

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

**LED ENTEGRE EDİLMİŞ ENDOSKOPİ SİSTEMİ İÇİN LED
SÜRÜCÜ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İREM ÇORAK

DENİZLİ, HAZİRAN - 2022

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



**LED ENTEGRE EDİLMİŞ ENDOSKOPİ SİSTEMİ İÇİN LED
SÜRÜCÜ TASARIMI**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İREM ÇORAK

DENİZLİ, HAZİRAN - 2022

Bu tez alışması Pamukkale Üniversitesi tarafından 2021FEBE013 numaralı proje ile desteklenmiştir.

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

İrem ÇORAK

ÖZET

LED ENTEGRE EDİLMİŞ ENDOSKOPİ SİSTEMİ İÇİN LED SÜRÜCÜ TASARIMI

YÜKSEK LİSANS TEZİ

İREM ÇORAK

PAMUKKALE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

(TEZ DANIŞMANI:DOÇ. DR. SEVİLAY ÇETİN)

DENİZLİ, HAZİRAN - 2022

Bu çalışmada, Endoskopi Sistemlerinde kullanılmak üzere rezonanslı SEPIC dönüştürücü tabanlı bir LED sürücü tasarımı sunulmaktadır. Yumuşak anahtarlama ile çalışan rezonanslı SEPIC dönüştürücü, güç tüketimini azaltmak ve verimliliği arttırmak için iyi bir adaydır. Dönüştürücünün tasarımında güç yoğunluğunu da arttırmak için çalışma frekansı 8 MHz olarak seçilmiştir. Dönüştürücünün tasarımı, tasarım prosedürünü basitleştirmek için literatürde önerilen voltaj tahrikli doğrultucu temel alınarak yapılmıştır. Son olarak, dönüştürücünün performansı, yüksek güç yoğunluğuna sahip bir LED yüklü prototip üzerinde doğrulanmıştır. Dönüştürücünün maksimum verimi %84,5 civarında ölçülürken çıkış gerilimi 2,82 V ve çıkış akımı 1 A civarındadır.

ANAHTAR KELİMELER: Endoskopi Sistemi, LED Sürücü, SEPIC Dönüştürücü, Yüksek Frekans, Yüksek Verimlilik.

ABSTRACT

LED DRIVER DESIGN FOR LED INTEGRATED ENDOSCOPY SYSTEM

MSC THESIS

İREM ÇORAK

PAMUKKALE UNIVERSITY INSTITUTE OF SCIENCE

BIOMEDICAL ENGINEERING

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

DENİZLİ, JUNE 2022

In this work, a LED driver design based on resonant SEPIC converter is presented for using in Endoscopy Systems. The resonant SEPIC converter operating with soft switching is good candidate to reduce the power consumption and increase the efficiency. In the design of the converter, the operation frequency is selected as 8 MHz in order to increase power density as well. The design of the converter is built based on voltage driven rectifier proposed in the literature to simplify the design procedure. Finally, the performance of the converter is verified on a prototype loaded with a LED, which has high power density. The maximum efficiency of the converter is measured around 84.5% while the output voltage is 2.82 V and the output current is around 1 A.

KEYWORDS: Endoscopy System, LED Driver, SEPIC Converter, High Frequency, High Efficiency.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET.....	i
ABSTRACT	ii
İÇİNDEKİLER	iii
ŞEKİL LİSTESİ.....	v
TABLO LİSTESİ	vii
SEMBOL LİSTESİ	viii
ÖNSÖZ.....	x
1. GİRİŞ.....	1
1.1 Tezin Amacı	1
1.2 Literatür.....	1
2. ENDOSKOPİ SİSTEMLERİ	6
2.1 Endoskopi Sistemi Temel Bileşenleri	6
2.1.1 Kamera ve Monitörler.....	6
2.1.2 Video Kayıt Sistemi.....	8
2.1.3 İnsüflatör Cihazı	8
2.1.4 İrigasyon/Aspirasyon Cihazı.....	8
2.1.5 Koter, Lazer Cihazları.....	8
2.1.6 Cerrahi El Aletleri.....	9
2.1.7 Teleskop.....	10
2.1.7.1 Fleksibl Teleskoplar.....	11
2.1.7.1.1 Fleksibl Teleskopun Temel Yapısı	12
2.1.7.1.2 Fiberskop Optik	13
2.1.7.1.3 Video Endoskop Optikleri	14
2.1.7.2 Rijit Teleskoplar	14
2.1.8 Işık Kaynağı.....	16
2.1.8.1 Ksenon	17
2.1.8.2 Halojen.....	18
2.1.8.3 LED.....	19
2.1.8.3.1 LED Yapısı	21
2.1.8.3.2 LED Özellikleri	22
2.1.8.3.3 Yüksek Güç LED’i	24
3. LED SÜRÜCÜLER.....	25
3.1 LED Sürücü Kontrol Yöntemleri	26
3.1.1 Pasif Kontrol Yöntemi	26
3.1.2 Aktif Kontrol Yöntemi.....	27
3.1.2.1 Doğrusal Kontrol Yöntemi	27
3.1.2.2 Anahtarlama Güç Kaynakları	28
3.1.2.2.1 Buck Dönüştürücü	28
3.1.2.2.2 Boost Dönüştürücü	30
3.1.2.2.3 Buck-Boost Dönüştürücü.....	32
3.1.2.2.4 SEPIC Dönüştürücü.....	33
3.1.2.2.5 Flyback Dönüştürücü	35

3.1.2.2.6	E Sınıfı Dönüştürücü	36
3.1.2.2.7	Rezonans SEPIC Dönüştürücü	36
3.2	LED Sürücüler için PWM Kontrol Tekniği	37
3.3	Endoskopi Sistemi için LED Sürücü Topolojisinin Seçilmesi.....	39
4.	REZONANS SEPIC DÖNÜŞTÜRÜCÜ ÖZELLİKLERİ.....	42
5.	TASARIM VE SİMÜLASYON SONUÇLARI	46
5.1	LED Seçimi	46
5.2	LED'in Modellenmesi ve Akım-Gerilim Karakteristiği	47
5.3	Rezonans SEPIC Dönüştürücü Tasarım Özellikleri.....	48
5.4	Simülasyon Sonuçları.....	50
6.	PROTOTİP TASARIMI VE DENEYSEL SONUÇLAR	52
6.1	Pertinaks ile Prototip Çalışması	52
6.2	PCB Tasarımı	54
6.3	PCB ile Prototip Çalışması.....	55
7.	SONUÇ VE ÖNERİLER	59
8.	KAYNAKLAR.....	60

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1: Temsili bir harici ışık kaynağının (yeşil çubuklar) üç farklı endoskopa (mavi çubuklar) bağlanmasıyla oluşan aydınlatma kayıpları. Ölçümler üç farklı yoğunluk seviyesinde gerçekleştirilmiştir.	4
Şekil 2.1: Endoskopi Kule Sistemi	6
Şekil 2.2: Endoskopik üç çipli kamera	7
Şekil 2.3: Endoskopik cerrahi enstrümanlar	9
Şekil 2.4: A) Fleksible endoskop kısımları B) Kontrol kafası.	12
Şekil 2.5: Rijit teleskop ve kısımları	15
Şekil 2.6: Teleskop görüş açıları A) 0 derece B) 30 derece	16
Şekil 2.7: Ksenon lamba	18
Şekil 2.8: Halojen lamba.....	19
Şekil 2.9: Farklı modellerde LED türleri.....	20
Şekil 2.10: LED'in yapısı ve çalışma prensibi	22
Şekil 2.11: HP LED yapısı	24
Şekil 3.1: LED sürücü devre yapısı	25
Şekil 3.2: Dirençle pasif kontrol yöntemi.....	26
Şekil 3.3: LM317 regülatörü ve seri bağlı direnç ile elde edilen LED sürücü devre şeması	27
Şekil 3.4: Buck dönüştürücü devre şeması	29
Şekil 3.5: Boost dönüştürücü devre şeması	30
Şekil 3.6: Buck-Boost dönüştürücü devre şeması	32
Şekil 3.7: SEPIC dönüştürücü devre şeması	33
Şekil 3.8: Flyback dönüştürücü devre şeması	35
Şekil 3.9: E sınıfı dönüştürücü	36
Şekil 3.10: Rezonans SEPIC dönüştürücü devre şeması.....	37
Şekil 3.11: PWM sinyal grafiği	38
Şekil 3.12: PWM sinyalinin oluşturulması.....	38
Şekil 4.1: Rezonans SEPIC Dönüştürücü.....	42
Şekil 4.2: a) Doğrultucu b) İnverter.....	43
Şekil 4.3: a) Anahtar iletimde, diyot kesimde b) Anahtar kesimde, diyot iletimde.	44
Şekil 5.1: LED eşdeğer devresi	47
Şekil 5.2: LED akım-gerilim karakteristiğine göre eşdeğer devre bileşenlerinin çıkarılması	48
Şekil 5.3: SEPIC dönüştürücü PSIM devre şeması.	50
Şekil 5.4: Drain-source voltajı V_{DS} ve gate sürücü voltajı V_{gate}	50
Şekil 5.5: Çıkış Akımı I_o ve Çıkış Gerilimi V_o	51
Şekil 5.6: Doğrultucu Diyot Gerilimi V_D	51
Şekil 6.1: Pertinaks Üzerindeki Prototip Devre Kartı	52
Şekil 6.2: Gerekli Beslemelerin Yapılmasıyla LED Sürücünün Çalışması.....	53
Şekil 6.3: Güç Kaynağı ile Devrenin Beslenmesi ve Osiloskop ile Akım-Gerilim Değerlerinin Ölçülmesi.	53
Şekil 6.4: LED Sürücü Şematik Devre Tasarımı.....	54
Şekil 6.5: LED Sürücü PCB Tasarımı	55
Şekil 6.6: PCB Prototip	55

Şekil 6.7: Çıkış Voltajı V_O ve Gate-Source Voltajı V_{GS}	56
Şekil 6.8: Çıkış Voltajı Dalgalanması ve Gate-Source Voltajı.....	56
Şekil 6.9: MOSFET'in Gate-Source Voltajı V_{GS} ve Drain-Source Voltajı V_{DS}	57
Şekil 6.10: Diyot Voltajı V_D	57
Şekil 6.11: Güç-Verim Grafiği	58

TABLO LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Tablo 2.1: Teleskop tipi, incelenen kısım ve işlem isimleri.....	10
Tablo 5.1: LED karakteristiği.....	46
Tablo 5.2: SEPIC dönüştürücü tasarım özellikleri.....	49
Tablo 5.3: SEPIC dönüştürücü devre bileşenleri	49

SEMBOL LİSTESİ

SEPIC	:	Tek Uçlu Birincil İndüktör Dönüştürücü
LED	:	Işık Yayan Diyot
Hz	:	Frekans Birimi
V	:	Voltaj Birimi
A	:	Akım Birimi
MIS	:	Minimal İnvaziv Cerrahi
SD	:	Standart Çözünürlük
HD	:	Yüksek Çözünürlük
CCU	:	Kamera Kontrol Ünitesi
CCD	:	Şarj Bağlantılı Cihaz
LG	:	Işık Kılavuzu
IG	:	Görüntü kılavuzu
W	:	Güç Birimi
°C	:	Sıcaklık Birimi
UV	:	Ultra Viyole Işık
K	:	Sıcaklık Birimi
ATM	:	Basınç Birimi
HID	:	Yüksek Yoğunluklu Deşarj Lambası
WLED	:	Beyaz Işık Yayan Diyot
HP LED	:	Yüksek Güçlü Işık Yayan Diyot
AC	:	Alternatif Akım
DC	:	Doğru Akım
PWM	:	Sinyal Genişlik Modülasyonu
PFC	:	Düzeltilmiş Güç Katsayısı
SMPS	:	Anahtarlama Güç Kaynakları
R	:	Direnç
I_f	:	LED Akımı
V_f	:	LED İleri Voltajı
EMI	:	Elektromanyetik Parazit
V_{in}	:	Giriş Gerilimi
V_{out}	:	Çıkış Gerilimi
I_{out}	:	Çıkış Akımı
D	:	Diyot
L	:	İndüktör
C	:	Kondansatör
S	:	Anahtar
T_d	:	Anahtar İletim Süresi
T_p	:	Periyot Süresi
ΔI_{Lp}	:	Anahtar İletim Durumunda Ortalama Endüktans Akımı
ΔI_{Ln}	:	Anahtar Kesim Durumunda Ortalama Endüktans Akımı
D	:	Duty oranı
MOSFET	:	Metal Oksit Yarı İletken Alan Etkili Transistör
TR	:	Trafo
N_p	:	Primer Sarım Sayısı
N_s	:	Sekonder Sayım Sayısı
L_p	:	Primer İndüktör
L_s	:	Sekonder İndüktör

a	:	Trafo Sarım Oranı
λ	:	Görev Oranı
L₁	:	Giriş Endüktansı
C₁	:	Seri Kapasitör
L₂	:	SEPIC Doğrultucu Endüktansı
L₃	:	E Sınıfı Dönüştürücü Doğrultucu Endüktansı
C₂	:	Çıkış Kapasitörü
V_{IN}	:	Rezonans SEPIC Giriş Gerilimi
V_O	:	Rezonans SEPIC Çıkış Gerilimi
C_{IN}	:	Rezonans SEPIC Giriş Filtre Kapasitörü
L_F	:	Rezonans SEPIC İnverter Endüktansı
C_F	:	Rezonans SEPIC Parazitik Kapasitör
C_R	:	Rezonans SEPIC Rezonans Kapasitörü
C_S	:	Rezonans SEPIC Seri Kapasitör
L_R	:	Rezonans SEPIC Rezonans Endüktansı
R_L	:	Rezonans SEPIC Yük Direnci
T_{on}	:	Anahtar İletim Süresi
T_{off}	:	Anahtar Kesim Süresi
ZVS	:	Sıfır Voltajlı Anahtarlama
f_{o-rec}	:	Rezonans Frekansı
Z_{o-rec}	:	Karakteristik Empedans
f_{o-inv}	:	Endüktif Çalışma Rezonans Frekansı
R_E	:	Eşdeğer Direnç
P_{in}	:	Giriş Gücü
π	:	Pi Sayısı
PSIM	:	Güç Simülasyonu Programı
Ohm	:	Direnç Birimi
V_{LED}	:	LED Voltajı
I_{LED}	:	LED Akımı
V_{DS}	:	MOSFET Drain-Source Voltajı
V_{GS}	:	MOSFET Gate-Source Voltajı
V_{gate}	:	MOSFET Gate Voltajı
I_o	:	Çıkış Akımı
V_D	:	Diyot Voltajı
PCB	:	Baskılı Devre 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, yüksek lisans tezi danışmanlığımı üstlenerek, süreç boyunca bana her konuda yardım eden tez danışmanım Doç. Dr. Sevilay ÇETİN başta olmak üzere, her zaman yanımda olan aileme ve arkadaşlarıma sonsuz saygı ve şükranlarımı sunarım.

1. GİRİŞ

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

1.1 Tezin Amacı

Bu tez çalışmasında, LED entegre edilmiş endoskopi sistemi için rezonans SEPIC dönüştürücü topolojisinden oluşan yüksek verimli, düşük hacimli, yüksek güç yoğunluklu bir LED sürücü tasarımı yapılmıştır.

1.2 Literatür

Endoskopi alanında ilk çalışma 1806'da İtalyan-Alman doktor Philip Bozzini tarafından yapılmıştır. Bozzini "Lichtleiter" (ışık iletkeni) adını verdiği basit bir boru sisteminden cihaz geliştirmiştir. Bu cihazda hedef dokunun aydınlatılması için mum ışığı ve aynalar kullanılmıştır (Groen 2017).

1827'de John Fisher mum ışığı, boru şeklinde bir spekulum ve bir ayna sistemi kullanarak benzer bir cihaz tasarlamıştır (Hunt 2001).

1894 yılında İskoçya'daki Glasgow Kraliyet Hastanesi'nde Dr. John Macintyre, kendinden aydınlatmalı ilk endoskop sistemini gırtlak araştırmasındaki uzmanlığının bir parçası olarak geliştirmiştir (Wikipedia 2003).

1901'de Geog Killing, ilk deneysel laparoskopiyi bir köpek üzerinde yapmıştır ve görselleştirmeyi iyileştirmek için karın boşluğunu hava ile şişirerek sistoskop kullanmıştır. Killing ayrıca pnömoperiton oluşturmak için filtrelenmiş atmosferik hava kullanmıştır (Hatzinger ve diğ. 2004). Bu çalışmalar ile endoskopinin geleneksel açık cerrahiden daha güvenli ve daha ucuz olduğu anlaşılmaya başlanmıştır.

Elektrik ışığının kullanılması endoskopinin gelişimi için büyük bir adımdır. İlk olarak dış ışık kaynaklarında kullanılmıştır. Daha sonra, histeroskop adı verilen daha küçük ampuller kullanılmaya başlanmıştır ve 1908'de Charles David tarafından dahili ışık kullanılma aşamasına gelmiştir (Suma 2011).

İnsanlarda minimal invaziv cerrahi (MIS) olarak da adlandırılan ilk laparoskopik operasyon, Hans Christian Jacobaeus tarafından 1910'da yapılmıştır. Bu olay ilk yayınlanan laparoskopi vakasıdır; daha sonra, 1912'de yaklaşık 100 laparoskopiden çeşitli patolojiler tanımlanmıştır. Jacobaeus, "laparothorakoskopie" terimini ilk kullanan kişidir (Öztürk 2015).

1963'ten önce K. Storz ve diğer Alman üreticiler ilk soğuk ışık sistoskoplarnı üretmişlerdir fakat cam elyafı üretimi konusunda bilgi sahibi olmadıkları için elyaflarını yurt dışından temin etmek zorunda kalmışlardır. K. Storz, daha önce Fransız tipi endoskoplarnın etiketi olan "soğuk ışık" terimini yeni cam elyaf aydınlatmaya aktarmıştır ve ışık kablolarına sahip olmadan fiber aydınlatma için mükemmel bir ışık kaynağı inşa etmiştir (Kieser 2008).

Sert laparoskopi alanında, İngiliz bilim adamı Harold Hopkins ve daha önce de bahsedilen Alman alet mühendisi Karl Storz'un katkıları alanı tamamen değiştirmiştir ve modern laparoskopik teknoloji ve cerrahinin temelini oluşturmuştur (Groen 2017).

Görüldüğü üzere endoskopik sistemlerde görüntüleme ilk olarak 19. yüzyılda kullanılmış ve günümüzde kulak, burun, boğaz gibi dış organlardan solunum yolu ve omurga cerrahisine, gastrointestinal sistem endoskopisine kadar değişen farklı uygulamalarla daha geniş bir kullanıma açılmıştır (Smith 1990).

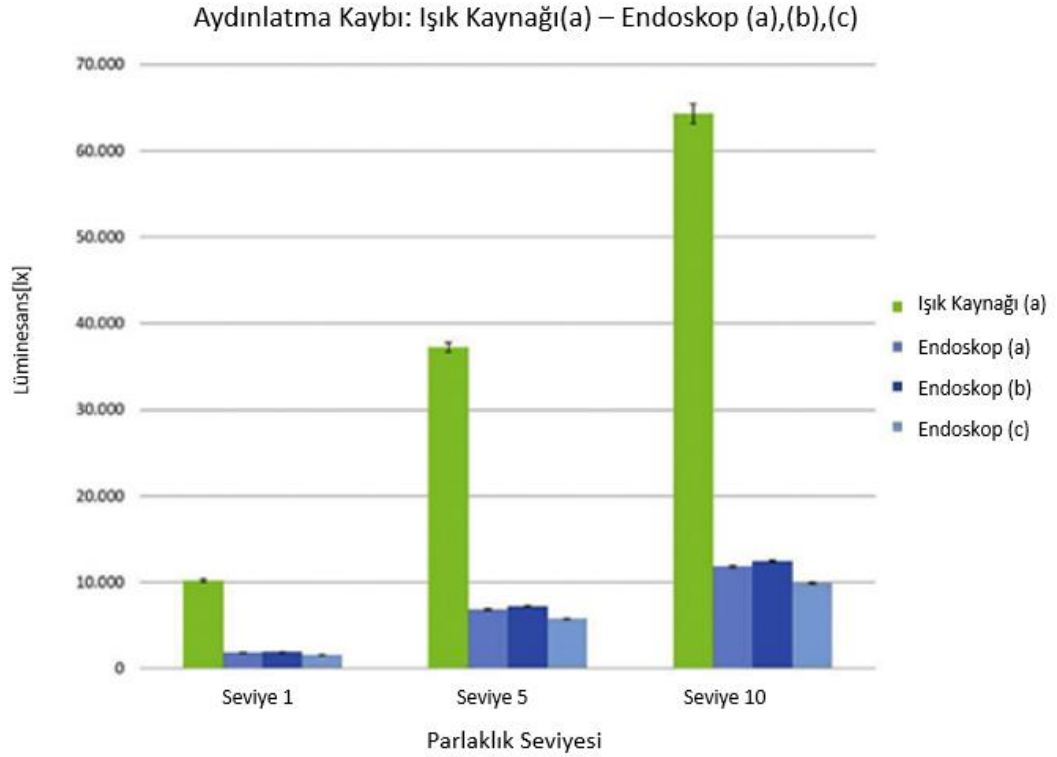
Endoskopi sistemleri, bir aydınlatma optiğı ve bir görüntüleme optiğinden oluşur. Aydınlatma optiğı harici bir ışık kaynağından çıkan ışığı endoskopun uç kısmına yönlendirirken görüntüleme optiğı cerrahi alandan yansıyan ışığı yakalayıp onu görüntülerin işlenmesine yönlendirir (Gärtner ve Belloni 2019).

