunda dokuda istenen kesi oluşur. Aktif elektrot ucunda ısı olarak açığa çıkan bu enerji YFA akım, gerilim, frekans, modülasyon tipine, dokunun elektrolit, ve kas/yağ oranına bağlıdır. ECJ kullanımında insan vücudundaki bazı dokuların YFA'ya karşı gösterdikleri empedans değerleri Tablo 2.1'de verilmiştir.

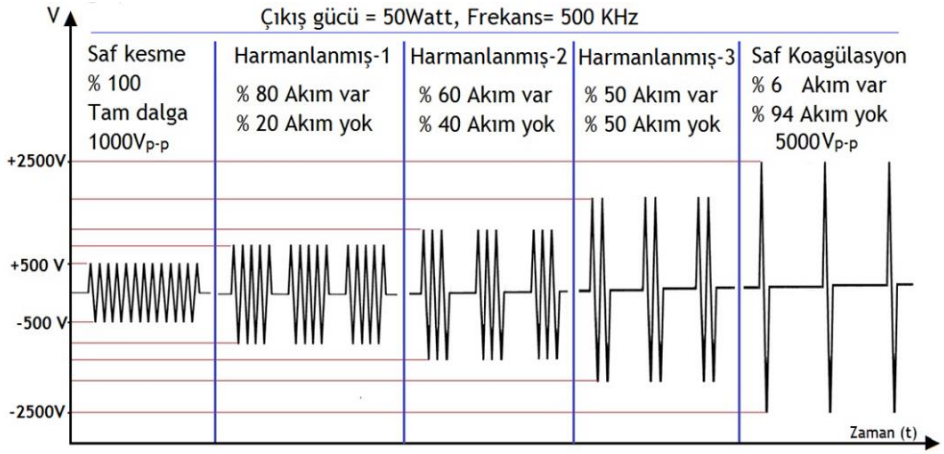
Tablo 2. 1 Bazı dokuların empedans değerleri [33].

Doku	**Direnç (Ω)**
Yağ	2180
Kemik	1800
Karaciğer	298
Deri	289
Dalak	256
Kalp	132
Böbrek	126
Kas	1010

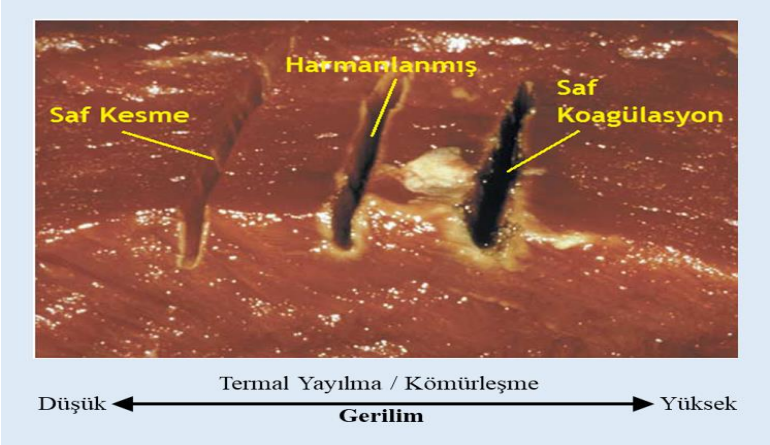
Aynı zamanda, aktif elektrot ucunun fiziksel şekli, pasif elektrot olan hasta plağının temas yüzey alanı ve bu iki elektrot arasındaki mesafe dokuda oluşacak akım yoğunluğu ve ısı miktarını doğrudan etkiler [35-37]. ECJ uygulamalarında kesme, dağlama ve kuruma olmak üzere üç farklı klinik sonuç elde edilebilir [38-40].

2.3 Elektrocerrahide Çalışma Kipleri

ECJ arzu edilen klinik etkiyi sağlaması için EC uygulamalarında farklı çalışma kiplerinde kullanılmaktadır [37]. Bu kiplerde kesme, dağlama/pıhtılaşma/koagülasyon ve harmanlanmış olarak üç başlıkta incelenebilir [28, 37]. Şekil 2.1'de ECJ cihazının YFA zaman düzlemi dalga formları ve Şekil 2.2'de dokuda oluşturduğu etkiler verilmiştir [41-43].



Şekil 2. 1 ECJ kesme, harmanlanmış ve koagülasyon çalışma kiplerinde çıkış akımı formları [44].

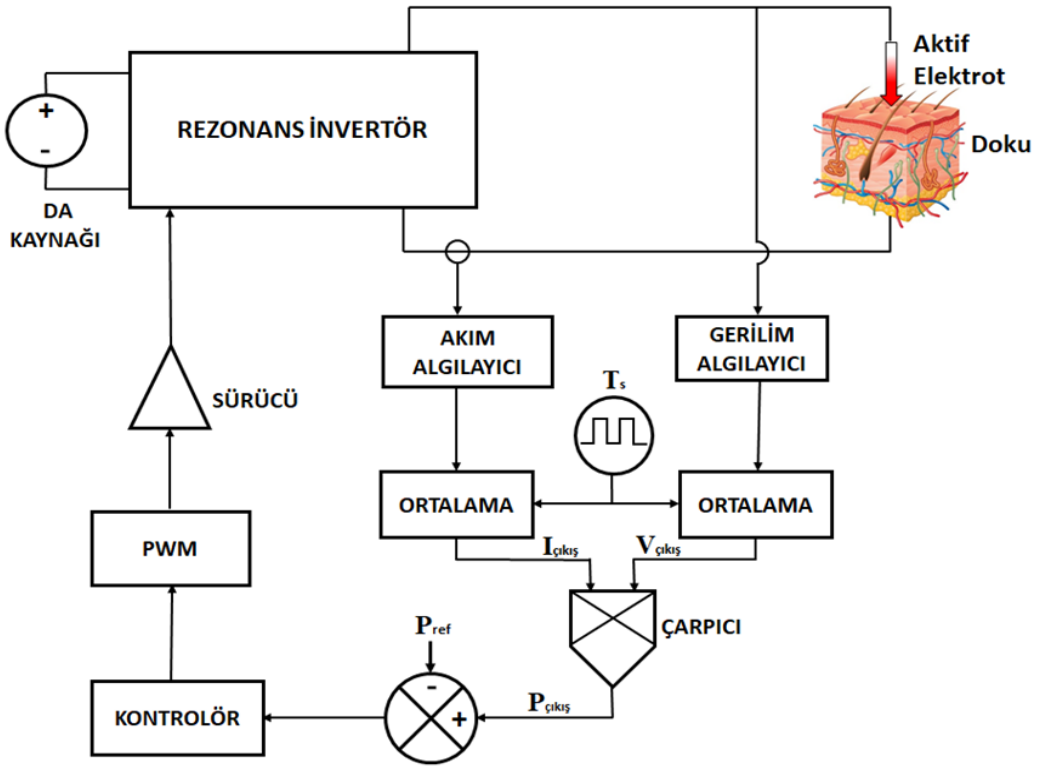


Şekil 2. 2 Farklı dalga formlarının kırmızı et dokusundaki ısıl yayılma etkisi [44].

Kesme çalışma kipinde ECJ ucu dokuya uygulandığından hücrelerdeki sıvı ve kan yüksek frekanslı akıma karşı direnç gösterir ve anlık ısı oluşur. Bu süreç hücredeki sıvının buharlaşmasına ve parçalanmasına neden olur [28, 45, 46]. Kesme kipinde cihaz gücü 50 ile 80W arasında seçilir [47]. Dağlama/pıhtılaşma/koagülasyon kipinde çıkış işareti gerilim değeri yükseltilir ve görev süresi %6'ya düşürülür böylece cihazın etkin gücü azalır, Pıhtılaşma için cihaz çıkış gücü ve gerilimi 50 W ve 9000 V değerlerinde üretebilir [38, 48, 49]. Harmanlanmış çalışma kipi kesme ve koagülasyon kiplerinin ortak kullanımıdır. Şekil 2.1'de verilen bu dalga formları, kesme ve dağlama dalga formlarının kombinasyonlarından oluşur [48, 50, 51].

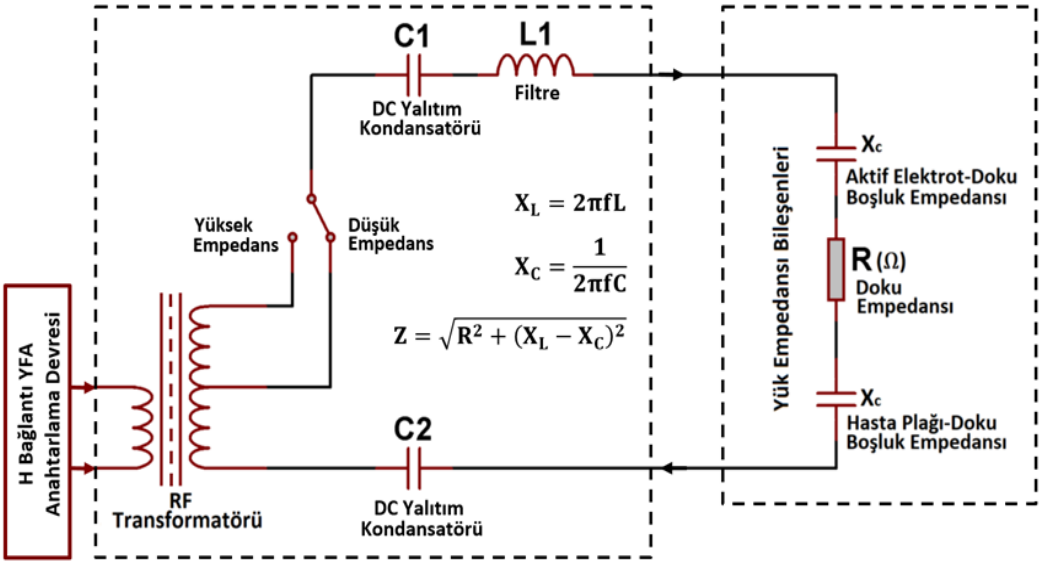
2.4 Elektrocerrahi Jeneratörü Yapısı

ECJ bir DA kaynağı, evirici devresi, akım ve gerilim algılayıcı devreler ve kontrolör bloklarından oluşmaktadır (Şekil 2.3). Evirici devresi girişi DA kaynağı ve PWM işareti ise güç düzenlemesi yapan kontrolör katlarının çıkışları, evirici devre çıkışı ise YFA devresi çıkış ucu olup dokuya girişimlerin yapıldığı uç birimdir. Çıkış güç değerlerinin yük empedansındaki değişime karşı sabit kalması tasarım ölçütüdür [23].