Minimal invazif cerrahide(MIS), tanı ve tedavi amaçlı uygulamalarda endoskop sistemleri yaygın olarak kullanılır. Bu uygulamalarda işlem yerinin aydınlatılmasında endoskopik ışık kaynakları önemli bir yer tutar.

Geleneksel endoskopi görüntüleme sistemlerinde ışık kaynakları harici olarak kullanılmaktadır. Harici ışık kaynakları, çok daha düşük bir kabul açısına sahip bir fiber optik kabloya bağlanır. Bu şekilde, kabloya bağlanma işlemi sırasında çok fazla ışık kaybedilir, aynı zamanda cihazın hareket kabiliyetini zorlar, bu yüzden ergonomik kullanıma izin vermez (Brüggemann 2013, Hensman ve diğ. 1998).

Tipik bir harici ışık kaynağı ünitesi ampul, balast güç kaynağı, kontrol devresi ve soğutma fanlarından oluşur. Ampulde üretilen ışık, fiber optik kablolar yardımıyla işlem yerine taşınır. Kullanılan fiber optik kablolarda kırılma, kopma gibi arızalar meydana gelebilir. Bu fiber optik kabloların maliyetleri fazladır. Bu sistem son derece verimsizdir ve ışık ışınlarının kat etmesi gereken mesafeyi ve sistemde yaşanan kayıpları telafi etmek için son derece parlak ışık üretmek gerekir. Bu sistem kızılötesi ısı enerjisinin hastaya iletilmesine neden olabilir ve bu da işlem sırasında tehlikeli durumlar yaratabilir. Ayrıca, ışığın renk içeriği kontrol edilemez, bu da görüntü kalitesini olumsuz yönde etkileyebilir (Tod ve diğ. 2005).

Gärtner ve Belloni'nin (2019) yaptığı çalışmada harici bir ışık kaynağı, üç ayrı endoskopa bağlanarak üç farklı seviyedeki parlaklık seviyelerinde oluşan aydınlatma kayıpları ölçülmüştür. Ölçüm sonuçları Şekil 1.1'de verilmiştir. Bir harici ışık kaynağı endoskop sistemlerine bağlandığında çok yüksek aydınlatma kayıplarının meydana geldiği görülmektedir. Bir endoskopun verimlilik derecesi, endoskoptan çıkan ışık akısının fiber optik olaninkine bir oranı olarak tanımlanır. Bu çalışmada incelenen harici ışık kaynağı ve endoskoptan oluşan sistem, yalnızca % 16 - % 19'luk toplam verimlilik derecesi ortaya koymaktadır.



Şekil 1.1: Temsili bir harici ışık kaynağının (yeşil çubuklar) üç farklı endoskopa (mavi çubuklar) bağlanmasıyla oluşan aydınlatma kayıpları. Ölçümler üç farklı yoğunluk seviyesinde gerçekleştirilmiştir (Gärtner ve Belloni 2019).

Günümüzde harici ışık kaynaklarının dezavantajlarını ortadan kaldıran endoskopa entegre edilebilen ışık kaynakları üzerine çalışmalar artmıştır. Işık kaynağının endoskopa entegre edilmesi ile hacim büyük oranda küçültülmüş olur, ışığı taşıyan fiber optik kablolarla gerek kalmaz ve maliyet düşer. Işık kaynağı tarafından üretilen ışıktaki kayıplar azaltılarak verim artırılmış olur. Bu şekilde görüntü kalitesi artar, teşhis ve tedavi kolaylaşır.

Endoskopik ışık kaynaklarında yaygın olarak ksenon ve halojen lambalar kullanılırken LED teknolojisinin gelişmesiyle LED lambalar kullanılmaya başlanmıştır. Bir endoskopi sisteminde ışık kaynağı olarak ışık yayan diyotların kullanılmasının birçok avantajı vardır. LED'lerin boyutları küçük olduğundan, ışık kaynağını cerrahi bölgeye yaklaştırmak için endoskopa entegre edilebilirler. Bunun yanında halojen ve ksenon lambalara göre uzun ömürlü olmaları, düşük ısı üretmeleri, ekonomik olmaları LED'lerin avantajlarından bazılarıdır (Tod ve diğ. 2005).

LED'lerin maksimum verimde ve uzun ömürlü çalışmaları için LED'lerin akım ve gerilimlerini kontrol eden LED sürücüler kullanılır. Endoskopik aydınlatma sistemlerinde LED sürücülere yer verilmesi kullanılan LED'lerin avantajlarını ve endoskopik sistemlerden beklenen özellikleri en doğru şekilde karşılamayı sağlar. Doğru LED sürücü kullanmak endoskopik sistemlerden istenen yüksek verim, küçük hacim, kaliteli görüntüleme, uygun aydınlatma seviyeleri, homojen açısal ışık dağılımı gibi özellikleri sağlar.

Bu çalışmada, endoskopa entegre edilmiş LED ışık kaynağı için rezonans SEPIC dönüştürücü topolojisinden oluşan, yüksek verimli, düşük hacimli, yüksek güç yoğunluklu bir LED sürücü tasarımı yapılmış ve çalışması değerlendirilmiştir.

2. ENDOSKOPİ SİSTEMLERİ

Endoskopi sistemleri hastalıkların tanı ve tedavi sürecinde vücut içindeki işlem yerinin görüntülenmesini ve gerekli tanı ve tedavinin gerçekleştirilmesini sağlayan cihazlardır.

Bu bölümde endoskopi sistemleri temel bileşenleri ayrıntılı olarak anlatılmış ve endoskopik ışık kaynaklarının özellikleri incelenmiştir.

2.1 Endoskopi Sistemi Temel Bileşenleri

Tipik bir endoskopi sistemi teleskop, ışık kaynağı, kamera, kayıt cihazı, insüflatör, irigasyon /aspirasyon cihazları ve monitörden oluşur. Tüm bu sistemin bütününe kule ismi verilir. Şekil 2.1’de kule sistemi görülmektedir.



Şekil 2.1: Endoskopi Kule Sistemi (Hasvet 2021)

2.1.1 Kamera ve Monitörler

Teleskoptan alınan görüntüler, endoskopik video kamera sistemi ile monitöre yansıtılır. Endoskopik kamera sistemi, bir kontrol ünitesi ve bir kamera kafasından oluşur. Kamera kafası elektronik bir çip, teleskopun oküler ucuna bağlanan bir klips ve bu düzeneği kontrol kutusuna bağlayan bir kablo içerir. Elektronik çip, görüntüyü elektronik sinyale dönüştüren bir yarı iletkenidir. Video kameralar tek çipli veya üç çipli olabilir ve hepsi iyi çözünürlükte mükemmel bir resim verir. Üç çipli kamera, daha yüksek kalitede resim ve video kaydedilmesine olanak sağladığı için daha çok tercih edilmektedir. En pahalı ve gelişmiş kameralar, standart çözünürlük (SD) yerine yüksek çözünürlüklü (HD) üç çipli kameralardır. Yüksek çözünürlüklü kameralar, ekran başına daha fazla piksel çizgisi ve dolayısıyla daha keskin bir görüntü üretir. Görüntü kalitesi kaybını önlemek için monitörün kalitesi ve çözünürlüğü kameranıninkilere uygun olmalıdır. Monitörlerin de HD özellikte olmaları sayesinde görüntüler kaliteli çözünürlükte izlenebilir. Birçok kamera kafası beyaz dengesine, görüntü yakalamaya veya yakınlaştırmaya izin veren kontrollere sahiptir. Şekil 2.2’de yakınlaştırma, beyaz dengesi ve görüntü yakalama kontrollerine sahip endoskopik üç çipli kamera görülmektedir (Payne 2016)



Şekil 2.2: Endoskopik üç çipli kamera (Payne 2016)

Bu kameraların yüksek ışık duyarlılıkları, düşük ağırlıkta olmaları, gelişmiş elektronik stabiliteyi önemli avantajlardır. Endoskopi sistemlerinde kullanılan kamera sistemleri; teleskopların bağlanarak görüntüyü aldıkları ve aktardıkları kamera kafası, görüntüyü işleyerek monitör ya da kaydedicilere aktaran CCU işlemci birimi ve alınan görüntünün izlenmesini sağlayan monitör olmak üzere 3 kısımdan oluşur.

Kamera kafalarında işlem sırasında görüntü için gerekli ayarlamaların yapılması, görüntünün yakınlaştırılması, uzaklaştırılması, fotoğraf ve video çekilmesi, ışık yoğunluğunun ayarlanması gibi işlemleri yapan kontrol tuşları bulunur (MEB 2012).

2.1.2 Video Kayıt Sistemi

Teleskop, ışık kaynağı ve kamera vasıtasıyla alınan görüntülerin bir daha incelenmek üzere veya eğitim için kaydedilmesini sağlayan sistemlerdir.

2.1.3 İnsüflatör Cihazı

Laparoskopi gibi işlem yerinin karın boşluğu ve pelvis olduğu uygulamalarda karın duvarının gerginleştirilerek işlem sırasında görüntü ve manipülasyon için gereken boşluğun sağlanması istenir. İnsüflatör cihazları peritonun visseral ve parietal yaprakları arasında kalan karın boşluğu içine CO₂ gazı pompalayarak batını şişirir ve istenen boşluğun oluşturulmasını sağlar (MEB 2012).

2.1.4 İrigasyon/Aspirasyon Cihazı

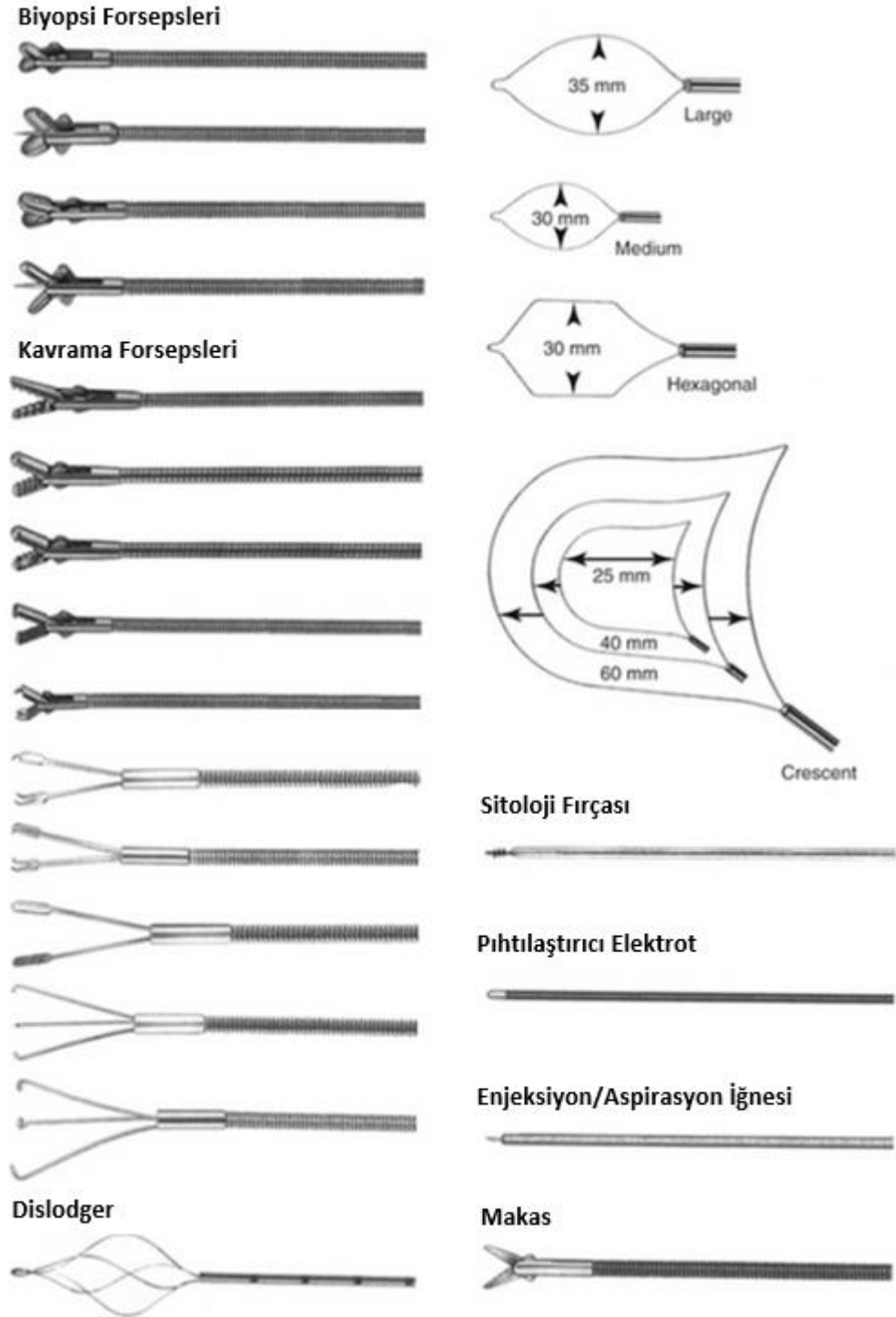
İrigasyon/aspirasyon cihazı çeşitli solüsyonlar kullanarak vücutta boşluk oluşturmayı sağlar. Kadın doğum ve üriner sistem incelenmesinde kullanılır.

2.1.5 Koter, Lazer Cihazları

İhtiyaç olduğunda endoskopi işlem kanalından giriş sağlanarak gerekli kesme ve yakma işlemlerini sağlayan cihazlardır.

2.1.6 Cerrahi El Aletleri

İşlem sırasında kesme, dikme, tutma, açma gibi işlemleri gerçekleştiren, endoskopa işlem kanalından dahil edilebilen cerrahi malzemelerdir. Şekil 2.3’de endoskopik cerrahi enstrümanlar verilmiştir.



Şekil 2.3: Endoskopik cerrahi enstrümanlar (Chamness 2016)

2.1.7 Teleskop

Teleskoplar endoskopi sistemlerinin temel bileşenleridir. Genel bir ifadeyle 3mm-13mm arasında farklı çaplara ve farklı açılara sahip teleskop türleri mevcuttur. Kullanıldıkları alanlara özgü isimlendirilirler. Diğer teleskoplardan farklı olan needloskoplar, 1.7 mm, 2 mm ve 3 mm çapında teleskoplar olup micro-invasif cerrahide kullanılır (MEB 2012). Tablo 2.1’de her bir farklı işlem için kullanılan teleskop tipleri, bu teleskop ile incelenen kısım ve yapılan işlemin ismi verilmiştir.

Tablo 2.1: Teleskop tipi, incelenen kısım ve işlem isimleri

Teleskop Tipi	İncelenen Kısım	Uygulanan İşlemin Adı
Ensefaloskop	Beyin	Ensefaloskopi
Rinoskop	Burun	Rinoskopi
Laringoskop	Boğaz	Laringoskopi
Özefagoskop	Yemek borusu	Özefagoskopi
Bronkoskop	Akciğer, Soluk borusu	Bronkoskopi
Torakoskop	Plevra boşluğu	Torakoskopi
Mediastinoskop	Mediastinum	Mediastinoskopi
Anjiyoskop	Damarlar	Anjiyoskopi
Nefroskop	Böbrek	Nefroskopi
Gastroskop- Duedonoskop	Yemek Borusu, Mide, Duedonum	Gastroskopi
Laparoskop	Karın boşluğu, Pelvis	Laparoskopi
Proktoskop	Anal boşluk, Rektum	Proktoskopi
Amniyoskop	Fetüs, Amniyotik Sıvı	Amniyoskopi
Sistoskop	Üretra, İdrar kesesi	Sistoskopi
Histeroskop	Rahim	Histeroskopi
Kolonoskop	Bağırsaklar	Kolonoskopi
Artroskop	Eklemler	Artroskopi

Teleskop, insan vücudunda iç doku ve organların incelenmesini ve gerektiği takdirde işlem yapılmasını sağlamak için tasarlanmış endoskopi bileşenidir. Teleskoplar önceden belirlenmiş bir yönde görüntülemeye izin veren, sabit, çubuk benzeri ve yakın aralıklı mercekler içeren bir mercek sistemi ile donatılmış içi boş bir tüpten oluşur. Doğrudan göz merceğine takılarak veya merceğin yerini alan bir video kamera vasıtasıyla bir video monitöründeki fiber optik demet aracılığıyla gözlem yapılır. Gelişmiş endoskoplarda, görüntü ek lensler kullanılmadan kablolar aracılığıyla distal uca takılı CCD çip ile video işlemcisine iletilir (Culjat ve diğ. 2012).

Endoskopik teleskoplar temelde fleksibl(esnek) teleskoplar ve rijit(sert) teleskoplar olmak üzere iki sınıfa ayrılır.

2.1.7.1 Fleksibl Teleskoplar

Fleksibl teleskoplar, fiberoskop ve video endoskop olarak ikiye ayrılır. İkisi arasındaki temel fark, görüntüleri algılama ve iletme yönteminden kaynaklanmaktadır. Fiberoptik endoskopta görüntünün distal uçtan göz merceğine taşınması, cam fiber optik demetleri aracılığıyla gerçekleşir. Video endoskopunda ise distal uca bulunan CCD çipi tarafından algılanan görüntü elektronik yolla video monitörüne iletilir.

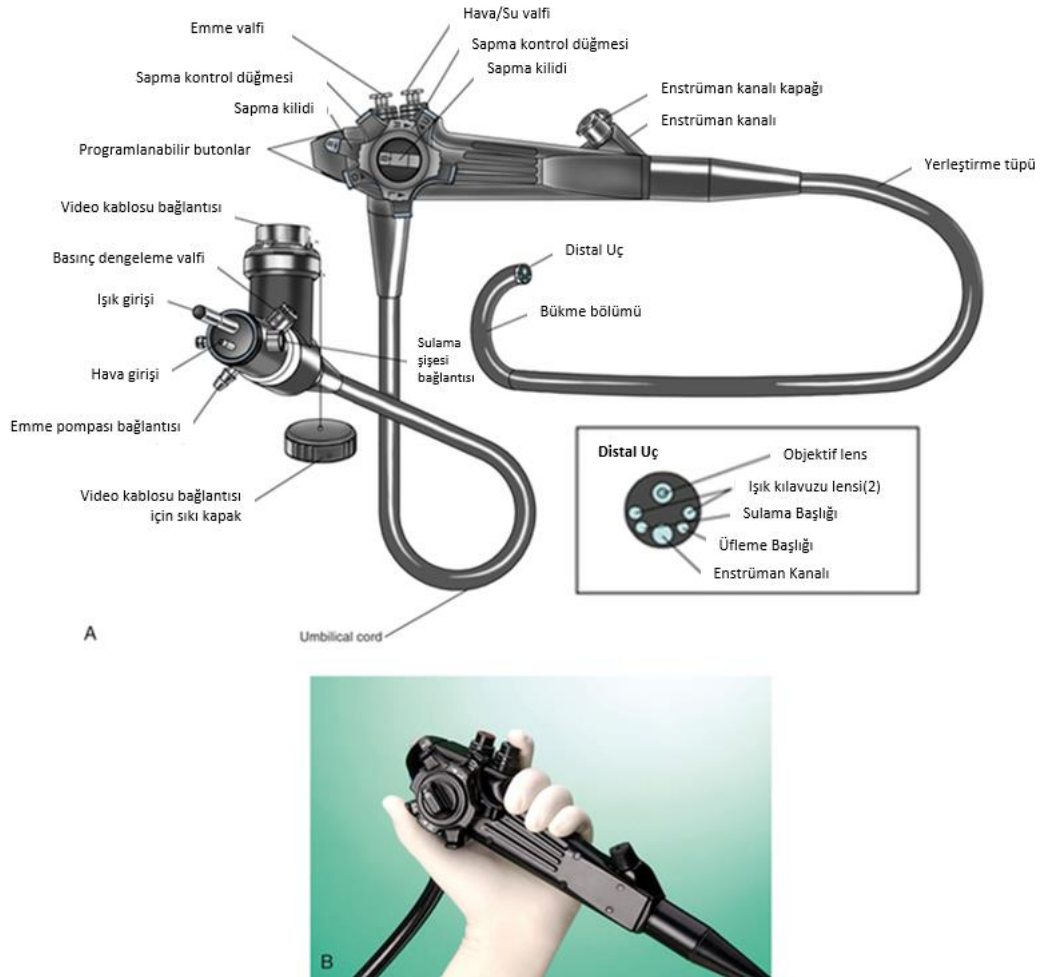
Endoskopik görüntüyü video monitörüne iletme ve bu bilgileri kaydetme, yazdırma gibi özellikler yalnızca video endoskoplara özgü değildir. Endoskopik CCD video kamerayı bir fiberoskop veya sert endoskopun okülerine takarak dolaylı video endoskopi gerçekleştirilebilir. Gastrointestinal endoskopide kaliteli görüntüleme için gerçek video endoskoplar tercih edilir. Bir video endoskop tarafından üretilen görüntüde, fiberoptik lifler yer almadığı için siyah noktalar şeklinde görülen bal peteği deseni veya kırık lifler sorun teşkil etmeyecektir. Görüntü kalitesi dışında maliyetleri karşılaştırıldığında fiberskoplar video endoskoplardan daha ucuzdur ama son zamanlarda video endoskopların maliyeti giderek düşmüştür.

Kaliteli bir video kamera ve fiberoskop kombinasyonu ile çok kaliteli görüntüler elde edilebilir. Günümüzde tıbbi kullanım için mevcut olan en küçük çaplı

video endoskoplar, çip teknolojisine, kanal boyutuna ve sapma kapasitesi gibi mekanik fonksiyonlara bağlı olarak yaklaşık 5-6 mm dış çapa sahiptir. Çok küçük çaplı video endoskopların üretimi, CCD çiplerinin küçültülmesindeki teknolojik sınırlamaların üstesinden gelinceye kadar mümkün değildir (Chamness 2016).

2.1.7.1.1 Fleksibl Endoskopun Temel Yapısı

Esnek bir endoskop üç ana bölümden oluşur; yerleştirme tüpü, kontrol kafası ve göbek kordonu. Yerleştirme tüpünün yapısı, tasarımının en karmaşık ve teknik olarak en zorlayıcı bölümüdür. Gerekli bileşenlerin tümü, mümkün olan en küçük çapa, mümkün olan en büyük aksesuar kanalına ve maksimum uç sapma özelliklerine sahip bir yerleştirme tüpü içerisinde yer almalıdır (PHAC 2010). Şekil 2.4 Fleksibl endoskopu ve kısımlarını göstermektedir.



Şekil 2.4: A) Fleksible endoskop kısımları B) Kontrol kafası (Chamness 2016)

Uç saptırma özelliğine sahip bir endoskopun son birkaç santimetrelik kısmına bükme bölümü adı verilir. Kontrol kafasındaki düğmeler ile kontrol edilen yerleştirme tüpünün bu kısmı bir veya iki düzlemde saptırılarak hareket sağlanabilir. Tek düzlemde sapma bronkoskopi ve üretroskopi gibi prosedürler için kullanılan küçük çaplı endoskoplarda yaygındır. Bununla birlikte, dört yönlü açılandırmaya sahip endoskoplar da vardır. Bu endoskoplar yaygın olarak gastrointestinal kullanım için tasarlanmıştır. Gastrointestinal sistemin kapsamlı bir şekilde endoskopik muayenesi sırasında iki düzlemde defleksiyon yapılması esastır. Uç sapma derecesi modeller arasında değişiklik gösterebilir, ancak en azından bir yönde tam retrofleksiyon (180 derece veya daha fazla) yapılabilmesi arzu edilir (Chamness 2016).

2.1.7.1.2 Fiberskop Optik

Bir fiberoskopun görüntü ve ışık ileten kısmı, fiberoptik demetlerden oluşur. Tipik olarak 8 ila 12 µm çapındaki her bir fiber, optik kalitede bir cam çekirdeğe sahiptir. Her çekirdek, daha düşük bir kırılma indisine sahip olması gereken cam kaplama ile çevrilidir.

Her fiberin yalnızca tek tip renk ve parlaklıkta bir noktayı iletebilmesinden kaynaklı olarak bir görüntüyü iletmek için binlerce fiberin tutarlı bir şekilde dizilmesi gerekir. Bir fiber optik görüntünün çözünürlüğü ve boyutu, kısmi olarak fiberlerin sayısı ve toplam boyutu üzerinden belirlenir.

Tipik bir fiberskopta görüntü iletimi için görüntü kılavuzu (IG) kullanılırken, incelenen alanı aydınlatmak için ışığı kaynaktan fiberoskopun distal ucuna ileten bir veya iki ışık kılavuzu (LG) kullanılır. LG demetlerindeki fiberler, IG demetlerindeki fiberlere benzese de, sıralı renklerden oluşan bir görüntü iletmeleri gerekmediğinden belirli bir düzende dizilmezler.

Lens sistemleri fiberoptik demetlerin her iki ucunda bulunarak görüntü kalitesine önemli ölçüde katkı sağlarlar. Mukoza görüntüsünü IG demetinin distal yüzünde odaklamaya yarayan lensler objektif lenslerdir ve distal uçta bulunurlar. Bu lens sisteminin odak noktası, görüntünün odaklandığı mesafe aralığı olan alan

derinliğini saptar. Modern fiberskoplar yaygın olarak yaklaşık 3 ila 100 mm arasında bir alan derinliğine sahiptir. Oküler lensler bir fiberskopun göz merceğinde yer alır. IG demetinin proksimal yüzüne iletilen görüntünün büyütülerek izleyici tarafından rahatça görülebilmesini sağlarlar.

LG demetlerinin her iki ucundaki aydınlatma lensleri, aydınlatılan nesneye taşınan ışık miktarını en üst seviyeye çıkarırlar. Yüksek kaliteli aydınlatma lens sistemlerinin geliştirilmesinin yanında fiberoptik teknolojisindeki gelişmeler, daha küçük çaplı ve daha geniş görüş alanına sahip yeni endoskoplarda yeterli parlaklığın elde edilmesinde önemli bir rol oynamaktadır (Chamness 2016).

2.1.7.1.3 Video Endoskop Optikleri

Bir video endoskopun mekanik özellikleri, bir fiberskopun mekanik özelliklerine benzerdir. Ayrıca, yerleştirme tüpü, endoskopun ucuna ışık taşımak ve görüntülenen alanı aydınlatmak için gerekli olan LG demetlerini içermektedir. Temel fark, görüntünün iletilme biçimidir. Video endoskopta görüntü fiberoptik demetlerle taşınmak yerine, objektif lensin hemen arkasındaki yerleştirme tüpünün distal ucundaki bir CCD çip tarafından algılanarak elektronik yolla iletilir. CCD çip, optik bir görüntüyü (fotonları) elektrik sinyaline (elektronlar) dönüştürebilen ve daha sonra endoskopun uzunluğu boyunca bir işlemciye taşıyan bir yarı iletkenidir. İletilen bu elektronik bilgi işlemci vasıtasıyla monitörler, dijital yakalama sistemleri gibi cihazlara dağıtılarak standart bir video sinyaline dönüştürülür (Chamness 2016, PHAC 2010).

2.1.7.2 Rijit teleskop

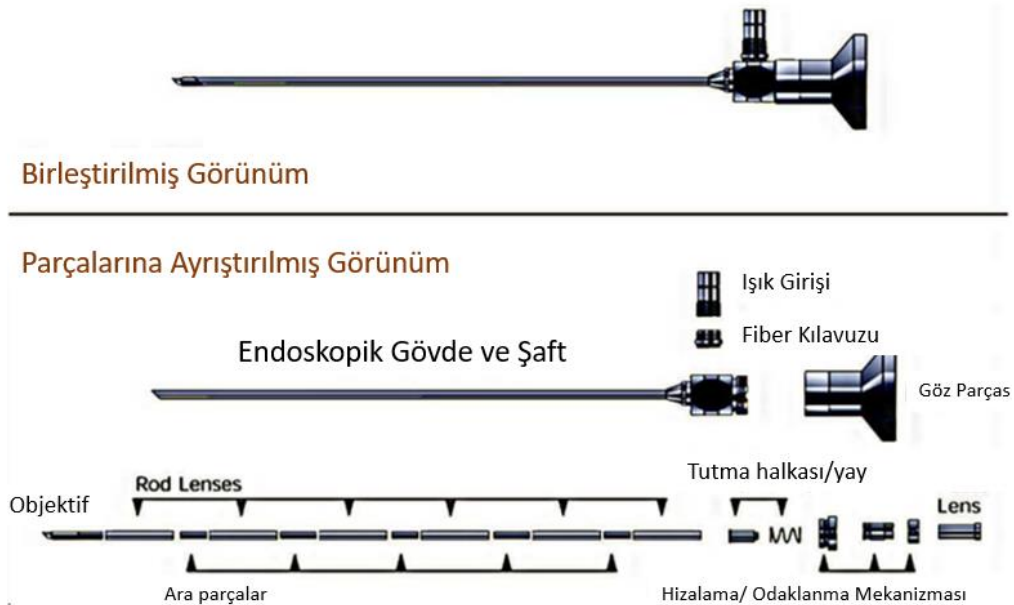
Karın boşluğu, göğüs boşluğu veya eklem boşlukları gibi tübüler olmayan yapıları incelemek için rijit teleskoplar kullanılır.

Sert teleskoplar, esnek teleskoplara göre çok daha basit ve daha ucuzdur. Cam lensler ve fiberoptik demet içerirler, ancak esnek bir endoskopun hareketli

parçalarını, esnek materyallerini içermedikleri için uygun bakım ile uzun yıllar boyunca kolayca kullanılabilirler (Chamness 2016).

Sert bir teleskop, dürbün gövdesi ve şaftı, göz parçası, ışık kılavuzu konektörü ve distal uç bölümlerinden oluşur. Görüntüyü birleştiren mekanizma gövdede bulunur. Mercekler, ara parçalar ve yay mekanizması bitişik bir mile birbirlerine yapıştırılmadan yerleştirilmiştir. Şaft, göz parçasından distal uca kadar uzanan yapının ismidir. Şaftın dış borusu genellikle paslanmaz çelikten yapılırken, iç borusu objektif lensler, çubuk lensler ve ara parçalardan oluşan optik sistemi taşıyan kısımdır. Endoskopun çapı nedeniyle, çubuk lenslerin bazıları tek bir spagetti ipliği boyutundadır ve çabuk hasar görebilir.

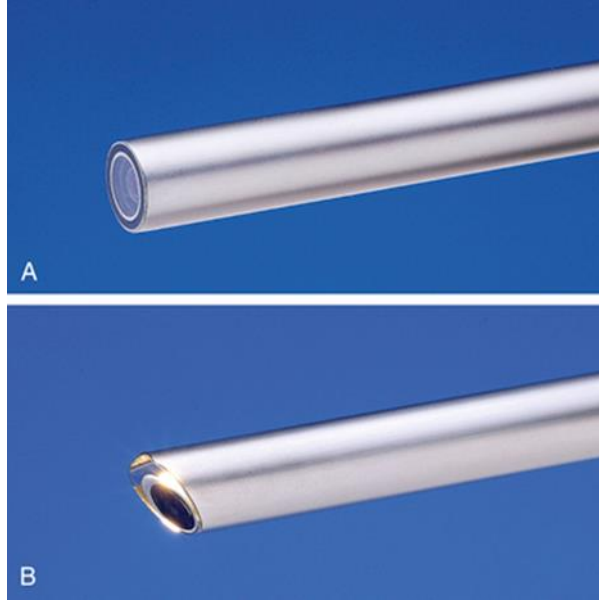
Işık kılavuzu konektörü, sert teleskopu ışık kaynağına bağlayan kısımdır. Işık kordonunda ışık enerjisini ileten binlerce minik cam elyaf bulunmaktadır. Genel bir kural olarak, geri kalan kısımlar boşluğu doldurduğu için birkaç lifin kırılıp kırılmadığı fark edilmez (Caudell 2011). Şekil 2.5'te rijit teleskop ve kısımları verilmiştir.



Şekil 2.5: Rijit teleskop ve kısımları (Caudell 2011)

Bir sert teleskobun görüş açısı, hem yönlendirmeyi hem de görsel erişimi etkilediği için oldukça önemlidir. 0 derece teleskoplar, en basit yönlendirmeyi sağlar, ancak teleskop ekseninde ortalanan sınırlı denebilecek bir görüş alanı sağlar. 25

veya 30 derecelik görüş açısına sahip teleskoplar, teleskobun uzunlamasına ekseninde basitçe döndürülerek daha geniş bir alanın görüntülenmesini sağlar. Bazı teleskoplar 70, 90 ve 120 derece gibi daha da dar görüş açılarına sahiptir, ancak bu teleskopların kullanımı çok yaygın değildir. Teleskop seçimi büyük ölçüde gerçekleştirilen prosedüre ve işlemi gerçekleştirecek hekimin deneyimine göre değişiklik gösterir (Chamness 2016).



Şekil 2.6: Teleskop görüş açıları A) 0 derece B) 30 derece (Chamness 2016)

2.1.8 Işık Kaynağı

Endoskopi sistemlerinde lambalardan kaynaklı ısı travması sorunlarının önüne geçmek için fiber optik cam liflerinin kullanıldığı soğuk ışık kavramı doğmuştur.

Soğuk ışık kaynağı genellikle döner eliptik reflektöre sahip halojen veya ksenon lambalardan oluşur. Genellikle ışığı bir dizi ışık kılavuzuna (fiberoptik demet) odaklayarak reflektörün ikinci odak noktasında bulunan bir cam ampulde üretir. Işık kılavuzu üretilen ışığı işlem yerine taşır. Reflektörler yalnızca görünür ışığı yansıtan, ancak kızılötesi ışığın geçmesine izin veren dikroik bir ayna tabakası içermesi sayesinde genellikle soğuk ışık yansıtma özelliğine sahiptir. Lamba ve fiber

optik kablo girişi arasında ek filtreler bulunabilir. Bu filtreler, fiber optik kabloya kızılötesi ışığın veya ultraviyole ışığın geçmesini önler.

Daha karmaşık soğuk ışık kaynakları, soğuk ışık kaynağının parlaklığını kontrol etmek için otomatik şekilde değiştirilebilen filtreler ve değişken ışık geçirgenliğine sahip diyaframlara sahiptir. Soğuk ışık kaynakları genellikle bağımsız masaüstü cihazlar olarak tasarlanır. Ancak diğerk cihazlara tam entegrasyon da sağlanabilir (SecondWiki 2004).

En yaygın kullanılan soğuk ışık kaynakları ksenon lambalar, halojen lambalar ve LED lambalardır.

Endoskopi sistemlerinde kullanılan soğuk ışık kaynakları pahalı cihazlardır. Ksenon ve halojen lambalar, çok fazla ısı üretirler ve bu ısıyı çıkarmak için gürültülü fanlar kullanılır. Bu lambalar, ışığı her iki yüzölü açığa yayan spot lambalardır (Brüggemann 2013). Bu lambalar yüksek güçlüdür ancak oldukça verimsiz, kısa ömürlü ve pahalıdır. 1 W'ın biraz üzerinde optik güç sağlamak için yaklaşık 300 W elektrik gücü gerektirir (Clancy ve diğ. 2012).

Bunun yanında yapılan çalışmalarda hem halojen hem de Ksenon ışık kaynaklarına sahip endoskoplarda, fiber optik kablo demetinin sonunda 15 saniye içinde oluşan sıcaklığın 225 ° C'ye ulaştığı, endoskopta ise 10 dakika gibi kısa bir sürede yüksek sıcaklıklar oluştuğı gözlemlenmiştir. Bu ısı oluşumu, büyük ölçüde görünür ışık spektrumundaki yayılan güçten kaynaklanmaktadır (Brüggemann 2013, Hensman ve diğ. 1998). Bu tür soğuk ışık kaynaklarının kullanımıyla cilt yanıkları ve örtülerin tutuşması gibi termal tehlikeler bildirilmiştir (Hensman ve diğ. 1998).

2.1.8.1 Ksenon

Bir ksenon ark lambası, yüksek basınçta iyonize ksenon gazından elektrik geçirerek ışık üreten bir elektrik ışığı olan son derece özel bir gaz deşarj lambası türüdür. Ksenon ark tarafından üretilen beyaz sürekli ışık, spektral olarak gün ışığına benzer, ancak lamba, lümen/watt açısından oldukça düşük bir etkinliğe sahiptir. Tüm ksenon kısa ark lambaları önemli ölçüde ultraviyole radyasyon üretir. Ksenon, UV

bantları güçlü spektral çizgilere sahiptir ve bunlar, kaynaşmış kuvars lamba zarfından kolayca geçer. Standart lambalarda kullanılan borosilikat camın aksine, erimiş kuvars, özel olarak katkılanmadıkça UV radyasyonu kolayca geçer. Kısa ark lambası tarafından salınan UV radyasyonu, ikincil bir ozon oluşumu sorununa neden olabilir. UV radyasyonu, lambayı çevreleyen havadaki oksijen moleküllerine çarparak iyonlaşmalarına neden olur. Işık kaynağı olarak kısa ark lambaları kullananların ekipmanı, UV radyasyon koruması içermeli ve ozon oluşumunu önlemelidir (Wikipedia 2005).

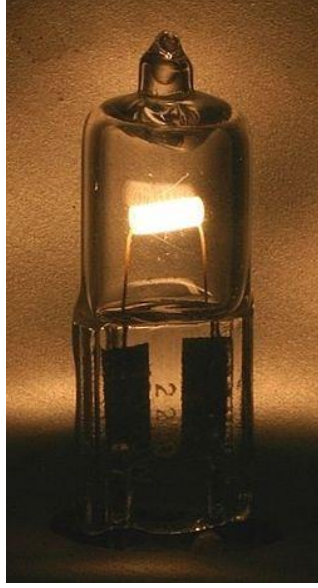


Şekil 2.7: Ksenon lamba (Wypych 2018)

Ksenon lambaların renk sıcaklığı 3000K ile 12000K arasında değişmektedir. 6000K'nın renk sıcaklığı güneş ışığına benzer. Ksenon lambalar, halojen lambaların ışık akısının iki katından fazlasını yayar ve elektrik enerjisini ışık enerjisine dönüştürme verimliliği de halojen lambalardan %70 daha fazladır. Bu nedenle, ksenon lambalar nispeten yüksek enerji yoğunluğuna ve ışık yoğunluğuna sahiptir. Ksenon lambanın filamenti olmadığı için filament kırılmasından dolayı hurdaya çıkma sorunu yoktur (Gangdian 2019)

2.1.8.2 Halojen

Halojen lambalar, kuvars halojen ve tungsten halojen lamba olarak da bilinir. Akkor lambanın gelişmiş bir şeklidir. Filament sünek tungstenden oluşur ve tıpkı standart bir tungsten ampul gibi gazla doldurulmuş bir ampulde bulunur, ancak halojen ampuldeki gaz 7-8 ATM gibi daha yüksek bir basınçtır (Whelan 2013).



Şekil 2.8: Halojen lamba (Wikipedia 2021)

Avantajları:

Halojen lambalar hafiftir, düşük maliyetlidir. Floresan veya cıva buharlı lambaların aksine cıva içermez. Standart tungstenden (2800-3400 Kelvin) daha iyi renk sıcaklığı ile güneş ışığına diğer lambalardan daha yakındır. Geleneksel bir akkor lambadan daha uzun ömürlüdür. Anında tam parlaklığa ulaşır, ısınma süresi yoktur ve kısılabılır.

Dezavantajları:

Aşırı sıcaktır ve dokunulduğunda kolaylıkla ciddi yanıklara neden olabilir. Lamba insan derisinin bıraktığı yağlara karşı hassastır, ampule çıplak elle dokunursanız, ampul devreye girdiğinde geride kalan yağ ısınır, bu yağ dengesizliğe neden olabilir ve ampulün kırılmasına neden olabilir. Patlama ve dışarıya sıcak cam kırıkları gönderme durumu olabilir. HID lambalar kadar verimli değildir (Whelan 2013).