Şekil 2. 3 Geleneksel bir ECJ blok şeması [13].

ECJ çıkış devresini oluşturan YFA çıkışının doku ile temasının modellendiği kısımda aktif ve pasif elektrotlara seri kondansatör ile bağlanır (Şekil 2.4). Dokuya uygulanacak yüksek frekanslı AA işaretini uygulayabilmek için devre içinde DA bileşenlerini engelleyecek kapasiteler kullanılır [25].



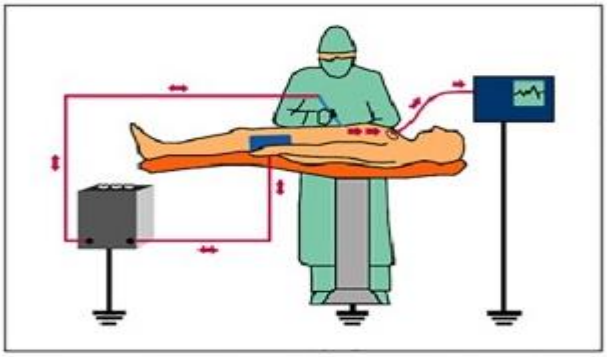
Şekil 2. 4 Basitleştirilmiş geleneksel ECJ çıkış devresi.

ECJ çalışma güçlerine göre 15-400W arasında cerrahi uygulamalarda sınıflandırılabilirler (Tablo 2.2). Çalışma frekans aralığı da 200KHz-27MHz olarak kullanılmaktadır.

Tablo 2. 2 ECJ çıkış güçlerine göre cerrahi kullanım alanları [52].

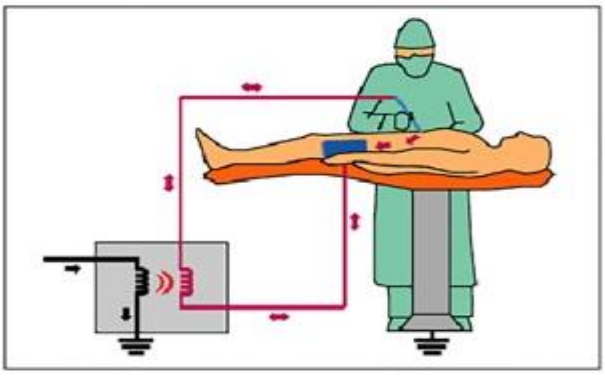
10 - 100 W	100 – 200 W	200 – 400 W
Beyin cerrahisi	Genel cerrahi	Kalp-damar cerrahisi
Dişçilik	Ortopedik cerrahi	Kanser cerrahisi
Plastik cerrahi	Kalp-damar Cerrahisi	Üroloji ve Prostat
Jinekoloji	Üroloji	

EC uygulamalarında tek kutuplu olarak elektrodesikasyon ve elektrofulgarasyon, çift kutuplu olarak elektrokoagülasyon ve elektroseksiyon uygulamaları vardır [47]. ECJ üniteleri zemin referanslı (toprak hatlı) veya yalıtılmış (izole) olarak sınıflandırılabilir. Zemin referanslı ECJ'de kesme kipi için elektrot ucu dokuya uygulanır YFA hasta vücudundan geçer ve hasta plağı veya hasta ile temaslı topraklanmış bir yüzey üzerinden devresi tamamlanır (Şekil 2.5) [53].



Şekil 2. 5 Zemin referanslı ECJ devresi [54].

Ameliyathanede hasta güvenliği açısından hastalar yalıtımlı bir yatak yardımı ile toprak hattından ayrılırlar. YFA'nın kapalı devre boyunca sadece elektrot ucunda yoğunlaşması diğer bölümlerinde yüzeylerde dağınık akım yolu izlemesi istenir. YFA'nın hem dönüş plağında yoğunlaşması bölgesel yanık riskini artırır. Yalıtılmış ECJ'lerde bölgesel yanık riski azdır (Şekil 2.6). Bu tip ECJ'ler butonlar veya ayak pedalı ile kullanılır [53].

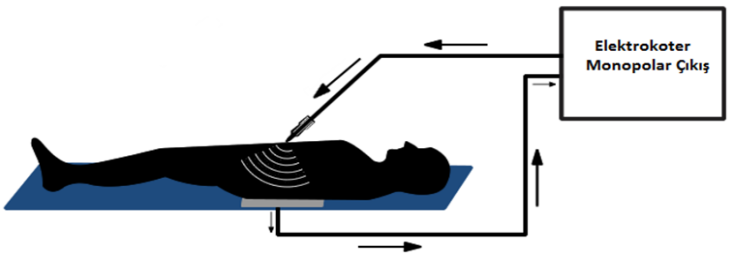


Şekil 2. 6 İzole edilmiş ECJ devresi [54].

2.5 ECJ Çıkış Devresine Göre Sınıflandırma

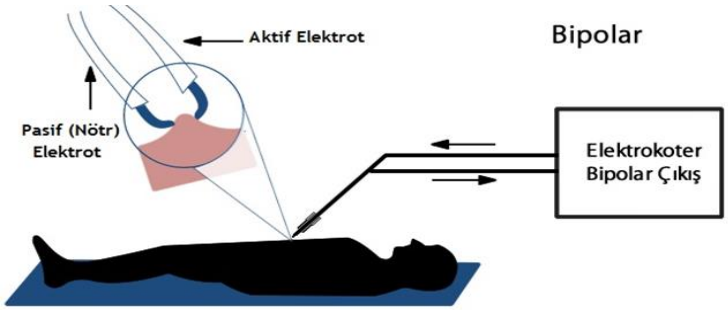
ECJ çıkış devresine göre sınıflandırma hastaya uygulanan YFA akımının elektrot uçları ile dokuya uygulanmasına göre tek kutup (monopolar) veya çift kutup (bipolar) olarak yapılır. Tek kutup sınıfta uygulanan YFA nedeniyle hasta vücudu kapasitif tepki

gösterir (Şekil 2.7). Bu sınıfta kesme, koagülasyon ve harmanlama kipleri kullanılabilir.



Şekil 2. 7 Tek kutuplu (monopolar) akım devresi

ECJ çıkış devresine göre çift kutuplu çalışmada aktif ve pasif elektrot birbirine yakındır. Üzerinde kesme ya da pıhtılaştırma yapılacak doku, aktif ve nötr elektrotların arasına alınarak yapılır (Şekil 2.8). Bu çalışmada doku miktarı az olduğu için düşük bir direnç oluşur ve düşük güç ile işlem yapılabilir. Çift kutup akım devresinde kesme işlemi yapılamaz sadece koagülasyon amaçlı kullanımı yaygındır [55].



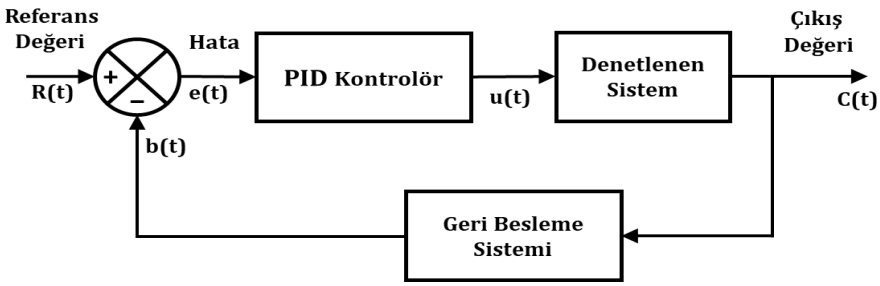
Şekil 2. 8 Çift kutuplu (bipolar) akım devresi

2.6 PID Kontrolör ve ECJ Çıkış Gücü Düzenlemesi

Oransal integral türev kontrolör kapalı kontrol sistemlerde yaygın olarak kullanılmaktadır [56, 57]. PID kontrolör parametrelerini oluşturan oransal kazanç K_p,

integral kazanç K_i, ve türev kazancı K_d olmak üzere Denklem 2.1'de verilmiştir. Kapalı kontrol sisteminin arzu edilen çıkışı ve gerçek çıkışı arasındaki farkla ölçülen hata $e(t)$ PID kontrolör çıkışında $u(t)$ olarak kontrol işaretini oluşturur (Şekil 2.9).

$$u(t) = K_p e(t) + K_i \int_0^t e(t)d(t) + K_d \frac{de(t)}{dt} \tag{2.1}$$

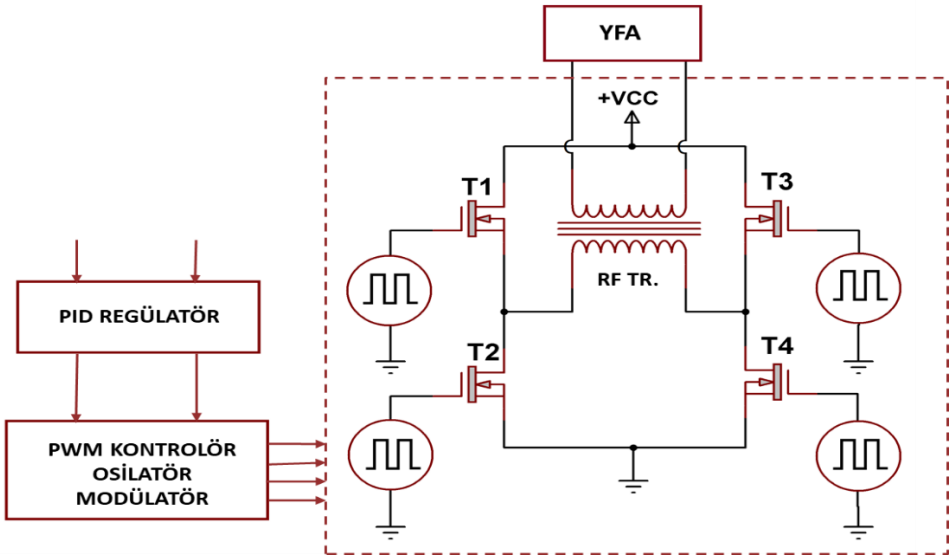


Şekil 2. 9 Geleneksel PID kontrolör ve kapalı döngü kontrol sistemi

PID kontrolör parametrelerini hesaplayabilmek için Ziegler-Nichols birim basamak veya titreşim yöntemleri kullanılır [56-58]. Titreşim yöntemine göre yapılan parametre hesabında sistem çıkışının salınım yapmaya başladığı kritik kazanç değerine kadar K_{cr} arttırılır ve bu değerdeki kritik periyot P_{cr} ölçülerek kontrolörün K_p, K_i, ve K_d değerleri hesaplanır. ECJ çıkış gücünün düzenlenmesi için Şekil 2.3'deki kontrolör bloğu PID kontrolör, PWM ve eviricide anahtarlamalı kontrol ile yapılır. Böylece EC uygulamalarında istenilen klinik etkinin elde edilmesi, termal yayılmanın azaltılması ve istenmeyen doku hasarının en aza indirilmesi sağlanır [59]. ECJ güç devresinde iki PWM işareti kullanılır. Birinicisi ile görev oranı değişken PWM doğrudan azaltan eviriciye bağlanarak ECJ çıkışında sabit güç seviyesi için PID dentleyicili gerilim kontrolü elde edilir. İkinci görev döngüsü %50 sabit PWM eviricinin güç çıkış katında simetrik kare dalga iaşreti için kullanılır. Böylece, doku empedansının değişimlerine karşın ECJ çıkış gücü düzenlemesi başarılır.

2.7 Güç Çıkış Katı ve Sürücü Devresi

Geleneksel ECJ'lerde güç çıkış katı H köprü tipi güç transistörlü bağlantı topolojisini kullanan RF transformatörlü evirici çıkışı gerçeklenir ve YFA işareti üretilir. ECJ çıkış gücü katı yüksek frekanslı anahtarlama için kare dalga işaret üreteci, DA güç kaynağı, YFA anahtarlama devresi ve güç düzenlemesi için mikrodenetleyici tabanlı PID kontrolörden oluşur. Üretilen yüksek frekanslı kare dalga işaret bir modülatörden geçerek, sürücü devresi ile H köprü tipi güç MOSFET elemanlarına uygulanır. H köprü devresi çıkışı, RF transformatörüne uygulanarak ECJ çıkışında kullanılacak YFA üretilir (Şekil 2.10). Burada iki kutuplu PWM [60], T1-T4 ve T2-T3 anahtarlama ve çıkış geriliminin elde edilmesi için kullanılır [26]. H köprü devresi için kullanılan +Vcc, 50–120V DA gerilim kaynağıdır. RF transformatörü çıkışında modüle edilmiş YFA saf kesme için Vpp=1000V, dağlama için Vpp=5000V genlik seviyelerindedir.



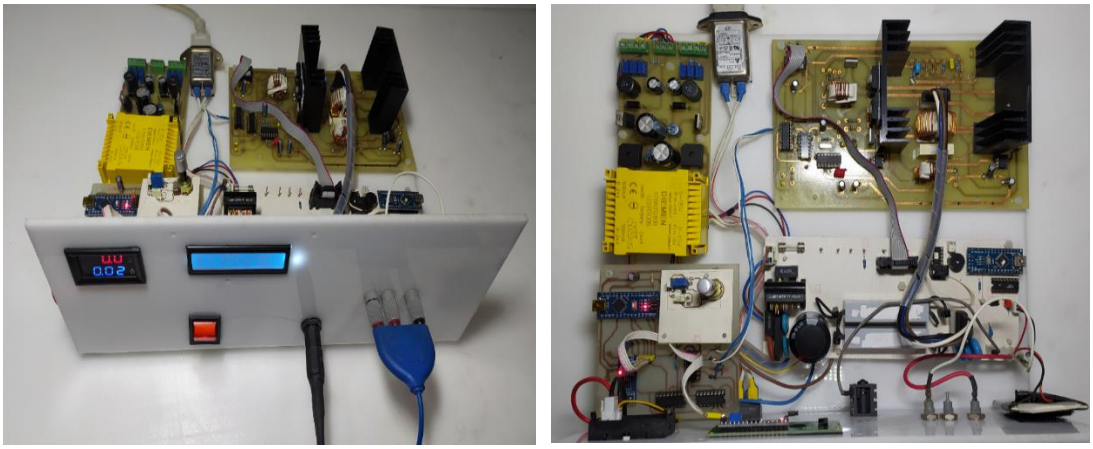
Şekil 2. 10 Geleneksel ECJ'nin basitleştirilmiş H köprü anahtarlama devresi.

3. ÖNERİLEN ELEKTROCERRAHİ JENERATÖR TASARIMI

Bu bölümde, tez kapsamında tasarlanan RF transformatörsüz ECJ'de YFA işaretinin saf kesim kipinde çalışması için sabit DA geriliminin H köprü anahtarlanması ve geleneksel PID kontrolör ile güç düzenlemesi tasarımı açıklanmıştır.

3.1 Donanım Tasarımı

Tasarlanan ECJ cihazının ilk örneği, tek kutuplu çalışma prensibine uygun, kesme kipi 50-80W çıkış gücüne sahip, çalışma frekansı 500KHz-1MHz arasında ayarlanabilen mimaride tasarlanmıştır. Tasarlanan ilk örnekte ECJ cihazı DA besleme devresi, mikrodenetleyici tabanlı geleneksel PID kontrolör, H bağlantıya sahip yarı iletken güç transistörleri, evirici çıkışında çıkış YFA işaretinin üretilmesi için mikrodenetleyici kontrollü güç devresi ve sürücü kartlarından oluşmaktadır (Şekil 3.1). Tablo 3.1'de tasarlanan ECJ cihazın teknik özellikleri verilmiştir.



(a) (b)

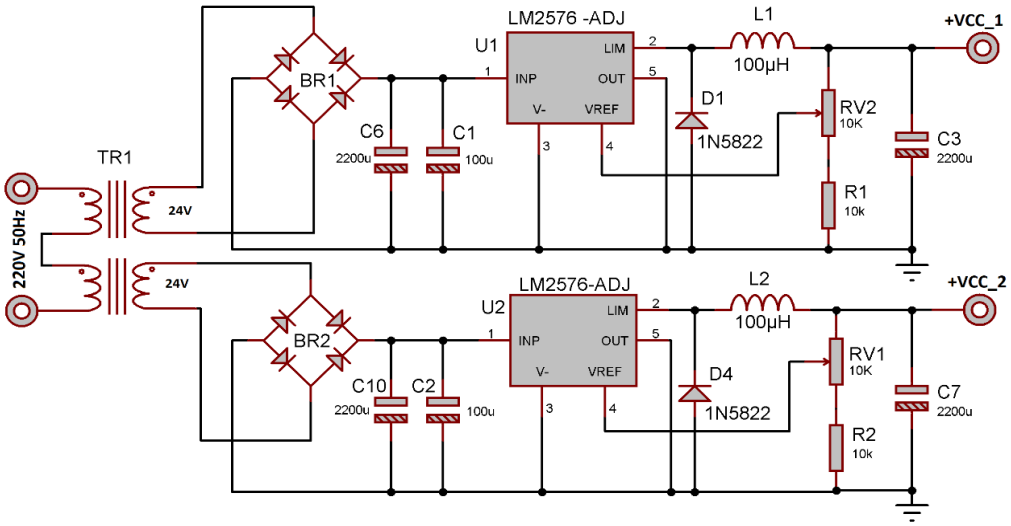
Şekil 3. 1 Tasarlanan ECJ cihazı (a) önden görünüş (b) üstten görünüş

Tablo 3. 1 Tasarlanan ECJ cihazın teknik özellikleri

Besleme Gerilimi	220 – 240V
Çalışma Kipleri	Saf kesme
Çıkış Gerilimi	En fazla ± 320V DA
Çıkış Gücü	0 ~ 80W
Çıkış Frekans Aralığı	500 KHz - 1MHz
Çıkış Akım Devresi	Tek kutuplu

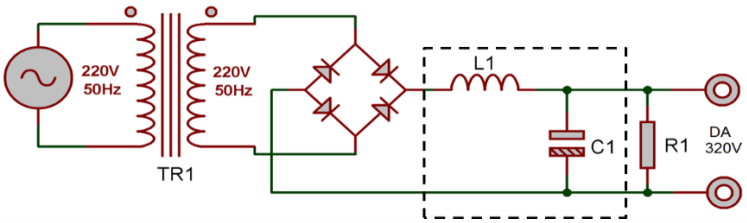
3.2 ECJ için DA Besleme Devreleri Tasarımı

Tasarlanan ECJ için ihtiyaç duyulan devrelerin ve yüksek DA çıkış geriliminin sağlanması için iki farklı DA besleme devresi tasarlanmıştır. ECJ'de kullanılan yarı iletken güç transistörleri ve sürücü devreleri için +12V 3A, Atmega gömülü sistem kartı, ACS712 akım algılayıcı, LTC6992 PWM modülatörü devreleri için +5V 3A, yüksek gerilim rölelerinin anahtarlanması için +15V 1A besleme devreleri tasarlanmıştır (Şekil 3.2).