2.1.8.3 LED

LED için ilk çalışmalar, 1907'de silisyum karbür kristallere yüksek voltaj uygulayarak ışık emisyonunu gerçekleştiren Henry J. Round'un çalışmalarıdır. Bu

Çalışmalardan sonra yarı iletkenlerin arkasındaki kuantum fiziğini anlamak onlarca yıl almıştır. Düşük kırmızı ışık yayan ilk pratik ticari diyot 1962'de icat edilmiştir; ardından sarı, turuncu, yeşil ve mavi LED'ler icat edilmiştir. İlk WLED (beyaz LED) 1996 yılında geliştirilmiştir. Shuji Nakamura ve Gerhard Fasol öncülüğünde, mavi emisyonu aşağı dönüşümlü bir fosfor tabakası ile birleştirme işlemi, beyaz ışık elde etmek için hala ticari olarak en avantajlı yöntemdir (Halliday 2005). Bu başarı, İsveç Kraliyet Bilimler Akademisi tarafından 2014 Nobel Fizik Ödülü şeklinde çok özel bir kabul görmüştür. O zamandan beri, beyaz ışık yayan LED'ler, yetersiz ışık kaynaklarının (ör. Akkor, halojen, floresan vb.) yerini almaya başlamıştır (Lamar 2020). Işık yayan diyotlar (LED), enerji tasarrufunda büyük bir fark yaratarak aydınlatma endüstrisine girmiştir. LED'lerden önce çok büyük miktarda enerji tüketen diğerk armatürler, zayıf lüminesans verimliliğine sahiptir. Bu, LED'in aydınlatma endüstrisinde öncüllerine göre birçok avantajı ile öne geçmesini kolaylaştırmıştır (Nair ve diğ. 2021). şekil 2.9'da farklı modellerde LED türleri verilmiştir.



şekil 2.9: Farklı modellerde LED türleri (make-it.ca 2021)

Bir endoskopi sisteminde ışık kaynağı olarak ışık yayan diyotların kullanılmasının birçok avantajı vardır. LED'lerin boyutları küçük olduğundan, ışık kaynağını cerrahi bölgeye yaklaştırmak için endoskopa entegre edilebilirler. Bunun yanında halojen ve ksenon lambalara göre uzun ömürlü olmaları, düşük ısı üretmeleri, ekonomik olmaları LED'lerin avantajlarından bazılarıdır (Todd ve diğ. 2005)

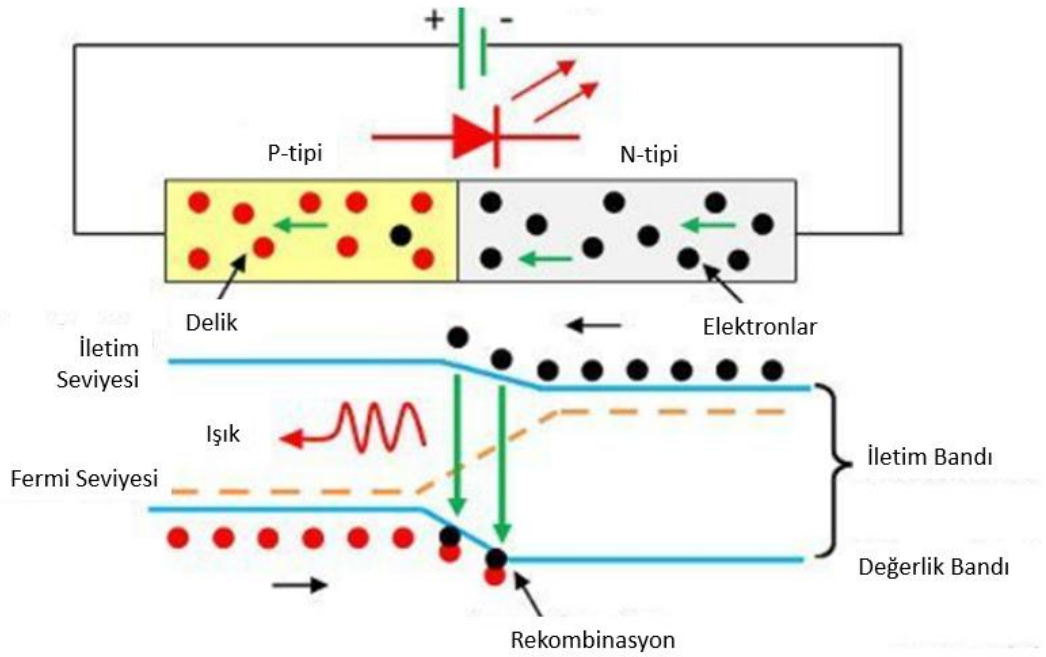
Günümüzde çeşitli malzemelerden yapılarak çeşitli renkler yayan LED'ler birçok alanda kullanılmaktadır. Görüldüğü üzere LED teknoloji 1927'de çıkmış olsa da çok yeni bir teknolojidir ve kullanımı hızla artmaktadır.

2.1.8.3.1 LED Yapısı

LED'in yapısı çok basittir. Bir alt tabaka üzerinde üç yarı iletken malzeme katmanının biriktirilmesiyle tasarlanır. Bu üç katman, üst bölge P tipi bölge, orta bölge aktif bölge ve son olarak alt bölge N tipi olacak şekilde düzenlenmiştir. Germanyum, silisyum ve türevleri gibi iletkenliği kontrol edilebilir maddelerin farklı maddeler ile katkılanması ile bu bölgeler oluşturulur. Yapısına bakıldığında, P-tipi bölge delikleri içerir; N-tipi bölge elektronları içerir; aktif bölge hem delikleri hem de elektronları içerir (Elprocus 2017, Eepower 2020).

LED'in çalışması kuantum teorisine bağlıdır. Kuantum teorisi, elektronların enerjisi üst seviyeden alt seviyeye düştüğünde, foton şeklinde enerji yaydığını belirtir. Fotonların enerjisi, üst ve alt seviye arasındaki boşluğa eşittir (Circuitglobe 2017).

PN-bağlantı diyotu ileri taraflıysa, akım diyottan akar. Akımın akışı, elektronların zıt yönde hareketinden kaynaklanmaktadır. Delikler gibi yük taşıyıcıları pozitif bir yük içerirken elektronlar negatif bir yüke sahiptir, böylece ışık polarite yüklerinin rekombinasyonu yoluyla üretilebilir. Rekombinasyon, elektronların iletim bandından değerlik bandına geçtiğini ve fotonlar şeklinde elektromanyetik enerji yaydıklarını gösterir (Circuitglobe 2017, Elprocus 2017). Şekil 2.10'da LED'in yapısı ve çalışma prensibi verilmiştir.



Şekil 2.10: LED'in yapısı ve çalışma prensibi (Circuitglobe 2017)

İdeal bir diyot, ileri kutuplandığında sıfır dirence ve ters kutuplandığında sonsuz dirence sahiptir. Ancak gerçek diyotlarda, diyotun iletebilmesi için diyotun üzerinde az miktarda voltaj bulunmalıdır. Bu voltaj, diğer özelliklerle birlikte diyotun malzemeleri ve yapısı tarafından belirlenir (Eepower 2020).

2.1.8.3.2 LED Özellikleri

LED teknolojisinin gelişmesiyle endoskopik ışık kaynaklarında ksenon ve halojen lambaların yerini LED'ler almaya başlamıştır. Işık yayan diyotların avantajları aşağıdaki gibi sıralanabilir (Menteşeoğlu 2011);

- LED'lerin maliyeti azdır ve boyutları küçüktür.
- Çok çabuk ışık verirler, açma/kapama döngüsü olan uygulamalar için idealdir.
- LED kullanılarak elektriğin kontrolü sağlanır.

-LED'lerin parlaklığı bir darbe genişlik modülatörü ya da akımın düşürülmesi ile kolaylıkla ayarlanabilir.

-Uzun ömürlüdür.

-Verimlidir.

-Isınma süresi yoktur.

-LED'ler dış etkilerle oluşacak şoklara dayanıklı katı hal cihazlarıdır.

-Soğuk havalardan etkilenmez aksine düşük sıcaklıklarda performansı artar.

-LED'in kılıfı ışığı yönlendirecek şekilde tasarlanabilir.

-Işık rengini değiştirmek için renk filtresine gerek duymazlar.

-Çevre dostudur.

Bu avantajlara karşın ışık yayan diyotların dezavantajları ise şunlardır:

-Sürücü ve güç kaynağı gerektirmelerinden dolayı ilk kurulum maliyetleri yüksektir.

-Bazı yüzeyler fosfor esaslı soğuk-beyaz LED lamba ışığı altında kötü bir renksel geriverim indeksi gösterirler.

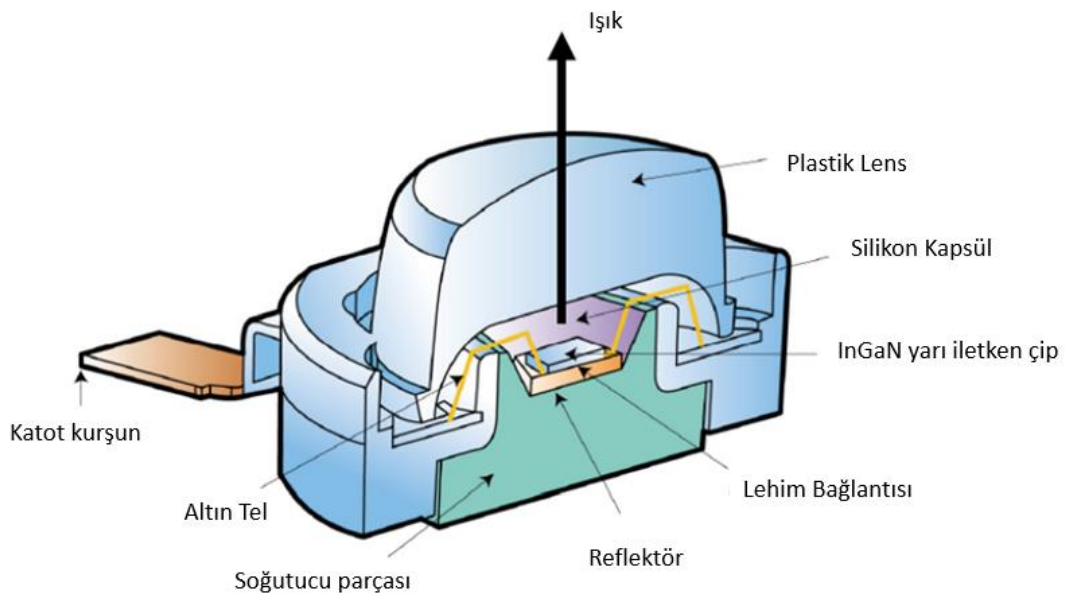
-LED'ler yalnızca doğru elektriksel polaritede çalışırlar.

-LED'ler eşik değeri denilen bir gerilim ve akım değerinde beslenmelidir.

Tüm bu avantaj ve dezavantajlara bakıldığında LED'lerin uzun ömürlü olmaları, yüksek enerji tasarrufu sağlamaları, ekonomik olmaları, küçük hacimli ve hafif olmaları, düşük ısı üretmeleri gibi birçok özellikleri endoskop gibi medikal sistemlerde ışık kaynağı olarak LED'lerin kullanımını uygun hale getirmiştir.

2.1.8.3.3 Yüksek Güç LED'i (High Power LED)

LED uygulama alanı arttıkça yüksek parlaklık, yüksek güç ve homojen aydınlatma ihtiyacı doğmuş ve güç LED'leri üretilmeye başlanmıştır. Güç LED'leri ile aydınlatma, geleneksel aydınlatma yöntemlerine kıyasla ışık akıları ve enerji verimliliği açısından ileri düzeydedir. 126 lm/W ve 1000 mA sürüş akımına sahip güç LED'i, ilk kez 2009 yılında pazara sunulmuştur ve yaşanan gelişmelerle birlikte güç LED'leri birçok aydınlatma alanında kullanılabilirliğini arttırmıştır (Tuncer 2019). Şekil 2.11'de HP LED yapısı verilmiştir.



Şekil 2.11: HP LED yapısı (Richardson 2007)

3. LED SÜRÜCÜLER

LED'lerin diyot olduğu göz önüne alındığında, doğru akımını, ileri akımını kontrol etmek gerekir. Bu görevi yerine getiren cihazlar LED sürücülerdir. Bu cihazların LED'lerin faydalarını ve performansını sınırlamaması önemlidir. Bu nedenle, LED sürücülerin LED'ler kadar verimli, dayanıklı olması ve çıkış akımını yeterince kontrol etmesi gerekir. Bu gereksinimler, LED lambaların çalıştırılmasını güç elektroniğinde önemli bir araştırma alanı haline getirmiştir (Lamar 2020). LED'e uygun sürücü topolojisini ve tasarımını gerçekleştirmek bu alanda oldukça önemlidir. Şekil 3.1'de LED sürücü devre yapısı gösterilmektedir.



Şekil 3.1: LED sürücü devre yapısı

LED sürücü topolojisi belirlenirken, LED sürücünün tasarlanacağı uygulamanın gereklilikleri önem arz eder. Bu anlamda topolojiler aşağıdaki gereksinimlere göre değişiklik gösterebilir (Rahmani 2018):

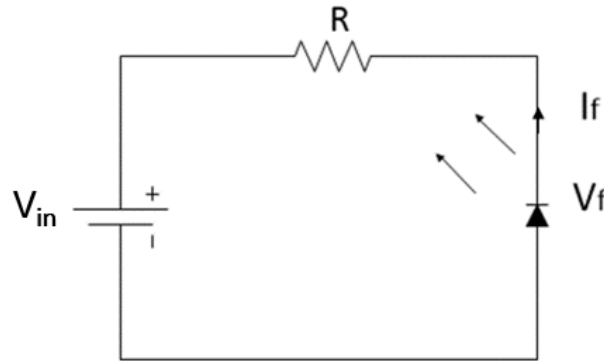
- Kaynak türü: DC beslemeli veya AC beslemeli topolojiler
- Girişten çıkışa Güç İşleme: Tamamen veya kısmen
- Çıkış sayısı: Tek veya çoklu
- Anahtarlama tipi: Yumuşak anahtarlama veya sert anahtarlama
- Karartma: Kısılamaz, doğrusal karartma veya PWM karartma
- PFC tipi: Aktif, pasif veya PFC yok
- İzolasyon: İzole edilmiş veya izole edilmemiş

3.1 LED Sürücü Kontrol Yöntemleri

LED sürücüler LED'in uzun ömürlü ve optimum şekilde çalışmasını sağlamak için LED akımını sınırlayan cihazlardır. LED sürücü kontrol yöntemleri aktif yöntemler ve pasif yöntemler olmak üzere ikiye ayrılır. Pasif kontrol yöntemleri, pasif devre elemanlarıyla oluşturulan basit yapılar, aktif kontrol yöntemleri, doğrusal(lineer) kontrol yöntemi ve anahtarlama güç kaynaklarından (SMPS) oluşur.

3.1.1 Pasif Kontrol Yöntemi

Pasif kontrol yöntemi olarak en yaygın kullanılan yöntem LED'e bağlanan seri direnç ile akımın sınırlandırılmasıdır. Bu yöntem düşük güç uygulamalarında kullanılabilir, fakat direnç üzerinde meydana gelen kayıp oldukça yüksektir. Kaybın yüksek olması verimin düşük olduğunu gösterir. Bu basit ve uygun maliyetli devreler, lineer veya anahtarlama sürücü devreleri gibi performans göstermez ve çıkış akımının hassas kontrolü olmadan çalışır (Musumeci 2021). Bunun yanında LED'ler ısındıkça ileri voltajı düşer ve üzerinden geçem akım artar. Buradan anlaşılacağı üzere direnç ile kontrol yönteminde LED'ler belli bir süre sonra ısınarak dirence karşı artan akımdan dolayı bozulabilir. Şekil 3.2'de dirençle kontrol yöntemine örnek devre şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.2: Dirençle pasif kontrol yöntemi

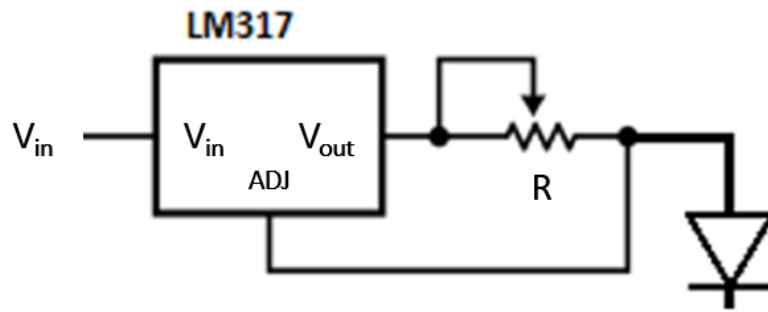
Burada direnç değerinin hesabı (3.1)'den yapılır;

$$R = \frac{V_{in} - V_f}{I_f} \quad (3.1)$$

3.1.2 Aktif Kontrol Yöntemi

3.1.2.1 Doğrusal (Lineer) Kontrol Yöntemi

Doğrusal bir LED sürücüsü, genellikle doğrultulmuş bir voltaj kaynağına ihtiyaç duyan entegre devrelerde bulunan doğrusal bir voltaj regülatörüdür. Düşük eleman sayısı ve düşük maliyetleri nedeniyle, basit doğrusal sürücü devreleri LED aydınlatma alanında yoğun ilgi uyandırmıştır. Doğrusal sürücüler, doğası gereği düşük frekans içeriğine sahiptir, dolayısıyla EMI radyasyonu yoktur. Doğrusal LED sürücülerinde elektrolitik kapasitör kullanılmaz ve bu sayede LED sürücüsünün ömrü uzun olur ve titreme sorunu olmaz. LED ısınırsa da LED üzerindeki akım değeri değişmez. Bu şekilde güvenli akım sınırlaması ve kontrolü sağlar. Ancak, termal problemlerden kaynaklı olarak verimlilikleri düşüktür ve büyük hacim dezavantajına sahiptirler. LM317 voltaj regülatörü doğrusal kontrol yönteminde en yaygın olarak kullanılan regülatördür (TUNCER 2019). LM317 regülatörü ve seri bağlı direnç ile elde edilen LED sürücü devre şeması şekil 3.3’de verilmiştir.



Şekil 3.3: LM317 regülatörü ve seri bağlı direnç ile elde edilen LED sürücü devre şeması (GJ 2015)

Doğrusal regülatörle yapılan LED sürme akımı (3.2) denklemiyle gösterilir.

$$I_{out} = \frac{V_{REF}}{R} \quad (3.2)$$

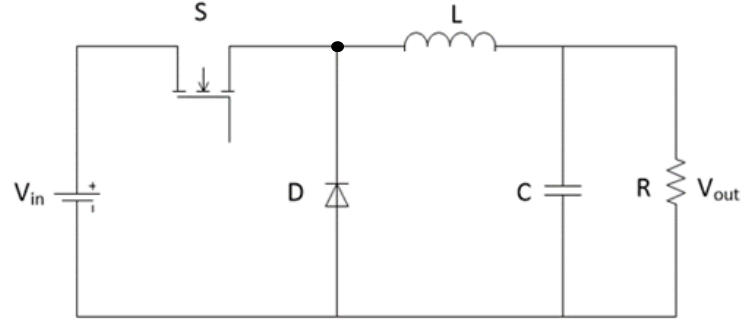
3.1.2.2 Anahtarlama Güç Kaynakları (SMPS)

Anahtarlama kontrol yöntemi yarı iletken bir anahtar içerir. Anahtarlama yüksek frekanslarda yapılarak pasif devre elemanları daha küçük boyut ve kapasitede seçilebilir. Farklı uygulamalar için tasarım esnekliği sağlar. Tasarım değişiklikleri ile çıkış akım-gerilim kontrolü sağlanabilmektedir. Farklı topolojiler sayesinde düşük, yüksek veya ters polarite çıkış voltajına sahip olunabilir. Yüksek güçlü uygulamalarda güç dönüşümündeki yüksek verimlerinden dolayı özellikle tercih edilirler. Bu avantajlarının yanında anahtarlama nedeniyle harmonik oluşumlar ve EMI radyasyonu oluştururlar. Bu dezavantajlar uygun tasarımlar yapılarak önlenir (Tuncer 2019).

LED sürücülerde kullanılan anahtarlama DC-DC dönüştürücülerin başlıcaları buck dönüştürücü, boost dönüştürücü, buck-boost dönüştürücü ve flyback dönüştürücüdür. Bu dönüştürücüler az devre elemanı ve düşük maliyetle, yüksek verim sağlamayı amaçlamıştır. Parazitik salınım nedeniyle, güç dönüşüm oranı ve güç yoğunluğu sınırlı kalmıştır. CUK dönüştürücü ve SEPIC dönüştürücü ile gelişmiş yapıları sayesinde çıkış salınımı oldukça azaltılmıştır.