Şekil 3. 2 Tasarlanan DA besleme devresi

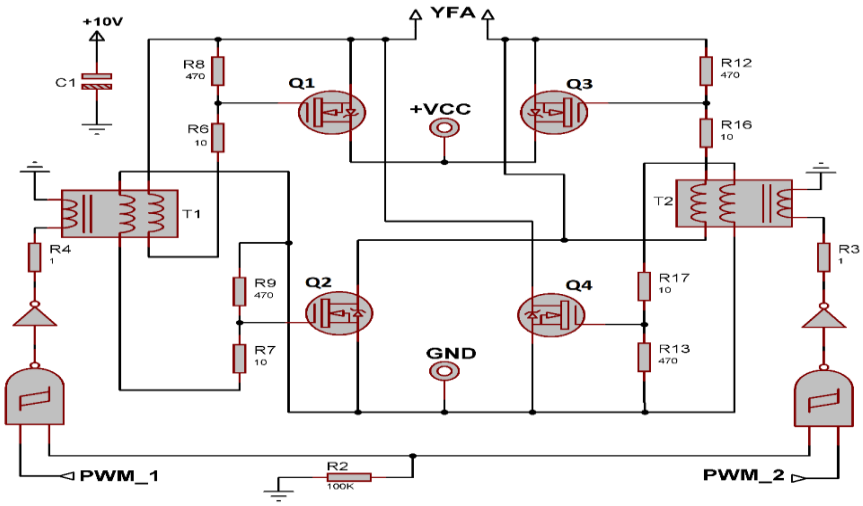
Yüksek DA gerilimi sağlayacak besleme devresinde çıkış geriliminin ECJ için sabit değerde olması istenir. Bu nedenle doğrultucu devre çıkışında alçak geçiren bir filtre devresi tasarlanır (Şekil 3.3) ve cihaz çıkışında YFA sabit gerilimde çalışırken ve sistemin harmoniklerin etkisinde kalmaması için kullanılır. Bobin ve kondansatör 50Hz şebeke için üst kesim frekansı en fazla 100Hz olacak şekilde tasarlanabilir.



Şekil 3. 3 Alçak geçiren LC filtre devresi

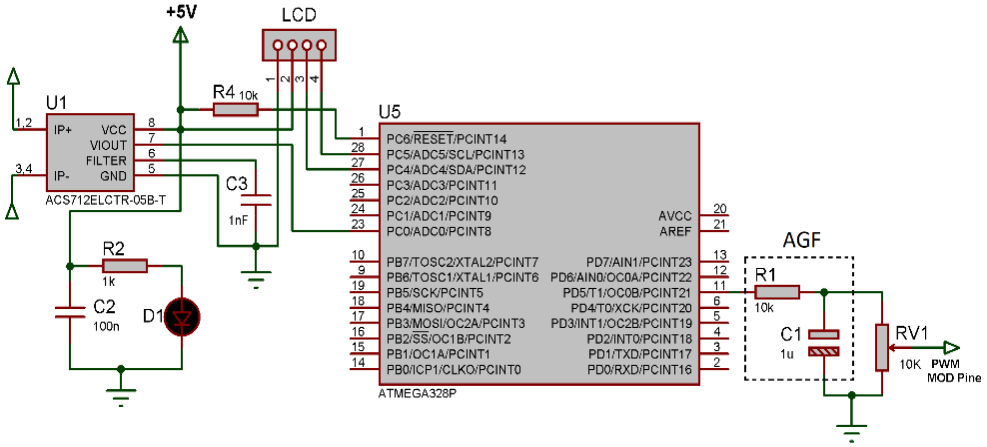
3.3 YFA Çıkış Güç Devresi Tasarımı

Tasarlanan ECJ ilk örneğinin çıkış güç devresinde YFA işareti elde etmek için H bağlantı mimarisinde yüksek frekanslı anahtarlama yapılacağından 4 adet IRFPG50 N kanal MOSFET kullanılmıştır. YFA çıkış güç devresi şematik çizimi Şekil 3.4'de verilmiştir.



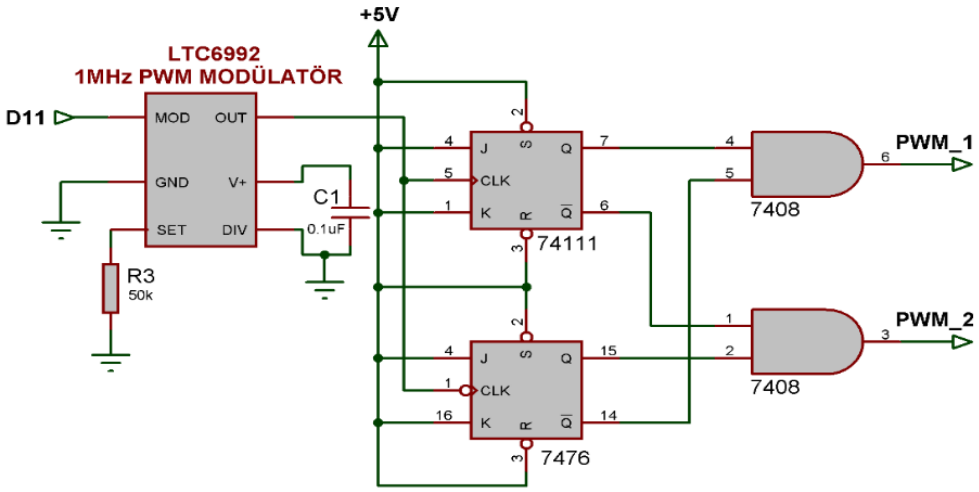
Şekil 3. 4 YFA çıkış güç devresi tasarımı

Tasarlanan YFA çıkış güç devresinde modülatör tarafından üretilen 500KHz simetrik PWM anahtarlama işareti ile H bağlantılı MOSFET'ler sürülür ve en fazla 320V DA çıkış gerilim elde edilir ve deneysel saf kesme kipi için kullanılmıştır. T1 ve T2 transformatörleri simetrik PWM işaretlerini MOSFET sürücü entegrelerine uygular. Yüksek frekans ve genlikli devreyi sürücü devreden izole eden bu transformatörler MOSFET'lerin iletim veya yalıtıma geçmesini sağlar. PWM işareti görev oranı %40-%60 aralığında değişken yüke karşı sabit çıkış gücü düzenlenmesi yapar. Çıkış gücünün düzenlenmesi çıkış akımının ölçülüp mikro-kontrolör tabanlı PID denetleyiciye geri beslenmesi ile sağlanır. Çıkış akımının ölçülmesi için ACS712 kullanılmıştır (Şekil 3.5). İlk örnek ECJ 320V DA gerilimde kısa devre akımı 445 mA, yüksüz çıkış akımı 150mA olarak ölçülmüştür.

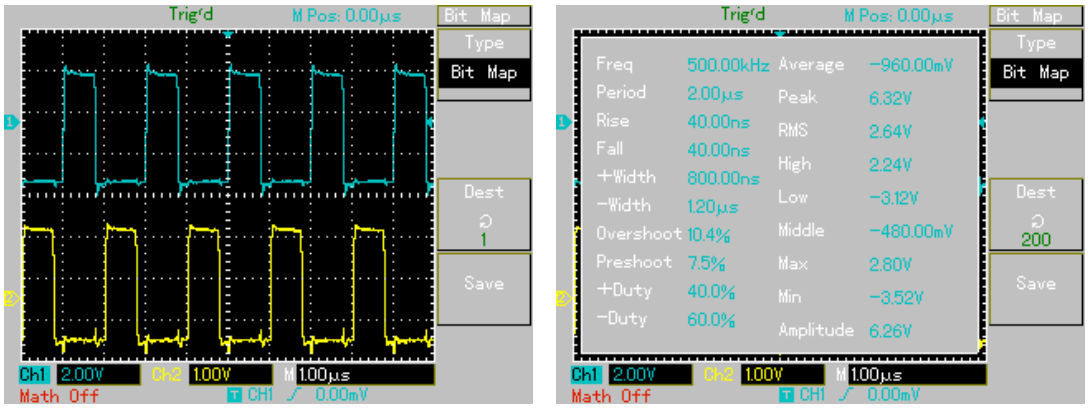


Şekil 3. 5 Mikro-kontrolör tabanlı PID kontrol ve akım algılayıcı devresi

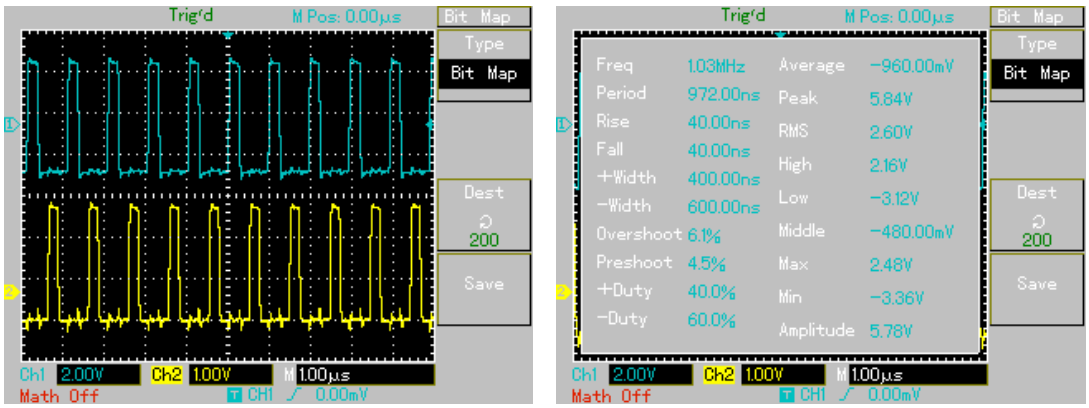
Şekil 3.5 çıkışında PWM olarak elde edilen analog gerilim, Şekil 3.6'da PWM modülatörüne uygulanarak DA genlik seviyesine göre anahtarlama elemanlarının görev oranı ayarlarını yapar. LTC6992 PWM modülatör entegresi en fazla 1MHz frekansında işaret üretir. Tasarlanan çift kanal simetrik görev oranı ayarlı PWM işareti H tipi MOSFET anahtarlama devresini kontrol edilebilir. Tez kapsamında gerçeklenen H tipi devreyi sürmek için kullanılan simetrik PWM işaretinin 500KHz-%40 görev oranı işaretleri Şekil 3.7'de ve 1MHz-%40 görev oranı işaretleri de Şekil 3.8'da verilmiştir.



Şekil 3. 6 PWM modülatör devresi.



Şekil 3. 7 500KHz-%40 görev oranı ile simetrik PWM işaretleri



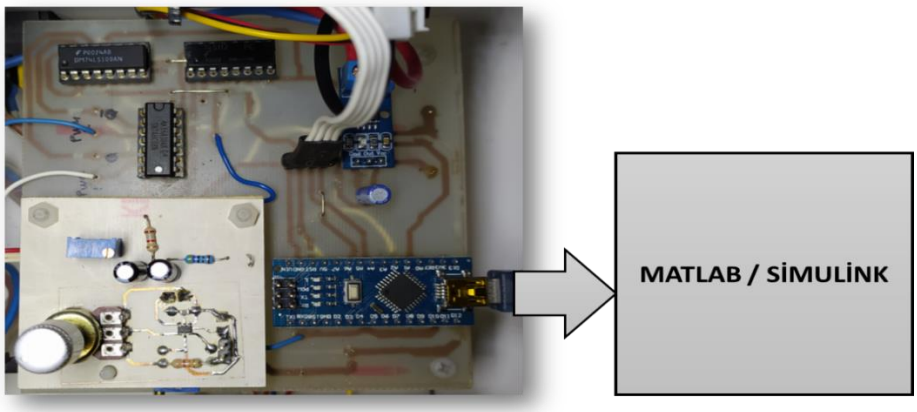
Şekil 3. 8 1MHz %40 görev oranı ile simetrik PWM işaretleri

4. BENZETİM ÇALIŞMALARI VE DENEYSEL SONUÇLAR

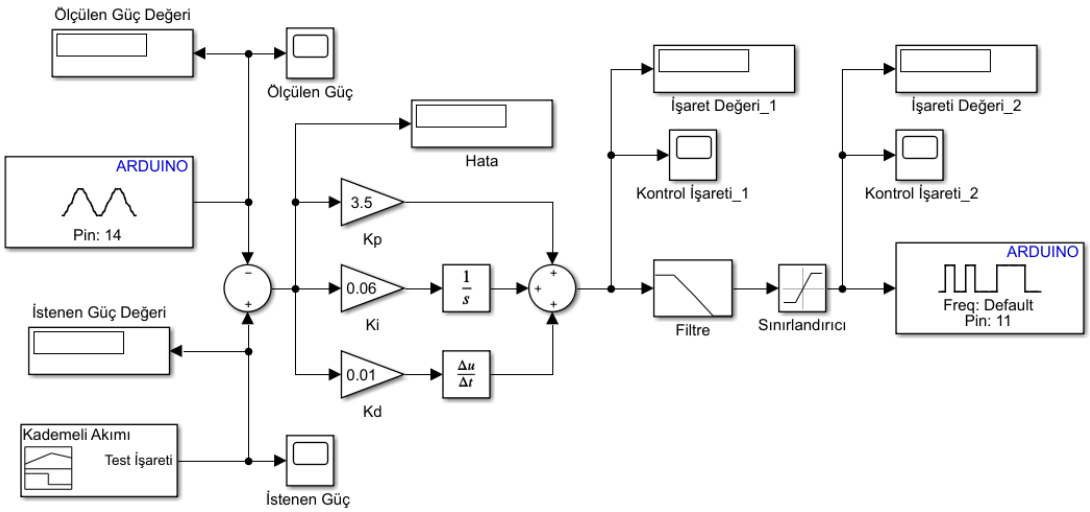
Tasarlanan ECJ cihazı için benzetim çalışmaları ve deneysel sonuçları bu bölümde aktarılmıştır. Çıkış gücü düzenlemsi için geleneksel PID kontrlör katsayıları belrilenmiş, çıkış gücü ortalaması, standart sapma ve güç çıkış karakteristiği analiz edilmiştir. Geliştirilen ve geleneksel ECJ cihazlarının performans karşılaştırması, tavuk dokusu üzerindeki etkiler için kesme kipinde test edilmiştir.

4.1 PID Kontrolör için Gerçek Zaman Benzetim Çalışması

Gerçek zamanlı benzetim çalışmaları için hızlı prototip kipi uygulamasında kontrolör yazılım ortamında gerçek sistemde donanım olarak gerçekleştirilir [61]. Bu kapsamda PID kontrolör MATLAB/Simulink ortamında ECJ çıkış gücünün değişen yüklere karşın kontrolör katsayıları gerçek zamanlı benzetim çalışmaları ile bulunmuştur. Tasarlanan devre ve arayüz bağlantısı Şekil 4.1'de tasarlanan Simulink modeli Şekil 4.2'de verilmiştir.



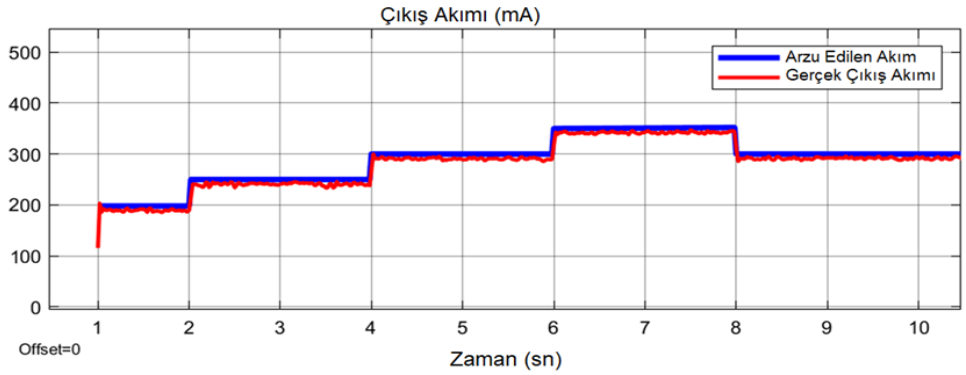
Şekil 4. 1 Hızlı prototip kipinde PID Kontrolör bölümü ve MATLAB/Simulink arayüzüne bağlantısı.



Şekil 4. 2 Simulink ortamında hızlı prototip kipinde kontrolör tasarımı.

Tasarlanan ECJ cihazının çıkış gücü düzenlemesi için cihazın çıkış akımı ACS172 algılayıcı ile ölçülmüştür. İlk örnek transformatörsüz ECJ tasarımında yüksüz çıkış akımı $150mA$, çıkış uçları kısa devre yapıldığında ölçülen en yüksek akım da $445mA$ olarak ölçülmüştür. Bu ölçümlere göre yük empedansının değişimine bağlı çıkış akımının $295mA$ bant içinde değişim gösterdiği belirlenmiştir. Sistemin çıkış gücü düzenlemesi için Simulink ortamında yapılan PID kontrolör katsayılarını titreşim yöntemiyle belirlemek için yapılan gerçek zaman benzetim çalışmaları sonucunda $K_p = 3.5$, $K_i = 0.06$ and $K_d = 0.01$ olarak bulunmuştur. Gerçek zaman benzetim çalışmasında arzu edilen akım çıkışı referans olarak verilmiş ve gerçek ECJ sisteminin çıkış akımı ile karşılaştırılmıştır (Şekil 4.3) ve elde edilen ortalama mutlak değer (MAE) değeri 23.1982 bulunmuştur.

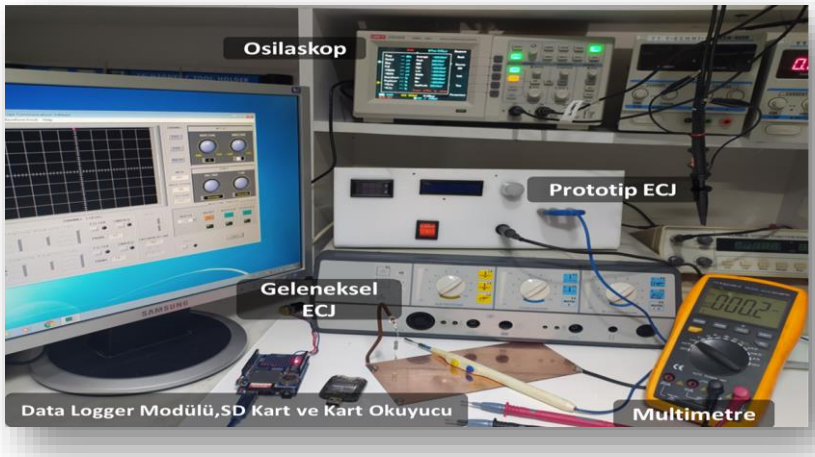
$$MAE = \frac{1}{n}\sum_{k=1}^{n} |e_k| \tag{4.1}$$