3.1.2.2.1 Buck Dönüştürücü

Buck dönüştürücü topolojisi düşürücü dönüştürücü olarak da adlandırılır. Giriş geriliminden daha düşük bir değerde ortalama çıkış gerilimi elde edilir. Dönüştürücü, bir güç MOSFET'i S, bir diyot D, bir indüktör L, bir filtre kapasitörü C ve bir yük direnci R'den oluşur. Şekil 3.4'de buck dönüştürücü devre şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.4: Buck dönüştürücü devre şeması

Çalışma prensibine bakıldığında, anahtarın iletme geçmesiyle diyot ters polarlanır, enerji bobinde depolanır ve kaynak doğrudan çıkış kondansatörü ile yük akımını besler. Anahtar kesime girdiğinde açık devre olur ve kaynaktan akım çekilemez. Bobinde depolanan enerji diyot üzerinden çıkışa aktarılarak yükü besler (Kazimierczuk 2016).

$0 < t < T_d$ aralığı için S iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$V_{in} - V_{out} = L \frac{di_L}{dt} \quad (3.3)$$

$$\Delta I_{Lp} = \frac{V_{in} - V_{out}}{L} T_d \quad (3.4)$$

$T_d < t < T_p$ aralığı için D iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$-V_{out} = L \frac{di_L}{dt} \quad (3.5)$$

$$\Delta I_{Ln} = \frac{V_{out}}{L} T_b \quad (3.6)$$

Sürekli akım durumunda endüktans üzerindeki ortalama gerilim bir periyot boyunca sıfır olmak zorundadır. Buradan (3.4) ve (3.6) denklemlerinden aşağıdaki eşitlik elde edilir.

$$(V_{in} - V_{out}) T_d = V_{out} T_b \quad (3.7)$$

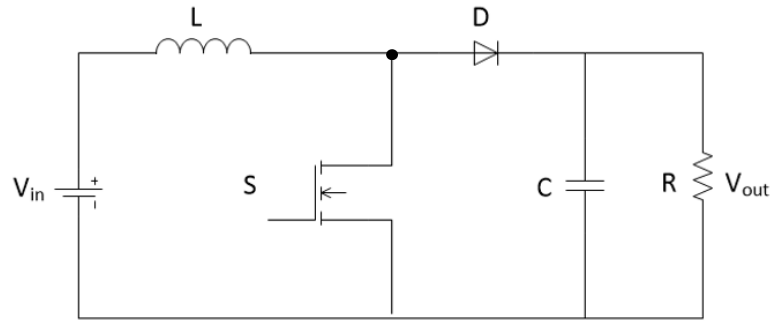
$$\frac{V_{out}}{V_{in}} = D = \frac{T_d}{T_p} \quad (3.8)$$

Bu eşitliklerden anlaşılacağı üzere, çıkış gerilimi daima girişten küçüktür ve anahtarın çalışma oranıyla (T_d süresi) doğrusal olarak değişmektedir (Çelik 2016).

Buck dönüştürücüler, çok yüksek verimliliklerde sabit bir LED akımı üretebildikleri için çevrimdışı ve düşük voltajlı uygulamalarda LED sürücüleri için iyi bir seçimdir. Bir tepe akım kontrollü buck dönüştürücü, çok çeşitli giriş ve LED voltajları üzerinde makul LED akımı varyasyonu verebilir ve geri besleme kontrol tasarımında hiçbir tasarım çabası gerektirmez (Winder 2017).

3.1.2.2.2 Boost Dönüştürücü

Boost dönüştürücü topolojisi yükseltici dönüştürücü olarak da adlandırılır. Kararlı durum çalışmasında her zaman giriş geriliminden daha yüksek bir değerde ortalama çıkış gerilimi elde edilir. Dönüştürücü, bir indüktör L , bir güç MOSFET S , bir diyot D , bir filtre kapasitörü C ve bir yük direnci R 'den oluşur. Şekil 3.6'da boost dönüştürücü devre şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.6: Boost dönüştürücü devre şeması

Çalışma prensibine bakıldığında anahtarın iletme geçmesiyle diyot ters polarlanır, açık devre olur ve enerji bobinde depolanır. Çıkış kapasitöründe depolanan enerji yükü besler. Anahtarın kesime girmesiyle diyot iletme geçer. Çıkış kapasitörü ve yük, kaynak ve bobin tarafından beslenir (Kazimierczuk 2016).

$0 < t < T_d$ aralığı için S iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$\Delta I_{Lp} = \frac{V_{in}}{L} T_d \quad (3.9)$$

$T_d < t < T_p$ aralığı için D iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$\Delta I_{Ln} = \frac{V_{out} - V_{in}}{L} T_b \quad (3.10)$$

Sürekli akım durumunda endüktans üzerindeki ortalama gerilim bir periyot boyunca sıfır olmak zorundadır. (3.9) ve (3.10) denklemlerinden aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$V_{out} = \frac{1}{1-D} V_{in} \quad (3.11)$$

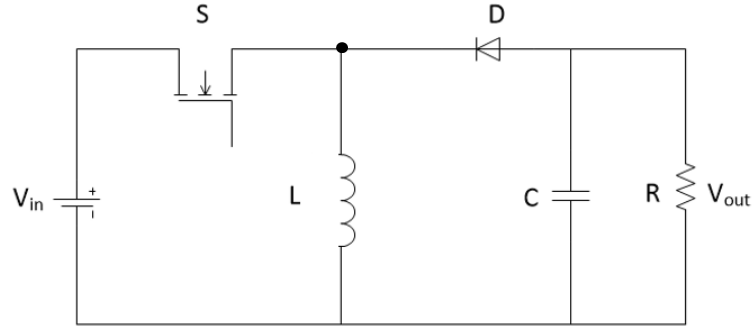
$$I_L = I_{in} \quad (3.12)$$

Boost dönüştürücüler LED voltajının giriş voltajından daha büyük olduğu LED sürücü uygulamaları için idealdir. MOSFET ve LED ortak bir toprağa bağlıdır. Bu, LED akımının algılanmasını kolaylaştırır. Giriş akımı sürekli olabilir, bu da giriş dalgalanma akımını filtrelemeyi kolaylaştırır ve EMI standartlarını karşılamayı kolaylaştırır.

Boost dönüştürücünün çıkış akımı darbeleri bir dalga biçimidir. Bu nedenle, LED akımındaki dalgalanmayı azaltmak için büyük bir çıkış kondansatörü gereklidir. Büyük çıkış kondansatörü, PWM'in kısılmasını zorlaştırır. LED akımını kontrol etmek için boost dönüştürücünün açık döngü kontrolü mümkün değildir. Dönüştürücüyü dengelemek için kapalı döngü gereklidir. Bu aynı zamanda PWM karartmasını karmaşıklarlaştırır, çünkü denetleyicinin gerekli yanıt sürelerini elde etmek için büyük bir bant genişliğine sahip olması gerekir. Girişten verilen voltaj LED voltajının üzerine yükseltilirse, LED'lerde bir akım dalgalanması olacaktır. Akımın yüksek değerlerde dalgalanması, LED'lere zarar verebilir (Winder 2017).

3.1.2.2.3 Buck-Boost Dönüştürücü

Buck-boost dönüştürücü topolojisinde giriş geriliminin hem üzerinde hem altında bir değerde ortalama çıkış gerilimi elde edilebilir. Bu dönüştürücü giriş geriliminin alternansını ters polariteye çevirir. Dönüştürücü, kontrol edilebilir bir anahtar olarak kullanılan bir güç MOSFET'inden S, bir indüktör L, bir diyot D, bir filtre kondansatörü C ve bir yük direnci R'den oluşur. Şekil 3.8'de buck-boost dönüştürücü devre şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.8: Buck-Boost dönüştürücü devre şeması

Çalışma prensibine bakıldığında, anahtar iletimdeyken devredeki bobin kaynak üzerinden gelen enerji ile enerjilenmektedir. Sağ tarafta bulunan çevrede ise kondansatör üzerindeki enerji yük üzerine aktarılmaktadır. Bu durumda devredeki D diyotu kesimdedir. Doğru akım devrelerinde bobinin ortalama gerilimi ve kondansatörün ortalama akımı sıfır olduğu için devrenin anahtar kesimde olduğu durumunda bobinin gerilimi ters indüklenecek ve kondansatörün akımı ters yönde akacaktır.

Anahtarın kesimde olduğu durumda ise bir önceki durumda giriş kaynağı üzerinden enerjilenen bobin enerjisini C ve yük üzerinde boşaltır. Anahtar iletimdeyken enerjisini yük üzerine aktaran kondansatör, kesim durumunda bobinden gelen enerji ile tekrar enerjilenir. Bu durumda giriş kaynağının devre ile bağlantısı tamamen kesileceğinden devre bobin üzerinden beslenir, bobinin enerjisi bitene kadar D diyotu üzerinden akım akar ve bu akımla kondansatör ile yük beslenir (Alkan 2016).

$0 < t < T_d$ aralığı için S iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$\Delta I_{Lp} = \frac{V_{in}}{L} T_d \quad (3.13)$$

$T_d < t < T_p$ aralığı için D iletimdeyken aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

$$\Delta I_{Ln} = \frac{V_{out}}{L} T_b \quad (3.14)$$

Sürekli akım durumunda endüktans üzerindeki ortalama gerilim bir periyot boyunca sıfır olmak zorundadır. Buradan aşağıdaki eşitlikler elde edilir;

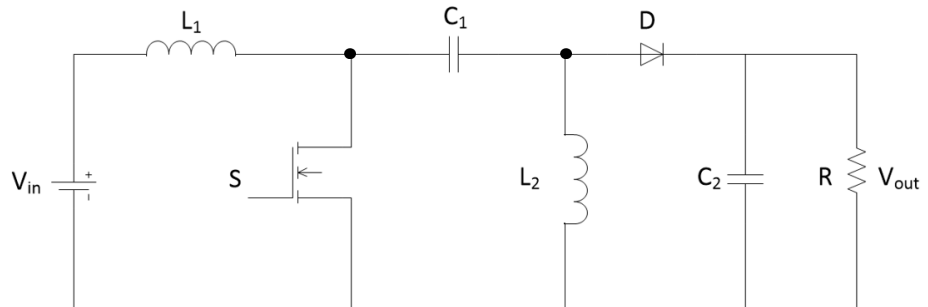
$$V_{out} = \frac{D}{1-D} V_{in} \quad (3.15)$$

$$I_L = I_{in} + I_{out} \quad (3.16)$$

Bu devrede, belli bir akım dalgalanma miktarı için gerekli olan endüktans değeri, çıkış ve giriş gerilimine bağlıdır ve ayrıca frekansın artmasıyla düşer.

3.1.2.2.4 SEPIC Dönüştürücü

Tek uçlu primer endüktans dönüştürücü (SEPIC) çıkışındaki voltajın girişindeki değerden daha yüksek, daha düşük veya ona eşit olmasını sağlayan bir DC / DC dönüştürücü türüdür. Bir SEPIC temel olarak bir boost dönüştürücü ve bunu takip eden ters bir buck-boost dönüştürücüden oluşur. Buck-boost dönüştürücüye benzese de giriş polaritesi ve çıkış polaritesi aynıdır (Wikipedia 2020). Şekil 3.10'da SEPIC devre şeması gösterilmektedir.



Şekil 3.10: SEPIC dönüştürücü devre şeması

Çalışma prensibine bakıldığında; anahtar iletme geçtiğinde L_1 indüktörü enerji depolamaya başlar ve buna bağlı olarak akımı lineer olarak artar. C_1 kondansatörü deşarj olarak enerjisini L_2 indüktörüne aktarır. Dolayısıyla L_2 indüktörü enerjilenerek akımı lineer olarak artar. Çıkış tarafındaysa, C_2 kondansatörü yükü beslemeye devam eder. Anahtar kesime gittiğinde, diyot iletme geçer. C_1 kondansatörü, L_1 indüktörü ve kaynak tarafından şarj edilmeye başlar. Aynı süre içerisinde, C_2 kondansatörü de L_1 , L_2 indüktörleri ve kaynak tarafından şarj edilir, yük beslenir (Şehirli ve Üstün 2016).

Anahtar iletimde diyot kesimde olduğu durumda;

$$V_{L_1} = V_{in} \quad (3.17)$$

Anahtar kesimde, diyot iletimde olduğu durumda;

$$V_{L_1} = -V_{out} \quad (3.18)$$

Bir indüktördeki ortalama voltaj periyodik çalışma için sıfır olduğundan, bulunan V_{L_1} denklemlerini birleştirirsek;

$$(V_{L_1, \text{anahtar kesimde}}) DT + (V_{L_1, \text{anahtar iletimde}})(1 - D)T = 0 \quad (3.19)$$

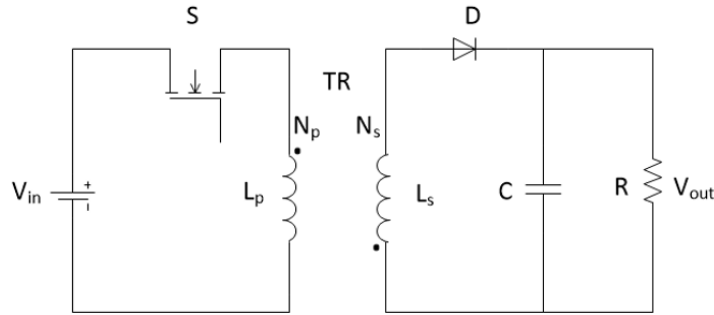
$$V_{in} DT - V_{out}(1 - D)T = 0 \quad (3.20)$$

$$V_{out} = V_{in} \frac{D}{1-D} \quad (3.21)$$

Bu sonuç, giriş ve çıkış gerilimleri arasında polaritenin tersine dönmemesinin önemli bir ayrımı olmakla birlikte, buck-boost ve 'Cuk dönüştürücü denklemlerine benzerdir. Kutup değişimi olmadan giriş voltajından daha büyük veya daha düşük bir çıkış voltajına sahip olma yeteneği, bu dönüştürücüyü birçok uygulama için uygun hale getirir (Hart 2011).

3.1.2.2.5 Flyback Dönüştürücü

Flyback dönüştürücü buck-boost dönüştürücü devresinin izoleli bir türüdür. Endüktans yerine bir trafo kullanılır. Bu trafoya genellikle kuplajlı endüktans denir ve primer ile sekonder hiçbir zaman birlikte çalışmaz. Şekil 3.12’de flyback dönüştürücü devre şeması verilmiştir.



Şekil 3.12: Flyback dönüştürücü devre şeması

Devre iki fazda çalışmaktadır. İlk aşamada, anahtar kapatılır ve transformatörün birincil sargısının endüktansı L_p yüklenir. Zıt kutuplu sekonder sargı L_s , diyotu ters polarizasyona sokar ve bu durumda sekonder sargıda akan herhangi bir akım yoktur. İkinci aşamada anahtar açılır ve daha önce transformatörde depolanan enerjinin serbest bırakılması gerekir. Bu nedenle sekonder sargı, diyotu ilettime sokar (Pellegrini 2020).

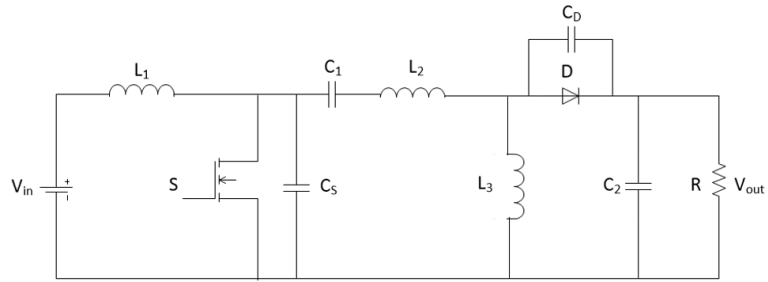
Çıkış voltajı, anahtarın görev döngüsü D ve transformatörün dönüş oranı $a=N_p/N_s$ ile (3.22) eşitliğinden belirlenebilir.

$$V_{out} = \frac{D}{1-D} \frac{V_{in}}{a} \quad (3.22)$$

Flyback dönüştürücüde, bir transformatör kullanıldığı için yük, girişten elektriksel olarak izole edilmiş olur. Bu genellikle, elektriksel izolasyonun istendiği AC LED sürücüleri için önemli bir özelliktir (Pellegrini 2020).

3.1.2.2.6 E Sınıfı Dönüştürücü

E sınıfı dönüştürücü, bir E sınıfı inverter ve bir E sınıfı doğrultucudan oluşur. E sınıfı doğrultucu empedans inverteri görevi görür ve E sınıfı inverter ile uyumludur. Dönüştürücü, invertördeki transistörün ve doğrultucudaki diyotun sıfır voltajlı anahtarlama korunarak, yüksek verimde çalışabilir (Kazimierczuk ve Jozwik 1989). Şekil 3.16'da E sınıfı inverter ve doğrultucudan oluşan dönüştürücü devre şeması verilmiştir.

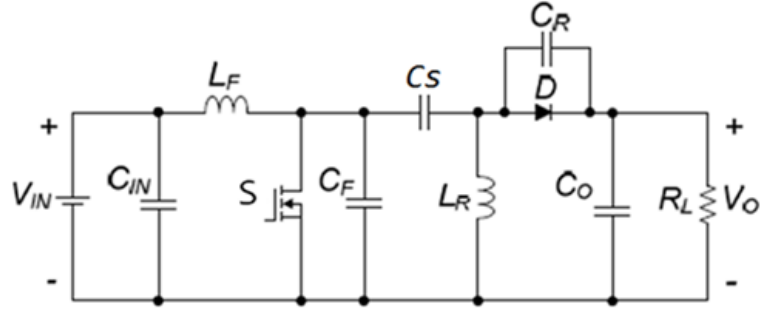


Şekil 3.16: E sınıfı dönüştürücü

Şekil 3.16'da gösterilen E sınıfı inverter sadece bir adet alçak taraf anahtarına sahiptir ve bu sayede sürülmesi çok daha kolaydır, ancak anahtar üzerine çok büyük bir voltaj stresi uygulanır. Anahtarın drain bacağı bir indüktör aracılığıyla girişe bağlı olduğundan, anahtarın ortalama drain-source voltajı (V_{DS}) giriş voltajına eşit olmalıdır. Anahtar kapatıldığında V_{DS} sabit kabul edilse bile, %50'lik bir görev oranı için tepe gerilimi V_{in} 'in iki katı olacaktır (Madsen ve diğ. 2013).

3.1.2.2.7 Rezonans SEPIC Dönüştürücü

Rezonans SEPIC, yüksek frekanslarda yumuşak anahtarlama sağlayabilen bir topolojidir. Rezonans SEPIC topolojisinde, anahtar ve diyot ile paralel olan parazitik kapasitörler rezonans için harici kapasitörlerle birlikte kullanılır. Şekil 3.17 Rezonans SEPIC topolojisini göstermektedir.



Şekil 3.17: Rezonans SEPIC dönüştürücü devre şeması

Rezonans SEPIC topolojisinde toplu indüktörler yoktur. Bunun yerine, yalnızca iki rezonans indüktörü kullanılır. Bu özellikler manyetik bileşen sayısının azalmasını sağlar ve yanıt hızını artırır (Jose K ve diğ. 2015).

3.2 LED Sürücüler için PWM Kontrol Tekniği

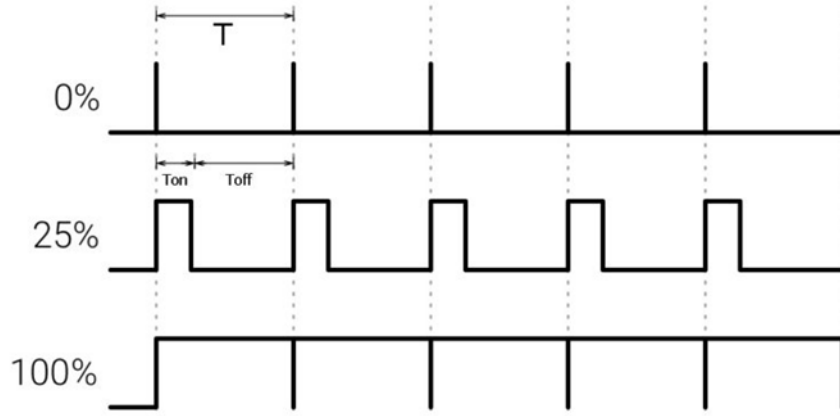
DC-DC dönüştürücüler genellikle darbe genişlik modülasyonu (PWM) tekniği ile kontrol edilir. PWM tekniğinde enerji, sürekli değişen bir sinyal yerine bir dizi darbe yoluyla dağıtılır. Darbe genişliği artırılarak veya azaltılarak enerji akışı kontrol edilebilir. Bir anahtarlama periyodunda güç anahtarı iletim süresinin anahtarlama periyoduna oranı, görev oranı (duty cycle) veya bağıl iletim süresi olarak adlandırılır, λ veya D ile gösterilir.