Şekil 4.3 Tasarlanan ECJ çıkış akımı için gerçek zaman benzetim çalışması

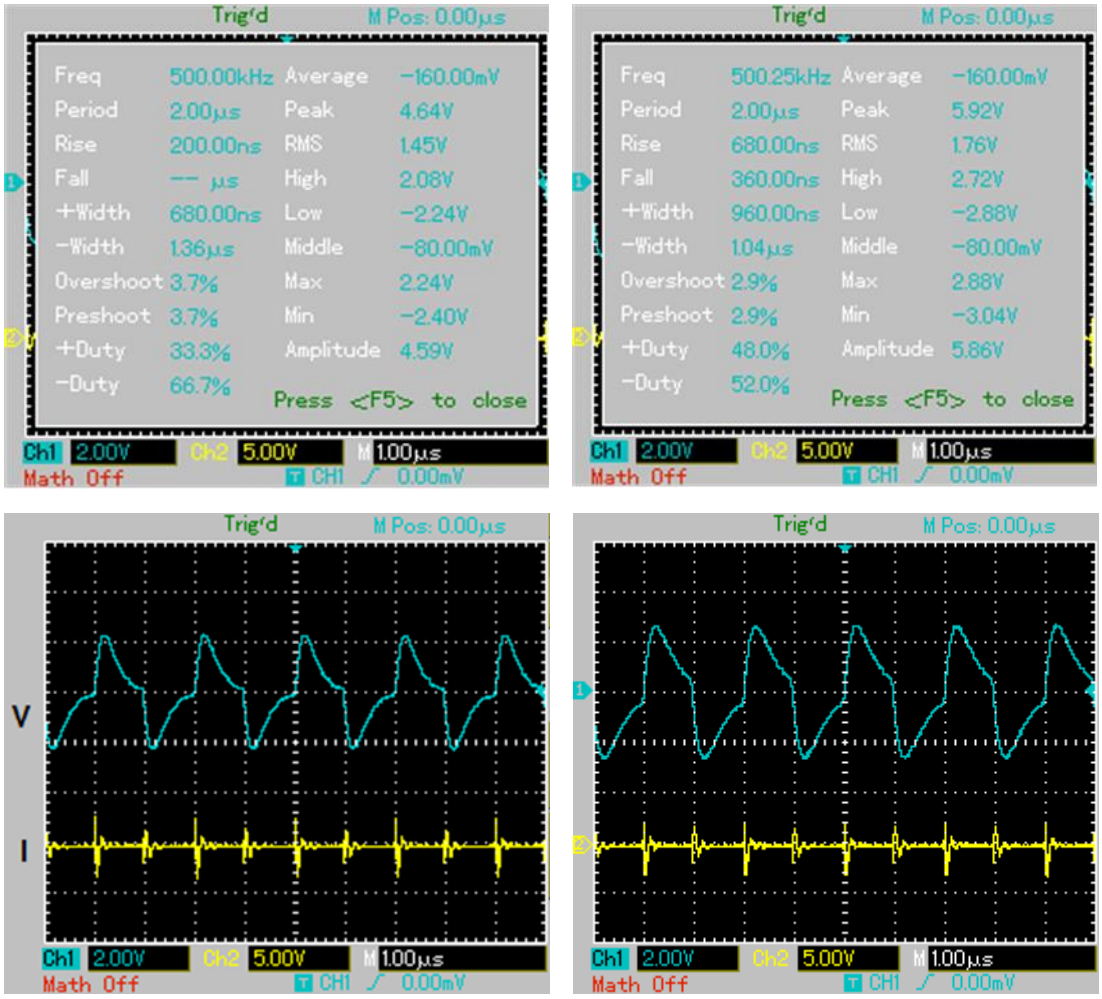
4.2 Deneysel Sonuçlar

Deneysel çalışmaların yapılacağı ECJ test düzeneği Şekil 4.4'deki gibi kurulmuş ve 2 farklı uygulama yapılmıştır. Birinci deneysel uygulama, tasarlanan ECJ cihazında arzu edilen $60W$ çıkış gücü 350Ω ve 520Ω yük dirençleri ile test edilmiştir. İkinci uygulamada insan dokusuna benzerliği nedeni ile tercih edilen gerçek tavuk dokusu üzerinde [21, 62, 63] geleneksel ECJ ve tasarlanan ECJ cihazlarının kesme kipleri sınanmış ve görsel karşılaştırma yapılmıştır. Tavuk dokusu üzerinde 10sn için yapılan kesme işleminde tasarlanan ECJ cihazının $60W$ çıkış gücü için çıkış gücü düzenleyici performansı 111 veri alınarak test edilmiş, histogram, ortalama değer ve standart sapma değerleri bulunmuştur.



Şekil 4.4 Tasarlanan ECJ için oluşturulan deney düzeneği

Tasarlanan ilk örnek ECJ cihazında $500KHz$ $60W$ çıkış gücü için çıkışın 350Ω ve 520Ω yük dirençleri ile testleri yapılmış ve osiloskop çıktıları sunulmuştur (Şekil 4.5). Şekil 4.5a'da 350Ω yük direnci çıkışa bağlı iken ölçülen etkin gerilim, akım ve güç değerleri sırasıyla $145V$, $0.419A$ ve $60.76W$ olarak ölçülmüştür. Şekil 4.5b'de 520Ω yük direnci çıkışa bağlı iken ölçülen etkin gerilim, akım ve güç değerleri sırasıyla $176V$, $0.345A$ ve $60.80W$ olarak ölçülmüştür.



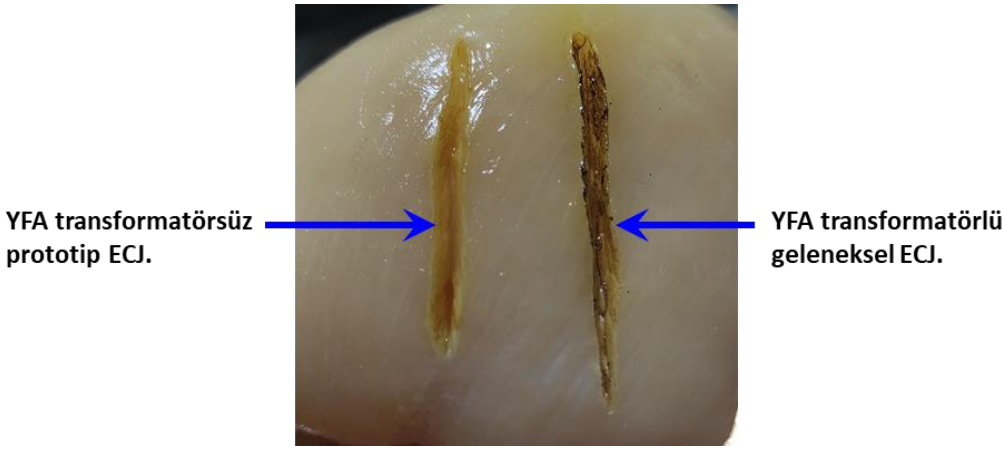
(a) (b)

Şekil 4.5 Tasarlanan ECJ çıkışındaki YFA işaretinin akım ve geriliminin zamana göre değişimleri çıkışta (a) 350Ω yük direnci bağlı, ve (b) 520Ω yük direnci bağlı

İkinci olarak yapılan uygulamada YFA çıkış transformatörlü ve PID kontrolör mevcut çıkış güç düzenlemesi ile çalışan geleneksel ECJ cihazı ile tasarlanan YFA transformatörsüz PID kontrolör mevcut ECJ cihazının gerçek tavuk dokusu üzerinde karşılaştırılması $500KHz$ anahtarlama frekansı ve $60W$ sabit çıkış gücünde yapılmıştır. Şekil 4.6'da verildiği üzere karşılaştırılmıştır. Şekil 4.6a'da görüldüğü gibi tasarlanan ECJ cihazı kesme kipinde doku üzerinde koter ucu ve doku arasında ark oluşmamakta ve doku yüzeyinde istenmeyen kömürleşme problemi oluşmamaktadır. Şekil 4.6b'de kullanılan geleneksel ECJ cihazı aynı çıkış gücü için doku üzerinde kesim işlemi yapılmış ancak koter ucu-doku birleşiminde kuvvetli ark ve kömürleşme olayı olduğu izlenmiştir. Bu uygulamada kesme işlemleri sonrası tavuk dokusunun son durumu Şekil 4.7'de sunulmuştur.

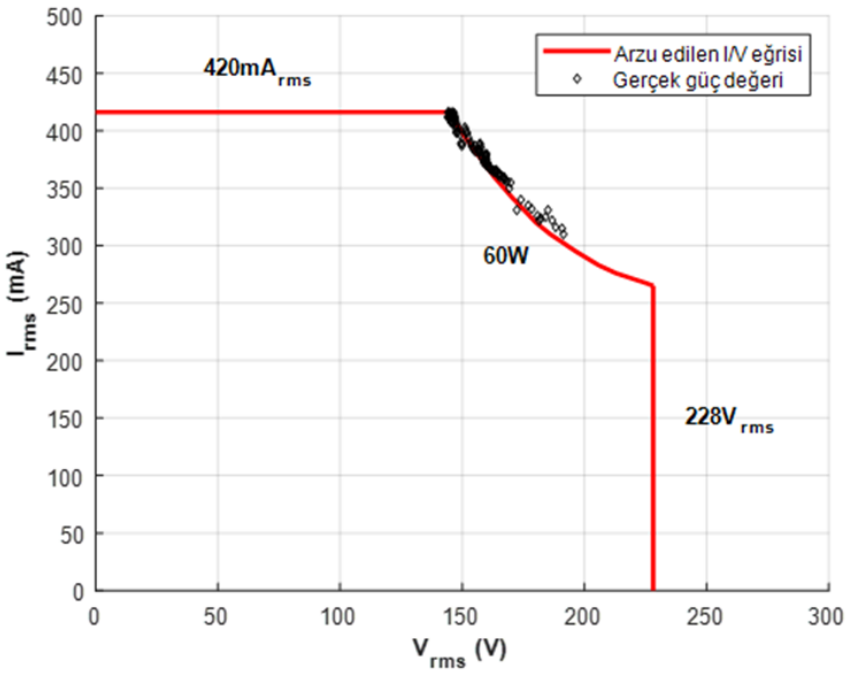
(a) (b)

Şekil 4. 6 Cihazlarda 60W çıkış gücünde tavuk dokusu kesme işlemleri yapılırken (a) tasarlanan YFA transformatörsüz ECJ (b) geleneksel YFA transformatörlü ECJ

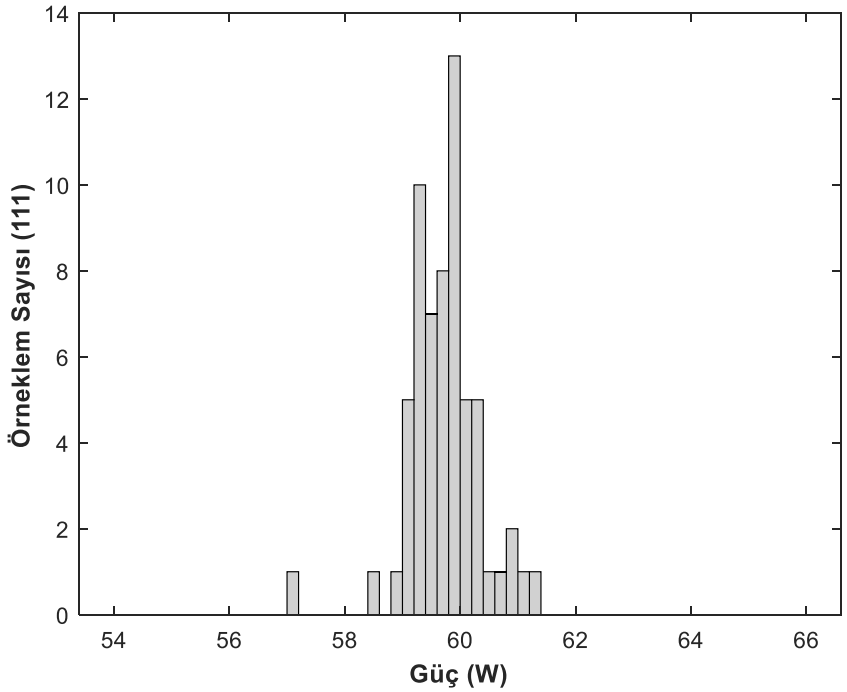


Şekil 4.7 Tavuk dokusunda kesme işlemleri tamamlandıktan sonra yapılan görsel karşılaştırma

Tasarlanan YFA transformatörsüz ECJ cihazı çıkış gücü düzenlemesi testi cihaz için tasarlanan PID kontrolör ile gerçek tavuk dokusu üzerinde 10 saniye süre için kesme işlemi kipinde yapılmıştır. Ölçülen cihaz çıkış akım ve gerilim değerleri veri toplayıcı ile alınmış ve MATLAB ortamında Şekil 4.8'de olduğu gibi ideal I/V karakteristik eğrisi üzerinde işaretlenmiştir. Cihazın $60W$ sabit çıkış gücünde tasarlanan PID kontrolör ile arzu edilen performansı sağladığı gözlenmiştir. Elde edilen 111 örneklemden oluşan veri setinde güç dağılımı histogramı Şekil 4.9'da verilmiştir. Hesaplanan çıkış gücü ortalaması $59.76W$ ve standart sapması $0.663W$ olarak bulunmuştur.