Anahtarın iletimde olduğu süre T_{on} , kesimde olduğu süre T_{off} olarak ifade edildiğinde D hesabı;

$$D = \frac{T_{on}}{T_{on} + T_{off}} \quad (3.25)$$

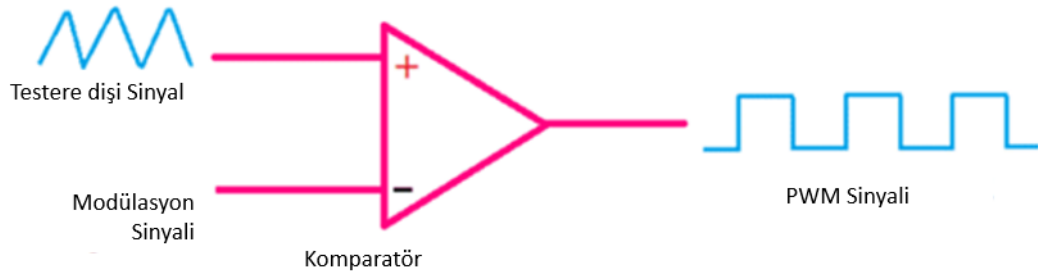
$$0 < D < 1 \quad (3.26)$$

şeklinde yazılabilir. 100 ile çarpılarak % cinsinden de ifade edilebilir. Görev oranı D 'nin kontrol edilmesi, giriş gerilimi ve çıkış akımındaki değişimlere karşı çıkış geriliminin düzenlenmesini sağlamaktadır. Şekil 3.18'de PWM sinyal grafiği gösterilmektedir.



Şekil 3.18: PWM sinyal grafiği (Techon 2018)

Darbe Genişliği Modülasyon sinyali, Şekil 3.19'da gösterildiği gibi bir komparatör kullanılarak oluşturulabilir. Modülasyon sinyali, komparatörün girişlerinden birini oluşturur ve diğer giriş, sinüsoidal olmayan bir dalga veya testere dişi dalgası ile beslenir. Komparatör, iki sinyali karşılaştırır ve çıkış dalga biçimi olarak bir PWM sinyali üretir.



Şekil 3.19: PWM sinyalinin oluşturulması (Ashrit 2019)

Testere Dişi üçgen sinyalinin değeri modülasyon sinyalinden fazla ise PWM çıkış sinyali “Yüksek”, aksi takdirde “Düşük” durumdadır. Böylece, giriş sinyali büyüklüğünün değeri, çıkışta üretilen darbenin genişliğini tanımlayan komparatör çıkışını belirler.

Darbe Genişlik Modülasyonu, voltaj düzenlemesine yardımcı olur ve bu nedenle akıllı aydınlatma sistemlerinde parlaklığı kontrol etmede yaygın şekilde kullanılır (Ashrit 2019).

PWM karartma, LED'e azaltılmış bir görev döngüsünde tam akım uygulanarak elde edilir. %50 parlaklık için %50 görev döngüsünde tam akım uygulanır. PWM tekniği, LED'lerin aşırı ısınmasını önlemeye yardımcı olur. Bunun yanında doğruluk ve hızlı tepki süresi sağlar. Yüksek giriş güç faktörü sağlar. Başlangıç maliyeti düşüktür (Day 2004, Ashrit 2019).

3.3 Endoskopi Sistemi için LED sürücü Topolojisinin Seçilmesi

Endoskopi sistemleri için tasarlanacak LED sürücünün karşılaması gereken özellikler aşağıdaki gibi sıralanabilir;

- Düşük güç tüketimi
- Yüksek verim
- Küçük hacim
- Yüksek güç yoğunluğu
- Termal yönetim

Hedeflenen minimum ısınma ve termal yönetim, iyi bir tasarımla verimin yüksek tutulması sayesinde elde edilebilir. Yüksek verimin sağlanması için kayıpların minimum düzeyde tutulması önemlidir.

Elde edilen literatür bilgileri, LED özellikleri ve LED sürücünün karşılaması gereken özellikler göz önüne alınarak DC-DC dönüştürücü devre topolojileri araştırılmıştır.

DC-DC dönüştürücülerde hacmin büyük bir kısmını pasif bileşenler kaplar ve güç yoğunluğunun iyileştirilmesini sınırlar (Zhang ve diğ. 2016, Li ve diğ. 2019). Anahtarlama frekansının artırılması, her çalışma periyodu sırasında pasif bileşenlerde depolanan enerjiyi büyük ölçüde azaltabilir. Böylece pasif bileşenlerin değeri ve hacmi azalır, bu da yüksek bir güç yoğunluğu sağlar. Ayrıca, pasif bileşenlerin değer azalması ile parazitik bileşenler, gerekli rezonans bileşenlerinin

benzer seviyesindedir. Bu nedenle, yarı iletken cihazların parazitik kapasitansı yüksek çalışma durumlarında kullanılabilir (Wang ve diğ. 2020, Guan ve diğ. 2021).

Anahtarlama frekansının arttırılması anahtarlama kayıplarını arttıracaktır. Bu da verimin düşmesine sebep olur. Bu nedenle yüksek frekanslarda çalışan dc-dc dönüştürücülerde yüksek verim elde etmek, anahtarlama kaybını minimumda tutmak anlamına gelmektedir. Sert anahtarlama dönüştürücülerde, yarı iletken anahtarlar her komütasyonda bir miktar enerji kaybeder ve anahtarlama frekansıyla orantılı bir kayıp bileşeni verir. Bu kaybı minimize etmek ya da ortadan kaldırmak için yumuşak anahtarlama tekniklerinin uygulanması gereklidir (Çetin 2016, Rivas 2006). Yumuşak anahtarlama açma/kapama geçişleri sırasında yarı iletken cihaz boyunca düşük bir voltajı koruyarak anahtarlama kaybını azaltır. Ayrıca, bir yumuşak anahtarlama tekniği olan sıfır voltajlı anahtarlama (ZVS) işlemi, sabit anahtarlama dönüştürücülerdeki hızlı geçişlerle normalde ilişkilendirilen elektromanyetik paraziti (EMI) azalttığı için faydalıdır (Nur ve diğ. 2017, Smith ve Smedley 1999).

Yüksek frekans güç dönüştürücülerinin uygulanmasında oluşan diğer bir sorun, yarı iletken cihazların geçişinden kaynaklanan kayıplardır. Geleneksel geçit sürücülerinde geçit kaybı, anahtarlama frekansıyla doğru orantılıdır. Kapıyı şarj etmek için verilen enerjinin en azından bir kısmının geri kazanılması, ulaşılabilir anahtarlama frekansı aralığını genişletmek için önemli bir araçtır (Rivas ve diğ. 2006, Zulauf ve diğ. 2019).

Yüksek frekansın getirdiği bu problemlere çözüm bulmak için; anahtarlama kaybını en aza indirmek veya ortadan kaldırmak, yarı iletken cihazların geçişinden kaynaklanan kayıpları en aza indirmek, cihaz kapasitansını ve parazitik endüktansı etkin bir şekilde absorbe etmek için rezonans dönüştürücü topolojilerinin dikkate alınması gerekir (Rivas ve diğ. 2006, Kovacevic ve diğ. 2013).

Li ve arkadaşlarının (2018) çalışması ve Fei ve arkadaşlarının (2019) çalışmalarında yüksek frekanslı LLC rezonans dönüştürücü uygulamaları sunulmaktadır. LLC rezonans dönüştürücüleri, tüm yük koşulları için sıfır voltajlı anahtarlama (ZVS) avantajına sahiptir. Bu nedenle yüksek verim elde edilir. Fakat LLC dönüştürücünün manyetik bileşenleri karmaşık ve hacimlidir. Düşük güç uygulamaları için uygun değildir ve uygun maliyetli bir şekilde üretilmesi zordur.

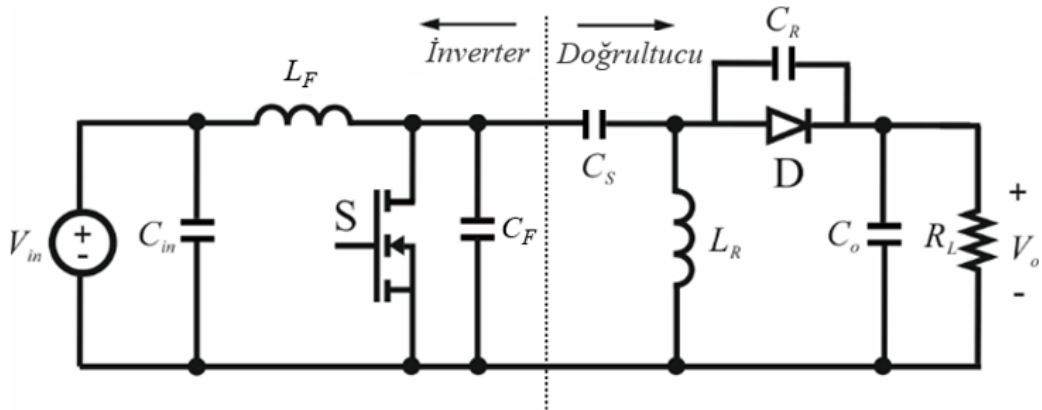
Ayrıca normal bir düğüme sahip anahtar kontrol portları, sürme devresinin güvenilirliğinin düşmesinden dolayı yüksek frekanslarda çalışmaya uygun değildir. Bu yüzden, toprak referanslı aktif anahtarlara sahip devre topolojileri yüksek frekans uygulamalarında daha çok tercih edilir (Jingying ve diğ. 2008, Zhang ve diğ. 2016).

Literatürde bildirilen yüksek frekans topolojilerinden rezonanslı SEPIC dönüştürücü, rezonant boost dönüştürücü, E sınıfı rezonans dönüştürücü ve $\Phi 2$ sınıfı rezonans dönüştürücü, toprak referanslı anahtarlı rezonans devreleridir. Zhang ve diğ. (2016), Wang ve diğ. (2020), Kim ve diğ. (2018) çalışmalarındaki bu dönüştürücüler incelenerek, bu dönüştürücüler; içerdiği aktif bileşen sayısı, yarıiletkenlerin gerilim stresleri ve güç dönüştürme yeteneği karşılaştırılmıştır. Karşılaştırma sonucunda yüksek frekanslı uygulamalarda rezonanslı SEPIC dönüştürücünün daha avantajlı olduğu görülmüştür. Diğer rezonans dönüştürücülerden farklı olarak, rezonanslı SEPIC dönüştürücü, toplu indüktör kullanmaz ve sabit bir görev oranı ve anahtarlama frekansında çalışır. Bu tepki hızını artırır, pasif bileşen boyutunu azaltır ve düşük kayıplı sinüzoidal rezonans geçişinin kullanılmasına izin verir. Burada sabit frekans ve görev oranında çalışma, toplu manyetik bileşenlerin ortadan kaldırılmasını sağlar ve cihaz stresini azaltır (Jose ve diğ. 2015). Tüm bu özellikler, rezonanslı SEPIC dönüştürücü topolojisini, endoskop aydınlatma sistemleri için tasarlanacak LED sürücü için uygun hale getirir.

4. REZONANS SEPIC DÖNÜŞTÜRÜCÜ ÖZELLİKLERİ

Bu bölümde LED sürücü olarak seçilen rezonans SEPIC dönüştürücünün genel özellikleri ve tasarım prosedürü verilmiştir.

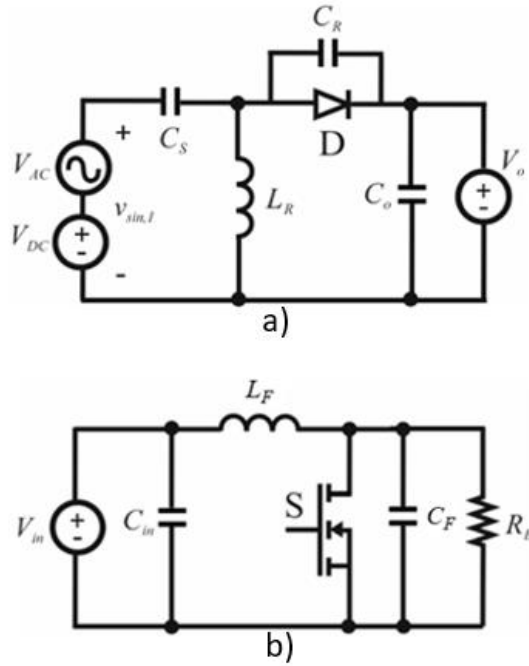
Rezonanslı SEPIC dönüştürücünün devre şeması Şekil 4.1'de gösterilmektedir. Rezonanslı SEPIC dönüştürücünün devre topolojisi, Erickson ve Maksimovic'in (2001) çalışmasındaki geleneksel SEPIC dönüştürücü ve Tabisz ve Lee'nin (1989) çalışmasında verilen çok rezonanslı SEPIC dönüştürücü ile benzerdir. Ancak, bileşen boyutu, çalışma prensibi ve bileşenin rezonanslı SEPIC dönüştürücüdeki yerleşimi çok farklıdır. Geleneksel SEPIC dönüştürücü, sert anahtarlama ile çalışır ve iki toplu indüktöre sahiptir. Çok rezonanslı SEPIC dönüştürücü ayrıca toplu indüktörlere sahiptir ancak anahtar ve diyot için ZVS'ye ulaşır. Rezonanslı SEPIC dönüştürücü, Şekil 4.1'de gösterildiği gibi sadece iki indüktör gerektirir. Rezonanslı SEPIC dönüştürücü, sabit çalışma frekansı ve görev oranında çalışır (Jingying ve diğ. 2008, Jose ve diğ. 2015). Böylece, sunulan önceki tasarımlara kıyasla hacimli indüktörler ortadan kalkar.



Şekil 4.1: Rezonans SEPIC Dönüştürücü

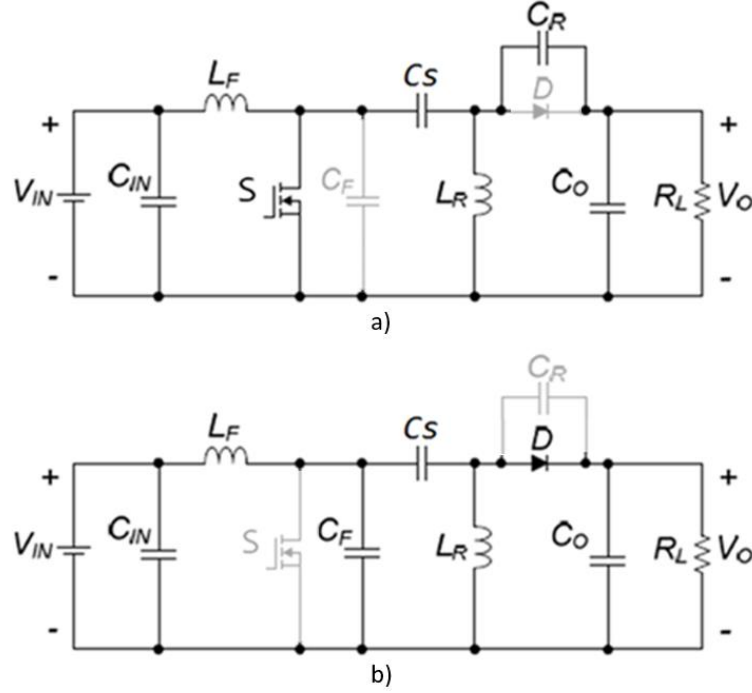
Rezonanslı SEPIC dönüştürücünün çalışması, inverter aşaması ve doğrultucu aşaması olmak üzere iki alt sistemle basitleştirilebilir. Zhang ve diğ. (2016) çalışmasında verilen tasarım prosedürüne göre, V_{in} giriş kaynağı, C_{in} giriş filtre kondansatörü, L_F filtre indüktörü, S güç MOSFET'i ve C_F rezonans kondansatörü

olarak inverter aşamasını oluşturmaktadır. Doğrultucu aşaması D diyot, L_R rezonans indüktörü, C_o filtre kondansatörü, C_R rezonans kondansatörü, C_S seri kondansatör ve R_L yükü içerir. Son olarak, V_o çıkış voltajıdır. Bu iki alt sistemin devre şemaları Şekil 4.2’de verilmiştir.



Şekil 4.2: a) Doğrultucu b) İnverter

Gerilim tahrikli doğrultucu kademesinde L_R , C_R ve C_S olmak üzere üç rezonans bileşeni vardır. S MOSFET’i iletim ve D diyotu kesim durumundayken C_S , L_R ve C_R arasında bir rezonans oluşur. Diyotun voltajı düzgün bir şekilde artar ve rezonans sırasında L_R akımı deşarj olur. D diyotu iletime geçtiğinde, L_R üzerindeki gerilim pozitif olur ve akımı artmaya başlar. L_R akımı doğrultucunun giriş akımını aştığında D diyotu tekrar kesime girer ve döngü tekrarlanır. Çalışma modları için devre şemaları Şekil 4.3’te verilmiştir.



Şekil 4.3: a) Anahtar iletimde, diyot kesimde b) Anahtar kesimde, diyot iletimde

Rezonans frekansı f_{o-rec} ve karakteristik empedans Z_{o-rec} , Zhang ve diğ. (2016) çalışmasına dayalı olarak (4.1) ve (4.2)'de tanımlanabilir:

$$f_{o-rec} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_R(C_S+C_R)}} \quad (4.1)$$

$$Z_{o-rec} = \sqrt{\frac{L_R}{C_R+C_S}} \quad (4.2)$$

İnverter kademesinde, R_E eşdeğer direnci ile temsil edilen doğrultucu kademesi ve Şekil 4.2. (a)'da gösterildiği gibi L_F ve C_F olmak üzere iki rezonans bileşeni vardır. Zhang ve diğ. (2016) çalışmasına dayanarak, doğrultucu kademesinin eşdeğer direnci R_E denklem (4.3) gibi yazılabilir:

$$R_E = \frac{8V_{in}^2}{\pi^2} \cdot \frac{1}{P_{in}} \quad (4.3)$$

P_{in} , doğrultucu aşamasının giriş gücüdür. S MOSFET'i kapatıldığında, L_F ve C_F arasında bir rezonans meydana gelir. S MOSFET'inin ZVS'ye ulaşması için endüktif çalışma sağlanmalıdır. Bu amaçla rezonans frekansı (4.4) şeklinde ayarlanabilir:

$$f_{o-inv} = \frac{1}{2\pi\sqrt{L_F C_F}} \quad (4.4)$$

S MOSFET'i kesim durumundayken, MOSFET üzerindeki eşdeğer devre L_F , C_F ve R_E üzerinden paralel karakteristik gösterir. Böylece, rezonans frekansının altında değişen frekans, MOSFET için ZVS sağlar. MOSFET'in kesime girmesi sırasında, L_F 'nin akımı azalırken ve L_R 'nin akımı artarken C_F 'nin voltajı düzgün bir şekilde artar. L_F 'nin akımı sıfıra ulaştığında, C_F 'nin voltajı maksimum değerine ulaşır. Ardından, L_F 'nin akımı negatif yönde artarken C_F kondansatörü deşarj olmaya başlar. Böylece, MOSFET'in ZVS ile ilettime geçişini sağlamak için MOSFET'in body diyotu açılır. MOSFET'in ilettime geçişi sırasında, L_F indüktörü belirlenen süre boyunca enerjiyi depolar.

5. TASARIM VE SİMÜLASYON SONUÇLARI

LED sürücü tasarımına endoskopi sistemi için uygun LED seçimi ile başlanmıştır. Seçilen LED'in akım-gerilim karakteristiği dikkate alınarak simülasyon için LED modellenmiştir. Rezonans SEPIC dönüştürücü tasarım özellikleri belirlenerek, tasarım sonucunda devre bileşenleri elde edilmiştir. Tasarım prosedüründen elde edilen bileşenlere dayalı olarak, PSIM programında rezonans SEPIC dönüştürücü simülasyonu yapılarak dönüştürücünün çalışması test edilmiştir.

5.1 LED Seçimi

Araştırmalar sonucunda projede hedeflenen yüksek verim, küçük hacim ve uygun aydınlatmayı sağlayacak LED seçilmiştir. LED seçimi yapılırken boyutu, HP (High Power) özellikli olması, güç tüketimi, akım-gerilim değerleri, parlaklık seviyesine dikkat edilmiştir. Seçilen LED'in karakteristik özellikleri Tablo 5.1'de verilmiştir.