Şekil 4. 8 Tasarlanan ECJ cihazı ile ölçülen güç verilerinin ideal I/V eğrisi üzerindeki dağılımı



Şekil 4. 9 Tasarlanan ECJ cihazı ile ölçülen güç verilerinin dağılımı

5. SONUÇ

Bu tezde YFA transformatörü kullanılmadan tasarlanan yüksek gerilimli doğru akım anahtarlama devresi ile çalışan bir ECJ cihazı tasarımı ve gerçeklemesi yapılmıştır. Geliştirilen ECJ çıkış güç devresinde MOSFET'lerden oluşan H köprü için belirlenen görev oranı %40-%60 aralığında değiştirilebilen PWM işaretidir. 320V DA değerinde 60W sabit güç için PWM görev bandı 150mA-445mA aralığındaki değerlere karşılık gelen akım değeri olarak ölçülmüştür. ECJ çıkış gücü düzenlemesi için mikrodenetleyici PID kontrolör gerçeklenmiş ve akım kontrolü yapılarak sabit güç çıkışı elde edilmiştir. Tasarlanan ilk örnek ECJ cihazında $500KHz$ $60W$ çıkış gücü için çıkışın 350Ω ve 520Ω yük dirençleri ile testler yapılmış ve sırasıyla cihaz çıkış gücü $60.76W$ ve $60.80W$ olarak ölçülmüştür. YFA çıkış transformatörlü geleneksel ECJ cihazı ile tasarlanan YFA transformatörsüz ECJ cihazının kesim kiplerinde $60W$ sabit çıkış gücünde çalışırken gerçek tavuk dokusu üzerinde kesim işlemleri yapılmıştır. Tasarlanan ECJ cihazının kesme kipinde doku üzerinde koter ucu ve doku arasında ark oluşturmadığı ve doku yüzeyinde istenmeyen kömürleşme problemi meydana getirmediği gözlenmiştir. Tasarlanan YFA transformatörsüz ECJ cihazı çıkış gücü düzenlemesi testi cihaz için tasarlanan PID kontrolör ile gerçek tavuk dokusu üzerinde 10 saniye süre için kesme işlemi kipinde yapılmış ve 111 örneklemden oluşan veri seti oluşturulmuştur. Ölçülen cihaz çıkış akım ve gerilim değerleri ideal I/V karakteristik eğrisi üzerinde işaretlenmiş ve cihazın $60W$ sabit çıkış gücünde tasarlanan PID kontrolör ile iyi bir performansı sağladığı gözlenmiştir. Elde edilen verilere göre hesaplanan çıkış gücü ortalaması $59.76W$ ve standart sapması $0.663W$ olarak bulunmuştur.

KAYNAKLAR

1. J. A. Pearce, Electrosurgery. New York: Wiley, 1986.
2. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi Cilt: 31, Sayı: 3, Sayfa:52-62, 2007 Protetik Uygulamalarda Elektrokoter Kullanımı – I Elektrokoterler ve Teknik Özellikleri .
3. Amin, Anup, et al. "An automated test system for measuring and improving electrosurgical effects." 2013 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA). IEEE, 2013.
4. S. N. Goldberg, “Radiofrequency tumor ablation: Principles and techniques,” Eur. J. Ultrasound, vol. 13, no. 2, pp. 129–147, 2001.
5. J. A. Pearce and S. L. Thomsen, “Kinetic models of tissue fusion processes,” in Proc. SPIE 1643, 1992, vol. 1643, pp. 251–255.
6. W. Newcomb, W. Hope, T. Schmelzer, J. J. Health, H. J. Norton, E. Lincourt, B. T. Heniford, and D. A. Lannitti, “Comparison of blood vessel sealing among new electrosurgical and ultrasonic devices,” Surg. Endosc., vol. 23, no. 1, pp. 90–96, 2009.
7. N. T. Wright and J. D. Humphrey, “Denaturation of collagen via heating: An irreversible rate process,” Annu. Rev. Biomed. Eng., vol. 4, pp. 109– 128, 2002.
8. R. Campagnacci, A. de Sanctis,M. Baldarelli, M. Rimini, G. Lezoche, and M. Guerrieri, “Electrothermal bipolar vessel sealing device vs. ultrasonic coagulating shears in laparoscopic colectomies: A comparative study,” Surg. Endosc., vol. 21, no. 9, pp. 1526–1531, 2007.
9. T. A. Ponsky, A. Khosla, and S. S. Rothenberg, “Experience with a new energy source for tissue fusion in pediatric patients,” J. Laparoendosc. Adv. Surg. Tech., vol. 19, no. S1, pp. 1–3, 2009.
10. W. T. Shen, M. A. Baumbusch, E. Kebebew, and Q. Y. Duh, “Use of the electrothermal vessel sealing system versus standard vessel ligation in thyroidectomy,” Asian J. Surg., vol. 28, no. 2, pp. 86–89, 2005
11. L. S. Feldman, P. R. Fuchshuber, D. B. Jones, Eds., The SAGES Manual on the Fundamental Use of Surgical Energy (FUSE). New York, NY: Springer Science+Business Media, 2012.
12. Odell RG. Electrosurgery: principles and safety issues. Clin Obstet Gynecol 1995;38:610–21.
13. Friedrichs, Daniel A., Robert W. Erickson, and James Gilbert. "A new system architecture improves output power regulation in electrosurgical generators." 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2011.
14. LaCourse, John R., et al. "Spectral analysis interpretation of electro-surgical generator nerve and muscle stimulation." IEEE Transactions on Biomedical Engineering 35.7 (1988): 505-509.

15. Dodde, Robert E., et al. "Monopolar electrosurgical thermal management for minimizing tissue damage." IEEE Transactions on biomedical engineering 59.1 (2011): 167-173.
16. Ward, Arlen K., Casey M. Ladtkow, and George J. Collins. "Material removal mechanisms in monopolar electrosurgery." 2007 29th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE, 2007.
17. K. Dornhof and D. Belik, "An Electrical Circuit for Biological Tissue Simulation in Electrosurgery Models," Biomedical Engineering, vol. 53, no. 1, pp. 40-43, 2019. https://doi.org/10.1007/s10527-019-09874-4
18. H. Sarnago, O. Lucia, and J. Burdío, "High performance boost inverter featuring GaN-based devices for electro surgical units," in 2017 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC), 2017, pp. 1620-1624: IEEE. https://doi.org/10.1109/APEC.2017.7930916
19. Low/Medium Power Electrosurgery Review 2002. MDA Evaluation 02037, March 2002.
20. T. J. Faes, H. A. van der Meij, J. C. de Munck, R. M. Heethaar, “The electric resistivity of human tissues (100 Hz-10 MHz): a meta-analysis of review studies,” Physiological Measurement, vol. 20 no. 4, pp. 1- 10, Nov 1999.
21. Friedrichs, d.a.; erickson, r.w.; gilbert, j.; , "a new dual current-mode controller improves power regulation in electrosurgical generators," biomedical circuits and systems, ieee transactions on , vol.6, no.1, pp.39-44, feb. 2012
22. Rafiq, Muhammad Mohsin, et al. "A closed loop robust control system for electrosurgical generators." Control Applications for Biomedical Engineering Systems. Academic Press, 2020. 149-168.
23. Fahad, Shah, et al. "A new robust closed-loop control system for electrosurgical generators."
24. Ridha, Ali Mohammed, et al. "PID fuzzy control applied to an electrosurgical unit for power regulation." Journal of Electrical Bioimpedance 11.1 (2020): 72-80.
25. Jensen, Scott, et al. "Fast tracking electrosurgical generator using GaN switches." 2015 IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC). IEEE, 2015.
26. Khan, Mohammed Ali, Ahteshamul Haque, and VS Bharath Kurukuru. "Performance assessment of stand-alone transformerless inverters." International Transactions on Electrical Energy Systems 30.1 (2020): e12156.
27. A. I. alzaidi, A. yahya, T. T. Swee, and o. Idris, "Development of high frequency generator for bipolar electrosurgical unit," International Journal of Engineering & Technology, vol. 7, no. 2.29, pp. 20-23, 2018. https://doi.org/10.14419/ijet.v7i2.29.13118
28. Bağcı EÇ, Bağcı A, Canpınar P. Protetik uygulamalarda elektrokoter kullanımı-II elektrokoter kullanım tekniği. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Derg 2007; 31(3): 63-73. (Bağcı ve ark 2007, www.bme.boun.edu.tr, Erişim tarihi: 10/10/2008)

29. Sutedja G, Van Kralingen K, Schramael F, Postmus PE. Fiberoptic bronchoscopy electrosurgery under local anesthesia for rapid papillation in patients with central airway malignancies. A preliminary report. Thorax 1994; 49: 1243-6
30. Van Boxem TJ, Muller M, Venmans B, et al. Nd-YAG laser vs bronchoscopic electrocautery for palliation of symptomatic airway obstruction: A cost-effectiveness study. Chest 1999; 116: 1108-12.
31. Christensen GJ. Soft-tissue cutting with laser versus electrosurgery. J Am Dent Assoc 2008; 139: 981-4.
32. Riordan AT, Gamache C, Fosko SW. Electrosurgery and cardiac devices. J Am Acad Dermatol 1997; 37: 250-5.
33. T.C. Selçuk Üniversitesi Meram Tıp Fakültesi Genel Cerrahi Anabilim Dalı Prof. Dr. Adil KARTAL Anabilim Dalı Başkanı "Kesilerde Kullanılan Bistüri, Elektrokoter Ve Peak Plasmablade'in Yara İyileşmesine Etkileri" (Deneysel Çalışma) Uzmanlık Tezi Dr. Baran BAYSAL Tez Danışmanı Prof. Dr. Mustafa ŞAHİN KONYA – 2010
34. Bolliger CT, Sutedja TG, Strausz J, Freitag L. Therapeutic bronchoscopy with immediate effect: laser, electrocautery, argon plasma coagulation and stents. Eur Respir J 2006;27:1258–71.
35. Mitchell JP, Lumb GN, Dobbie AK. A handbook of surgical diathermy 2. Baskı. John Wright and sons Bristol, 1978.
36. Sachs M, Sudermann H. History of surgical instruments: 7. The first electrical instruments: galvanic cauterization and electric cutting snare. Zentrabl Chir 1998;123:950-4
37. Van Way CW, Hinrichs CS. Technology focus: electrosurgery 201:basic electrical principles. Curr Surg 2000;57:261–4.
38. Wicker P. Electrosurgery—part 2: the principles of electrosurgery. NATNEWS 1990;27:6–7 [10].
39. Valleylab. Principles of electrosurgery; 1999. p. 1–23.
40. Massarweh N, Cosgriff N, Slakey D. Electrosurgery: history, principles, and current and future uses. Am Coll Surg 2006;202:520–30.
41. Ernst A, Feller-Kopman D, Becker HD, Mehta A. Central airway obstruction. Am J Respir Crit Care Med 2004;169:1278–97.
42. Hooper RG, Jackson FN. Endobronchial electrocautery. Chest 1985; 87:712-714
43. Coulter TD, Mehta AC. The heat is on: impact of endobronchial electrosurgery on the need for Nd-YAG laser photoresection. Chest 2000; 118: 516-21
44. Massarweh, Nader N., Ned Cosgriff, and Douglas P. Slakey. "Electrosurgery: history, principles, and current and future uses." Journal of the American College of Surgeons 202.3 (2006): 520-530.
45. Bağcı, E. Ç., A. Bağcı, and S. Tezcan. "Protetik uygulamalarda elektrokoter kullanımı–I." Elektrokoterler ve teknik özellikleri. Hacettepe Dişhekimliği Fakültesi Dergisi 31.3 (2007): 52-62.
46. Palanker D, Vankov A, Jayaraman P. (2008). On Mecanisms of İnteraction in Electrosurgery. New Journal of Physics, 10: p. 2-5.

47. Tüzün Y, Kotoğyan A, Aydemir EH, Baransü O. Dermatoloji. 2. Baskı. Ġstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri; 1994.
48. Jones CM, Pierre KB,Nicoud IB, Stain SC,MelvinWV. Electrosurgery. Curr Surg 2006;63:458–63.
49. Tucker RD, Voyles C.R. Laparoscopic electrosurgical complications and their prevention. AORN 1995; 62:51–53,55,58–59.
50. Wang, Karen, and A. P. Advincula. "“Current thoughts” in electrosurgery." International Journal of Gynecology & Obstetrics 97.3 (2007): 245-250.
51. Ulmer BC.(2007). Electrosurgery: History and Fundamentals. Perioperative Nursing Clinics, 2: p. 89-101.
52. Ürün kataloğu. https://www.uzumcu.com.tr/urunler/elektrokoter-cihazlari-elektrokoter-cihazlari/65-27/
53. Demiralp Ö, Yormuk E. (2004). Diatermi yanıkları. Ankara Üniversitesi Tıp Fakültesi Mecmuası, Ankara, 57(1):25-30.
54. https://europepmc.org/article/med/27853725
55. Laine L, McQuaid KR. Endoscopic therapy for bleeding ulcers: an evidence based approach based on meta-analyses of randomized controlled trials. Clin Gastroenterol Hepatol 2009;7:33-47.
56. Basilio, João Carlos, and S. R. Matos. "Design of PI and PID controllers with transient performance specification." IEEE Transactions on education 45.4 (2002): 364-370.
57. Modern Kontrol Mühendisliği 5. Baskı Katsuhiko Ogata.
58. K. J. Åström and T. Hägglund, "Revisiting the Ziegler–Nichols step response method for PID control," Journal of Process Control, vol. 14, no. 6, pp. 635-650, 2004. https://doi.org/10.1016/j.jprocont.2004.01.002
59. P. Imbertson and N. Mohan, "Asymmetrical duty cycle permits zero switching loss in PWM circuits with no conduction loss penalty," IEEE Transactions on Industry Applications, vol. 29, no. 1, pp. 121-125, 1993. https://doi.org/10.1109/28.195897
60. González R, López J, Sanchis P, Marroyo L. Transformerless inverter for single-phase photovoltaic systems. IEEE Trans Power Electron. 2007;22(2):693-697. https://doi.org/10.1109/TPEL.2007.892120
61. https://www.mathworks.com/solutions/real-time-simulation-and-testing.html
62. J. R. Shambroom, “A true to life simulation of electrosurgery,” in Proc. 28th IEEE EMBS Annu. Int. Conf., Aug. 30–Sep. 3, 2006, pp. 5105—5108.
63. D. V. Palanker, A. Vankov, and P. Huie, “Electrosurgery with cellular precision,” IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 55, no. 2, pp. 838–841, Feb. 2008.

ÖZGEÇMİŞ

1981 yılında Gümüşhane Kelkit'te doğdum. İlköğretim ve Lise eğitimimi İzmir Karabağlar'da tamamladım. 1999 Yılında Atatürk Teknik Lisesi Elektronik bölümünden mezun oldum. 2000 yılında kazandığım Ege Üniversitesi Ege Meslek Yüksekokulu Endüstriyel Elektronik Önlisans Programınından 2002 Yılında mezun oldum. Aynı Yıl girdiğim Dikey Geçiş Sınavı ile Fırat Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Elektronik Bilgisayar Eğitimi - Elektronik Öğretmenliği Bölümünü kazandım. 2005 Yılında bu bölümden mezun oldum. 2006 Yılında Milli Eğitim Bakanlığında Teknik Öğretmen olarak göreve başladım. Askerlik görevimi 2007 yılında Kıbrısta yaptım. 2016 yılında Enstitü başvurusu ile İzmir Kâtip Çelebi Üniversitesi Biyomedikal Teknolojiler Türkçe Yüksek Lisans programına kayıt oldum. 2020 Teknik Öğretmenler İçin Mühendislik Tamamlama Sınavı ile Ege Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünü kazandım. Mühendislik tamamlama eğitimim devam etmektedir. Eğitim Öğretim sürecinde tıbbi cihaz onarımları, elektronik kart tasarım ve onarım alanlarında faaliyet gösteren çeşitli firmalarda çalıştım. Şu an Karabağlar İTO Vakfı Süleyman Taştekin Mesleki ve Teknik Anadolu Lisesinde Teknik Öğretmen olarak çalışmaktayım.

Yayın Listesi:

1. İki düzlemli hareket mekanizmasına ve LED işaret aydınlatma sistemine sahip yeni bir uterus manipülatörünün tasarlanması ve prototipinin oluşturulması 2016 20. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı (BIYOMUT) INSPEC Erişim Numarası: 16670120 Yayıncı: IEEE

   S. Dıkıcı et al., "Designing and prototyping of a new uterine manipulator which will overcome drawbacks of conventional uterine manipulators and assist laparoscopic hysterectomies," 2015 19th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), Istanbul, 2015, pp. 1-5, doi: 10.1109/BIYOMUT.2015.7369437.

2. Geleneksel uterus manipülatörlerinin dezavantajlarının üstesinden gelecek ve laparoskopik histerektomilere yardımcı olacak yeni bir uterus manipülatörünün tasarlanması ve prototiplenmesi 2015 19. Ulusal Biyomedikal Mühendisliği Toplantısı (BIYOMUT) INSPEC Erişim Numarası: 15687179 Yayıncı: IEEE

   H. Oflaz et al., "Designing and prototyping a new uterine manipulator with two plane motion mechanism and LED marker illumination system," 2016 20th National Biomedical Engineering Meeting (BIYOMUT), Izmir, 2016, pp. 1-5, doi: 10.1109/BIYOMUT.2016.7849375.

3. Fırat Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi Araştırma Makalesi
   Trakeal Tüp ve Laringeal Maske için Kaf Basıncı Ölçer Cihaz Tasarımı

4. Süleyman Demirel Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi Cilt: 18 - Sayı: 3 Development of Transvaginal Uterus Amputation Device for Laparoscopic Hysterectomies in Gynecologic Surgeries
5. ASYU Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları 2017. Kablosuz uzaktan kontrol için Platform geliştirilmesi.(Akıllı sistemler dergisi)
6. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları 2017 (ASYU-2017) Konferansı. Akıllı Sistem Uygulamaları için DC Motor Kontrolü Deney Seti Düzeneği Hazırlanması

Konferans Bildirileri:

1. BIOMUT 2016 Laparoskopik ameliyatlar için çok uçlu Elektrokoter gerçeklemesi. Sözlü Bildiri.
2. İki Düzlemde Hareket Mekanizmasına ve Kesim Hattını İşaretleyen Led Sisteme Sahip Yeni Bir Uterus Manipülatör Tasarımı ve Prototip Üretimi. Poster Bildiri.
3. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları 2017 (ASYU-2017) Konferansı. Kablosuz Uzaktan Kontrol İçin Platform Geliştirilmesi

   Plant Implementation for Wireless Remote Control
   ASYU-2017 5-7 Ekim 2017 Alanya – Sözlü Bildiri

4. Akıllı Sistemlerde Yenilikler ve Uygulamaları 2017 (ASYU-2017) Konferansı. Akıllı Sistem Uygulamaları için DC Motor Kontrolü Deney Seti Düzeneği Hazırlanması

   Implementation of DC Motor Control Experimental Setup Platform for Intelligent System Applications ASYU-2017 5-7 Ekim 2017 Alanya - Sözlü Bildiri