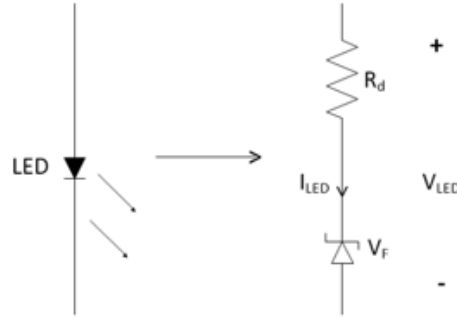
Tablo 5.1: LED karakteristiği (Cree 2016)

Özellikler	Birim	Minimum	Tipik	Maksimum
Termal direnç, Lehim noktasına bağlantı	°C/W		2.2	
Görüş açısı (FWHM)	derece		125	
Gerilim sıcaklık katsayısı	mV/°C		-1.3	
ESD dayanma gerilimi (Mil-Std-883D başına HBM)	V			8000
DC ileri akım	mA			3000
Ters voltaj	V			5
İleri voltaj (@ 1050 mA, 85 °C)	V		2.82	3.15
LED bağlantı sıcaklığı	°C			150

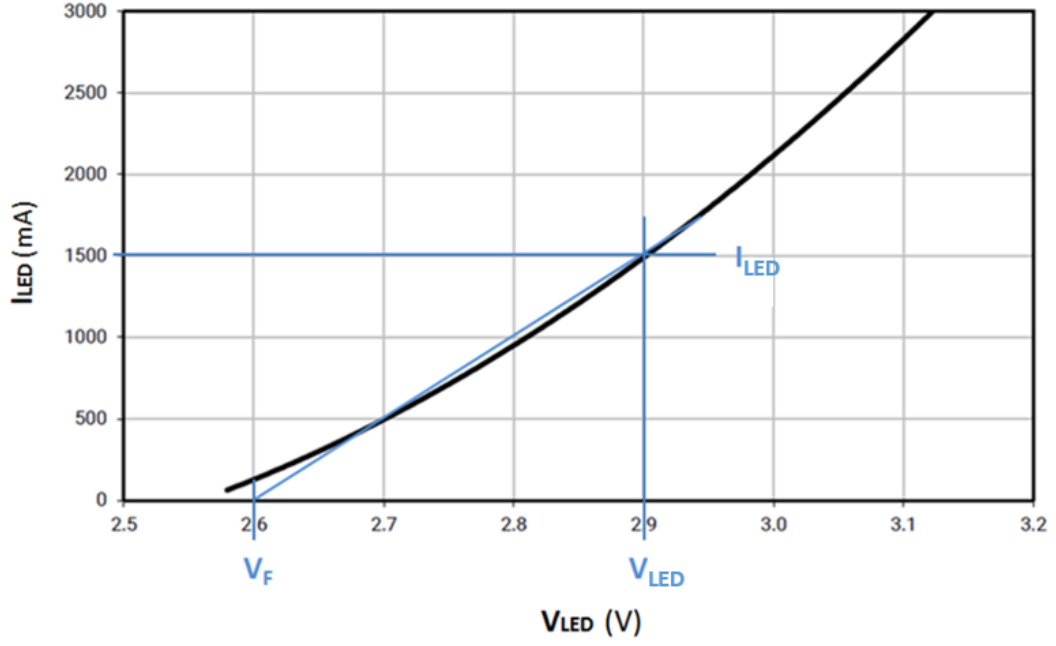
5.2 LED'in Modellenmesi ve Akım-Gerilim Karakteristiği

LED'ler ideal bir diyot karakteristiği göstermez, üzerlerinde harcanan güçle orantılı olarak ısınmaya başlar ve sıcaklık artışı nedeniyle LED üzerine düşen ileri voltaj düşer. Bu durumda OHM kanununa göre LED üzerinden geçen akım artar. Bu durumda LED eş değeri devresi kullanılmalıdır. LED eşdeğer devresi ideal bir zener diyot ve dirençten oluşur. Akım arttıkça zener üzerindeki voltaj değışmediği için direnç üzerinden geçem akım artar. Bu da direnç üzerindeki gerilimi arttırır. LED eşdeğer devresi oluşturulurken akım-gerilim grafiği referans alınır (Prodigit 2019). Şekil 5.1'de LED eşdeğer devresi verilmiştir. Şekil 5.2'de ise LED akım-gerilim karakteristiği grafiği verilmiştir. Bu grafikte V_F ile gösterilen gerilim değeri ileri voltaj değeri ve gösterilen eğriye çizilen teğetin eğimi R_d direncini verir. R_d direncinin değeri (5.1)'deki gibi elde edilir.

$$R_d = \frac{V_{LED} - V_F}{I_{LED}} \quad (5.1)$$



Şekil 5.1: LED eşdeğer devresi



Şekil 5.2: LED akım-gerilim karakteristiğine göre eşdeğer devre bileşenlerinin çıkarılması

5.3 Rezonans SEPIC Dönüştürücü Tasarım Özellikleri

Jingying ve diğ. (2008) çalışmasında verilen geleneksel tasarım prosedüründe, akım tahrikli doğrultucu, rezonans frekansı ve rezonans empedansı arasında ciddi bir bağlantıya neden olur (Zhang ve diğ. 2016). Bu tasarım prosedürü kolay gibi görünse de ZVS'ye ulaşmak oldukça zordur, çok fazla optimizasyon çalışması gerektirir. Bu nedenle, bu çalışmada Zhang ve diğ. (2016) çalışmasında önerilen gerilim tahrikli doğrultucu kullanılan tasarım prosedürü uygulanmıştır. Gerilim tahrikli doğrultucuda, güç faktörü ve çıkış gücü bağımsız olarak tasarlanabilir, bu da tasarımı basitleştirir. İnverter aşaması sadece iki rezonans bileşeni içerir. Bu şekilde, inverter aşamasının tasarımı da basitleştirilmiş olur.

LED sürücü tasarımında giriş voltajı Li-ion pilden besleme dikkate alınarak 3,7 V olarak seçilmiştir. Tablo 5.2, hedeflenen rezonanslı SEPIC dönüştürücünün tasarım özelliklerini sunar. Çıkış voltajı, veri sayfasında verilen LED özelliğinden elde edilir. Küçük hacim ve yüksek güç yoğunluğu sağlamak için 8 MHz'lik yüksek bir anahtarlama frekansı seçilmiştir. Zhang ve diğ. (2016) çalışmasında verilen

tasarım prosedürüne göre, LED sürücüsü için rezonans SEPIC dönüştürücünün devre bileşenleri Tablo 5.3'te verildiği gibi belirlenir.

MOSFET'in ZVS'ye ulaşması için, inverter rezonans frekansı denklem (4.4)'e göre 27.7 MHz civarındadır. ZVS'nin sağlanmasıyla MOSFET uçlarındaki akım, kısa süreli bir kısmi rezonans ile sıfıra düşürülmüştür. Bu akım sıfırda iken kontrol sinyali kesilir ve akım ile gerilimin üst üste binmesi engellenir. Böylece kesime girme sırasındaki anahtarlama enerji kaybı yok edilmiştir.

Tasarlanan inverter ve doğrultucu birleştirilerek rezonanslı SEPIC dönüştürücü tasarımı gerçekleştirilmiştir. İki aşama arasındaki doğrusal olmayan etkileşim nedeniyle devre dalga formlarında ve çıkış gücü seviyesinde farklı sonuçlar görülebilir. Yumuşak anahtarlama ve gerekli güç seviyesini elde etmek için rezonans bileşeninin değeri değiştirilerek ek ayarlar yapılabilir.

Tablo 5.2: SEPIC dönüştürücü tasarım özellikleri

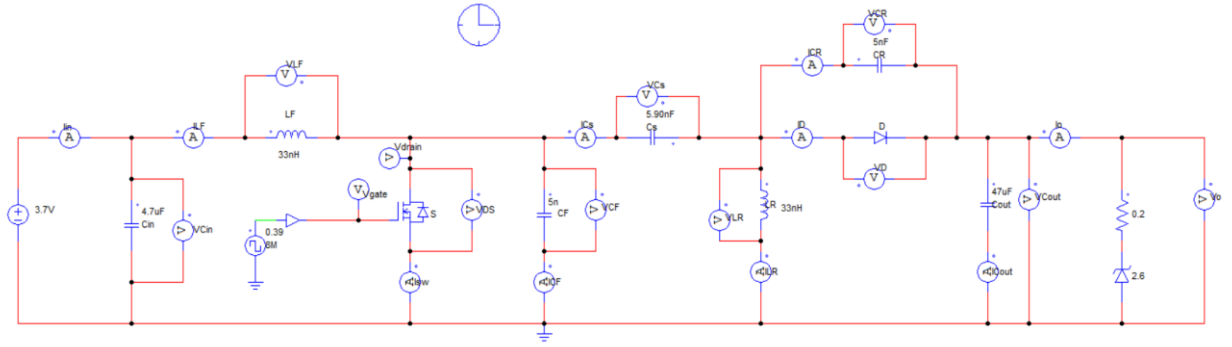
Giriş Voltajı	3.7 V
Çıkış Voltajı	2.82 V
Anahtarlama Frekansı	8 MHz
Çıkış Gücü	3 W

Tablo 5.3: SEPIC dönüştürücü devre bileşenleri

C_{IN}	4.7 uF
L_F	33 nH
C_F	5 nH
C_S	5.9 nF
L_R	33 nH
C_R	5 nF
C_O	47 uF
S	IRF7473PbF
D	PMEG4050EP
Gate Sürücü	IXRFD630

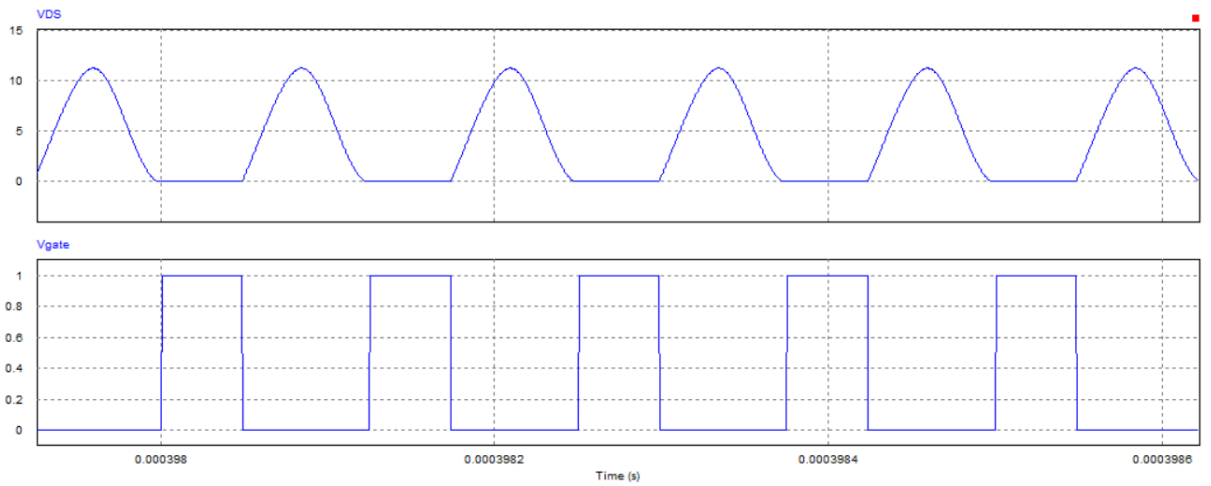
5.4 Simülasyon Sonuçları

Tasarım prosedüründen elde edilen bileşenlere dayalı olarak, PSIM devre simülasyon programında oluşturulan rezonans SEPIC dönüştürücü devre şeması Şekil 5.3'te verilmiştir.

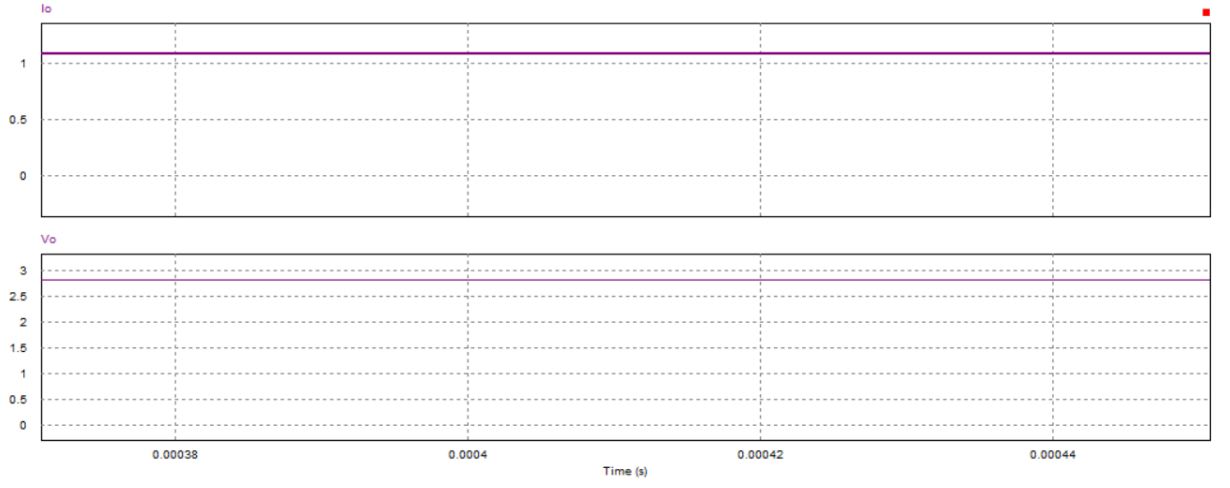


Şekil 5.3: SEPIC dönüştürücü PSIM devre şeması

Drain-Source voltajı V_{DS} ve gate sürücü voltajı V_{gate} , görev oranı 0,39 iken Şekil 5.4'te gösterilmiştir. Elde edilen sonuçlara göre, S anahtarı için ZVS iyi bir şekilde elde edilmiştir. Şekil 5.5'te LED için gerekli 1.050 A çıkış akımını I_o ve 2.82 V çıkış gerilimi V_o elde edildiği doğrulanmıştır.

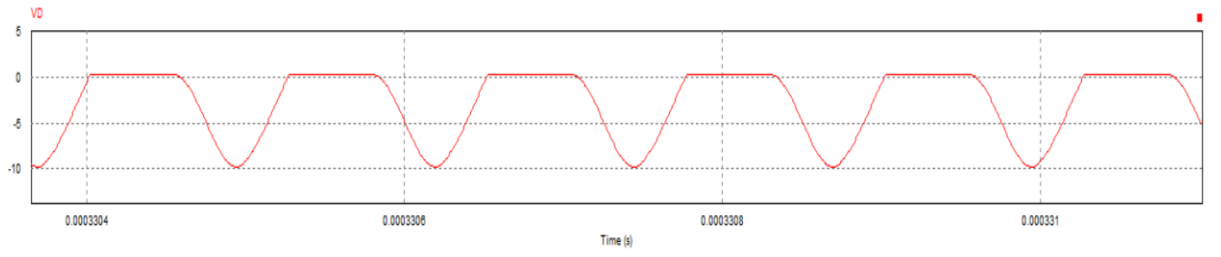


Şekil 5.4: Drain-source voltajı V_{DS} ve gate sürücü voltajı V_{gate}



Şekil 5.5: Çıkış Akımı I_o ve Çıkış Gerilimi V_o

Şekil 5.6’da, doğrultucu diyot üzerindeki voltaj V_D gösterilmektedir. Diyotun tepe ters gerilimi 10 V olarak ölçülmüştür.



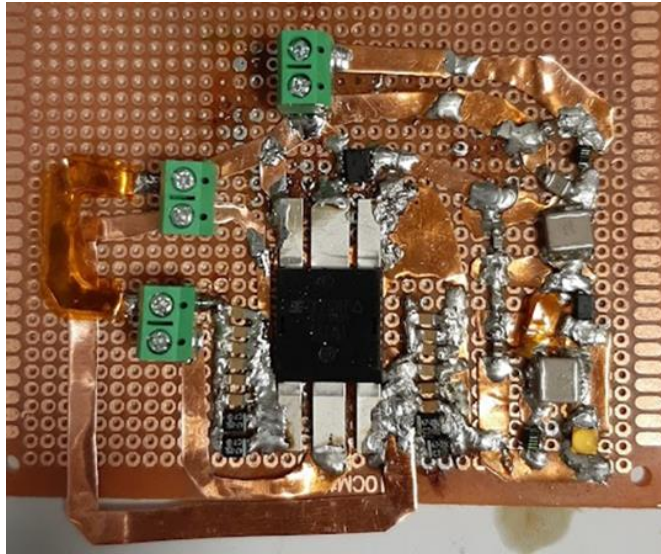
Şekil 5.6: Doğrultucu Diyot Gerilimi V_D

6. PROTOTİP TASARIMI VE DENEYSEL SONUÇLAR

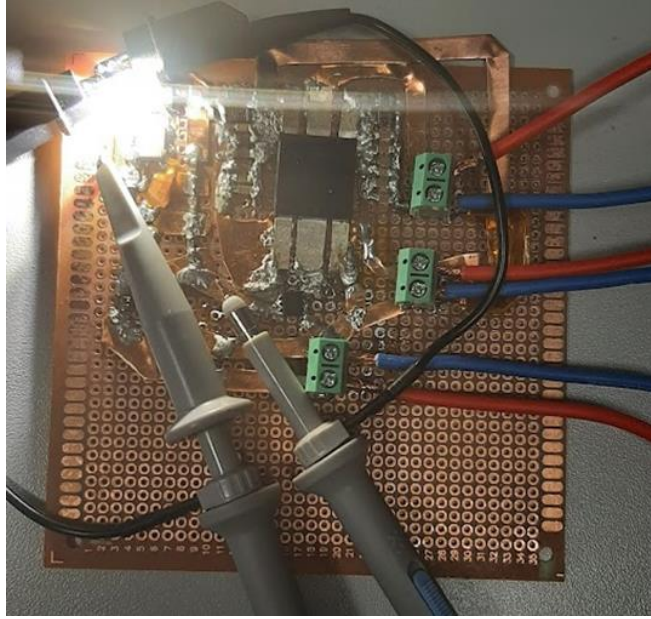
Tasarımı ve simülasyonu tamamlanan devrenin prototip tasarımı ilk olarak pertinaks üzerinde yapılarak sonuçlar kontrol edilmiştir. Pertinaks üzerindeki prototip çalışmaları tamamlanan devre, boyutların küçültülmesi ve güç yoğunluğunun artırılması için EAGLE programı üzerinden şematik ve board kısımları tamamlanarak elektronik karta aktarılmıştır. PCB üretimi ve dizgisi tamamlanarak alınan deneysel sonuçlar sunulmuştur.

6.1 Pertinaks ile Prototip Çalışması

Tasarımı tamamlanan devrenin test aşaması başarılı şekilde tamamlandıktan sonra prototip çalışmasına başlanmıştır. Verim ve boyut göz önüne alınarak malzemelerin seçimi ve temini sağlanmıştır. Malzemelerin lehimlenmesi ve yolların oluşturulması ile devre prototipi delikli pertinaks üzerinde oluşturulmuştur. 8 MHz gibi yüksek bir frekansta çalışıldığı için devre yolları poligon şeklinde bakır plakalarla oluşturulmuştur. Oluşturulan devre kartı ve devre kartının LED yükü altında çalışması Şekil 6.1 ve Şekil 6.2’de verilmiştir. Oluşturulan prototip açık devre olarak ve LED yükü altında test edilmiştir.

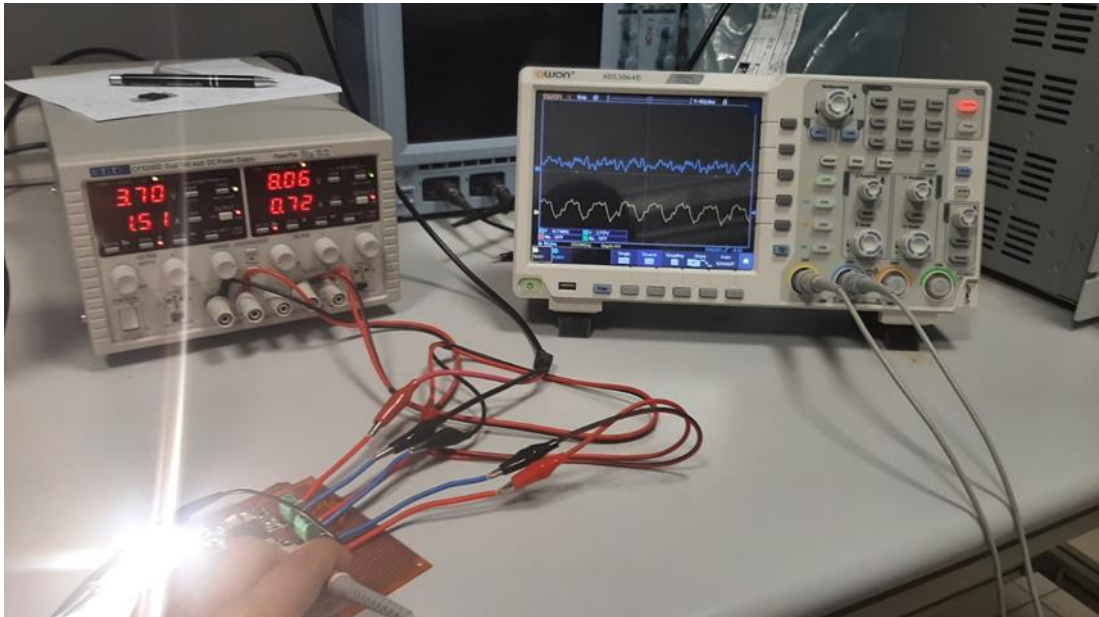


Şekil 6.1: Pertinaks Üzerindeki Prototip Devre Kartı

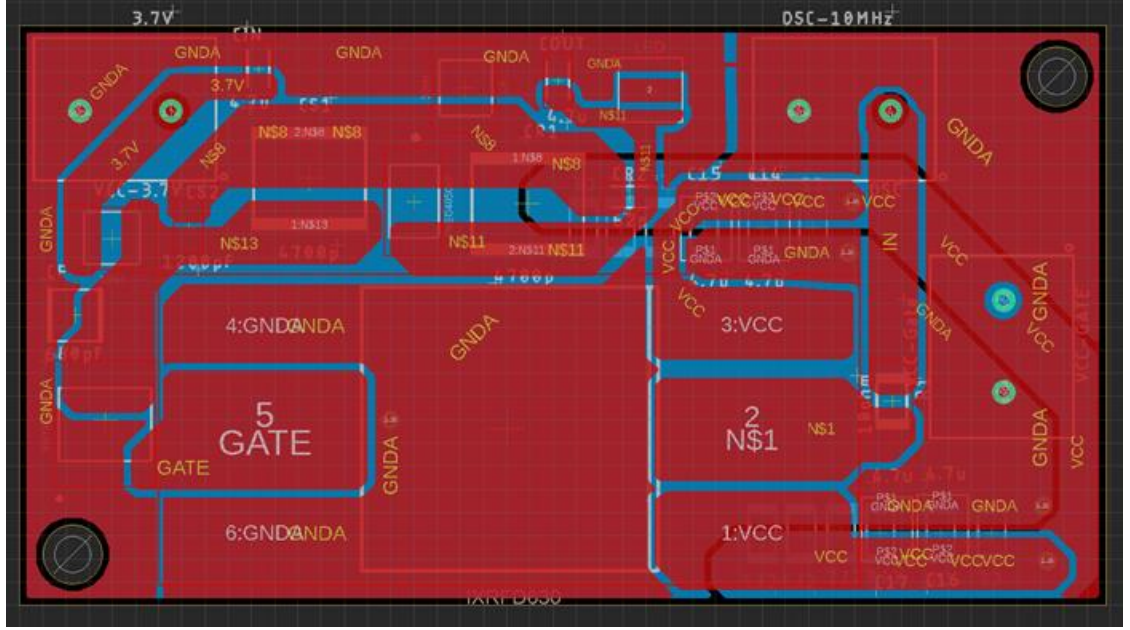


Şekil 6.2: Gerekli Beslemelerin Yapılmasıyla LED Sürücünün Çalışması

Şekil 6.3’da görüldüğü üzere LED sürücü devresinin akım-gerilim değerleri osiloskop ve akım-gerilim probları kullanılarak ölçülmüştür. Alınan sonuçlar simülasyon sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır.



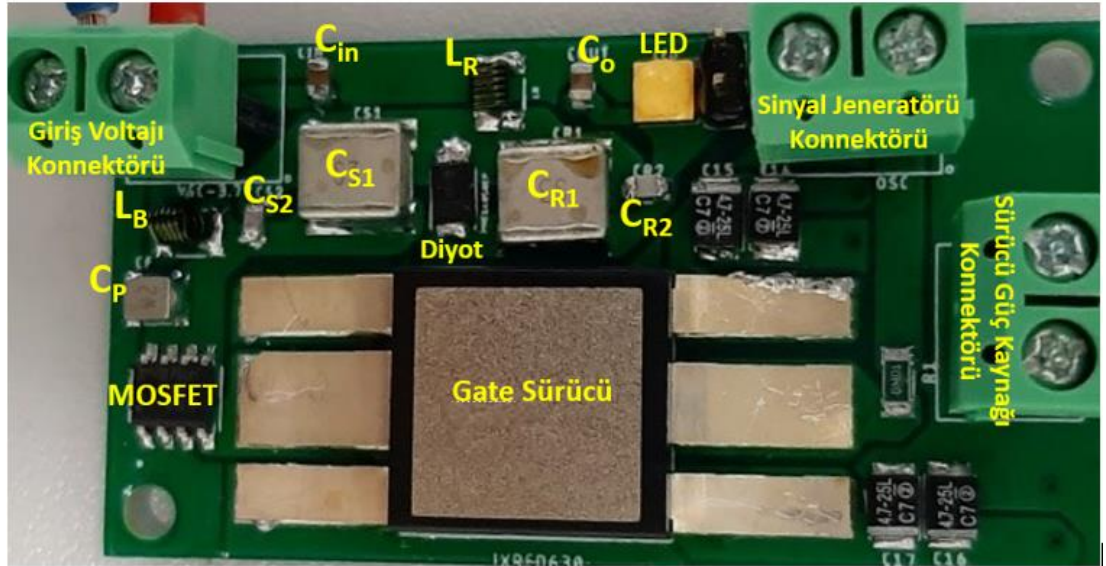
Şekil 6.3: Güç Kaynağı ile Devrenin Beslenmesi ve Osiloskop ile Akım-Gerilim Değerlerinin Ölçülmesi



Şekil 6.5: LED Sürücü PCB Tasarımı

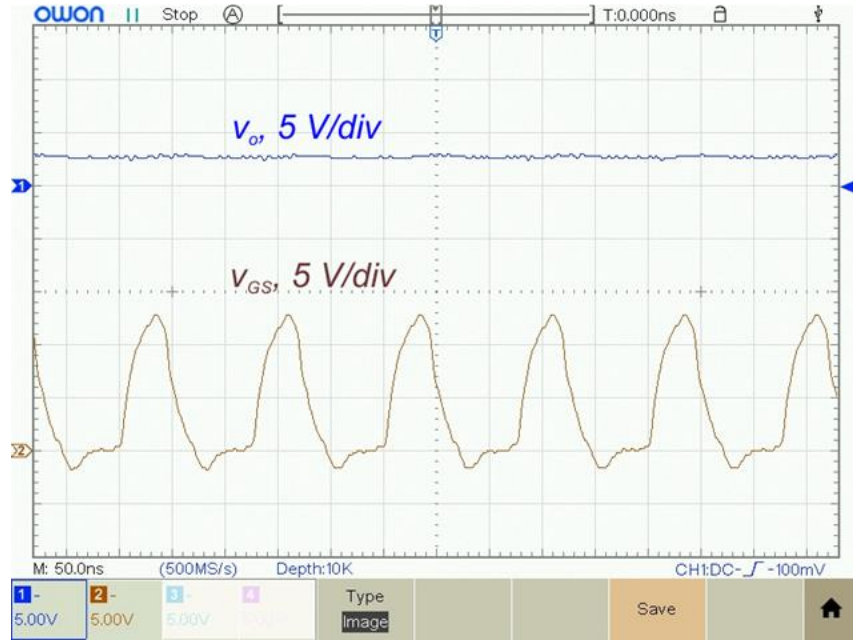
6.3 PCB ile Prototip Çalışması

PCB tasarımı ve dizgi işlemleri tamamlanan prototip Şekil 6.6’de verilmiştir.

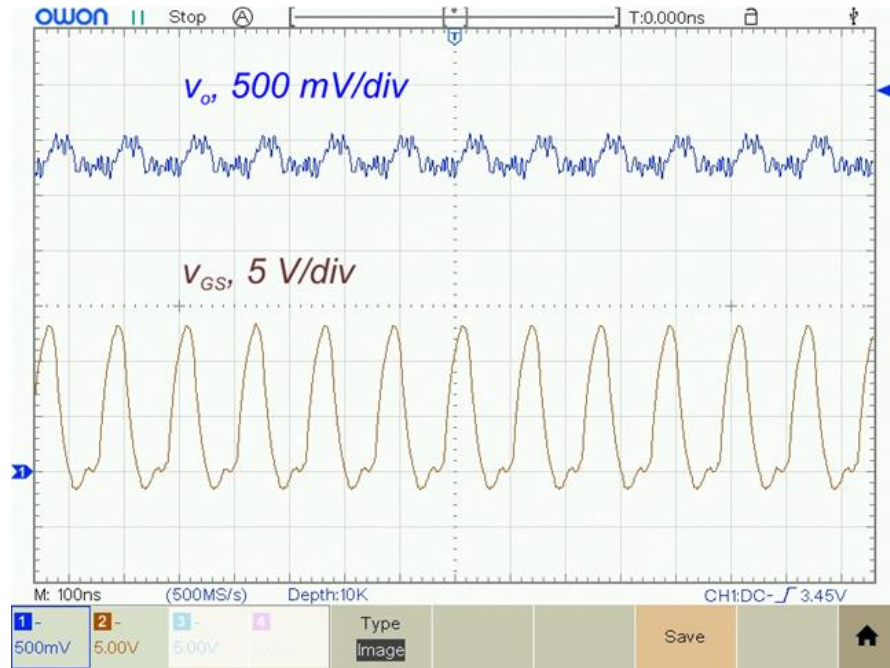


Şekil 6.6: PCB Prototip

Güç MOSFET'inin çıkış voltajı ve gate-source voltajının ölçülen dalga biçimleri Şekil 6.7'te verilmiştir.



Şekil 6.7: Çıkış Voltajı V_O ve Gate-Source Voltajı V_{GS}

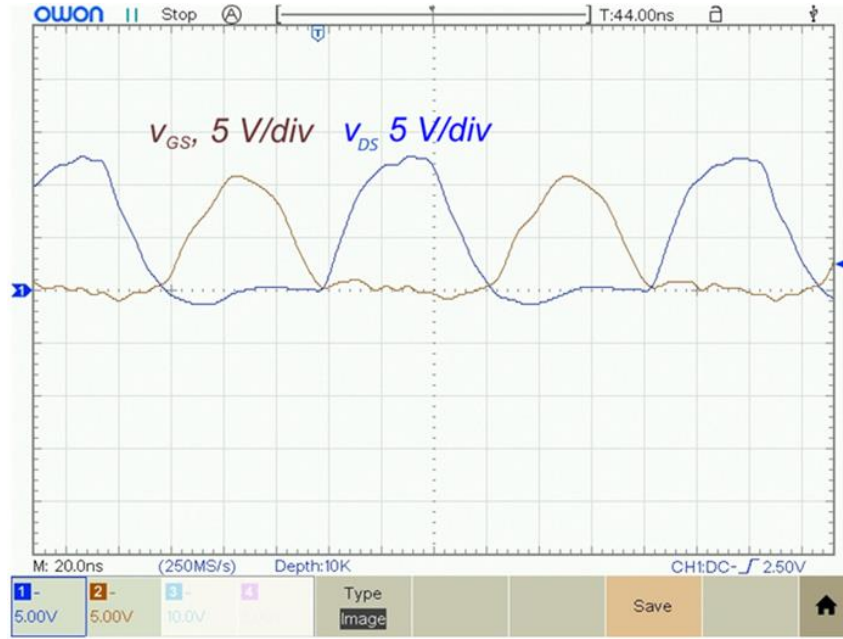


Şekil 6.8: Çıkış Voltajı Dalgalanması ve Gate-Source Voltajı

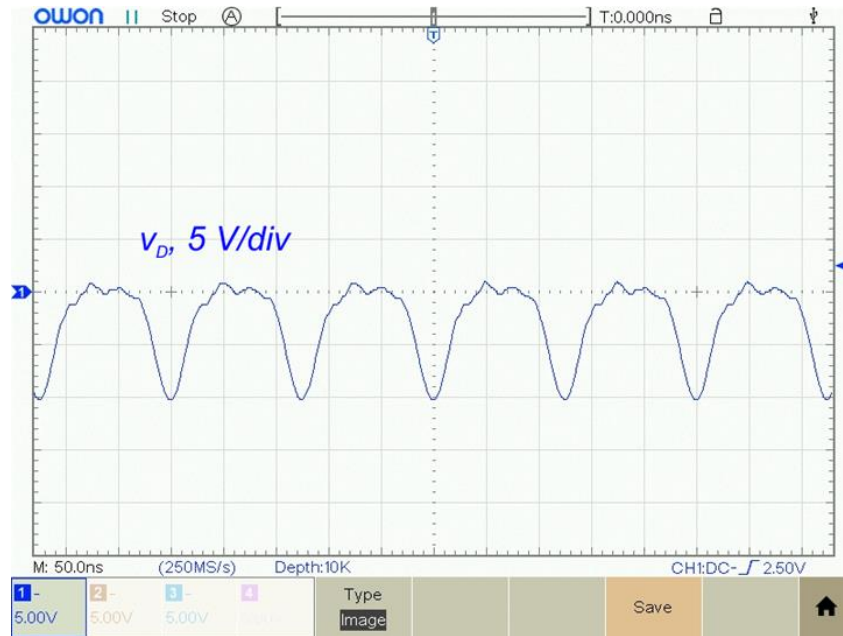
Şekil 6.9, çıkış voltajında ölçülen 320 mV dalgalanmayı göstermektedir. Dönüştürücünün çıkışında daha büyük filtre kapasitörünün kullanılmasıyla dalgalanma daha da minimize edilebilir.

MOSFET'in gate-source voltajı V_{GS} ve drain-source voltajı V_{DS} , görev oranı 0.35 iken Şekil 6.9'teki gibi ölçülmüştür. Ölçülen sonuçlara göre, güç MOSFET'i

yumuşak anahtarlama ile çalışmaktadır. Ölçülen diyot voltajı, V_D , Şekil 6.10'da verilmiştir. Diyotun tepe ters voltajı 10 V civarında ölçülür.

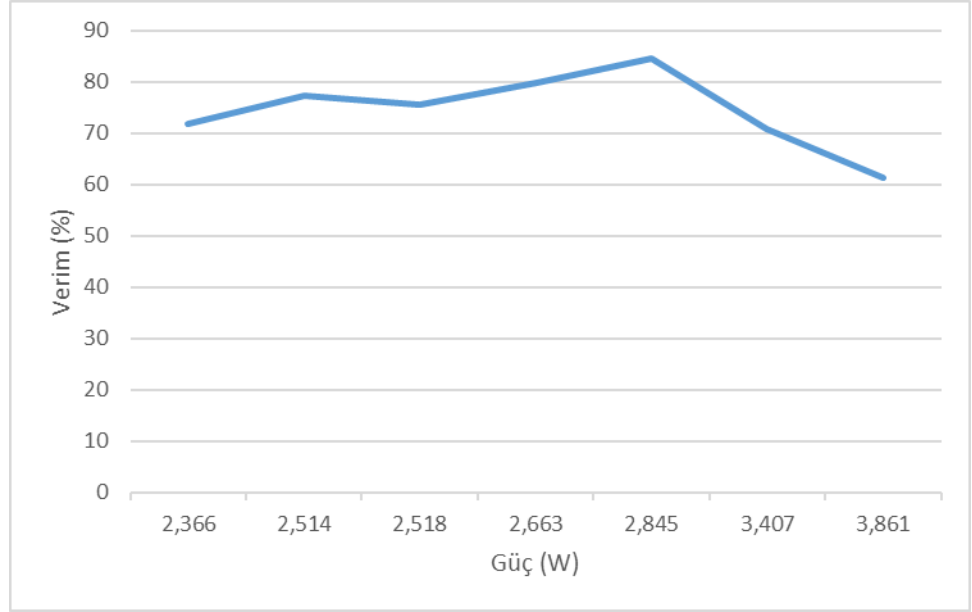


Şekil 6.9: MOSFET'in Gate-Source Voltajı V_{GS} ve Drain-Source Voltajı V_{DS}



Şekil 6.10: Diyot Voltajı V_D

Dönüştürücünün verimlilik performansı prototip üzerinde test edilmiştir. Çıkış voltajı 2,82 V ve çıkış akımı 1 A civarındayken maksimum verim %84,5 civarında ölçülür. Dönüştürücünün Güç-Verim grafiği Şekil 6.11’de verilmiştir.



Şekil 6.11: Güç- Verim Grafiği

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu yazıda, bir endoskopi sistemi için bir LED sürücü tasarımı sunulmaktadır. LED'i yüksek verimle sürmek için yumuşak anahtarlama ile çalışan rezonanslı SEPIC dönüştürücü kullanılmaktadır. Çalışma frekansı, pasif bileşen boyutlarını küçültmek, güç yoğunluğunu artırmak ve hacmi azaltmak için 8 MHz olarak seçilmiştir. Rezonanslı SEPIC dönüştürücünün inverter ve doğrultucu aşamasını içeren tasarım prosedürü, literatürde önerilen yöntemlere dayalı olarak oluşturulmuştur. Tasarım, PSIM devre simülasyon programı ile simüle edilmiştir. Son olarak, LED sürücüsünün çalışmasını doğrulamak için bir prototip oluşturulmuştur. Dönüştürücü çıkışında yük olarak yüksek güç yoğunluğuna sahip gerçek bir LED kullanılmaktadır. Çıkış voltajı LED'in tipik voltajı olan 2,82 V ve çıkış akımı 1 A civarındayken dönüştürücünün maksimum verimi %84,5 olarak ölçülmüştür.

İleride yapılacak çalışmalarda yüksek frekanslarda kullanılmak üzere üretilen GaN MOSFET ve küçük kılıflı gate sürücüler kullanılarak endoskopi sistemlerinin distal ucuna entegre edilebilir hacimce daha küçük LED sürücüler tasarlanabilir. Tasarlanan endoskopik ışık kaynağının insan dokusu üzerinde görüntüleme ve güvenlik testleri yapılmalıdır. Ayrıca LED ve sürücü için sıcaklık analizleri yapılarak soğutucu tasarımları araştırılabilir. Bunun yanında RGB LED kullanımı ile farklı doku türleri arasında ayırım yapmayı kolaylaştırmak için renk sıcaklığı ayarı üzerine çalışmalar yapılabilir.

8. KAYNAKLAR

ALKAN, MA., “DC-DC Converter: Buck-Boost Converter[Online]”,
<https://www.elektrikport.com/makale-detay/dc-dc-converter-buck-boost-converter-3%20bolum/18742#ad-image-0>, (2016).

Ashrit, L., “Pulse Width Modulation (PWM) – Generation, Applications and Advantages[Online]”, (27 Dec 2021), <https://electricalfundablog.com/pulse-width-modulation/>, (2019).

Brüggemann, D., et al. “Endoscope with Distal LED for Illumination”. *Long M. (eds) World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, Beijing, China. IFMBE Proceedings, 39. Springer, Berlin, Heidelberg., (2013).

Caudell, PH., “Rigid Endoscopes” RN, CNOR, CSPDS, ACSP, (2011).

Chamness, CJ., “Endoscopic Instrumentation And Documentation For Flexible And Rigid Endoscopy[Online]”, (8 Sep 2021), <https://veteriankey.com/endoscopic-instrumentation-and-documentation-for-flexible-and-rigid-endoscopy/>, (2016).

Cetin, S., “An Improved Zero Voltage Transition PWM Boost Converter with An Active Snubber Cell”, *Journal of Circuit, Systems, and Computers*, 25(10), 10, 1650128-1, 1650128-23, (2016).

Circuitglobe, “Light Emitting Diode[Online]”, (28 Dec 2021),
<https://circuitglobe.com/light-emitting-diode-led.html>, (2017).

Clancy, NT., Li, R., Rogers, K., Driscoll, P., Excel, P., Yandle, R., Elson, DS., “Development and Evaluation of a Light-Emitting Diode Endoscopic Light Source,” *Adv. Biomed. Clin. Diagnostic Syst.*, (2012).

Cree® XLamp® XP-L2 LEDs, Product Family Datasheet, <https://cree-led.com/products/xlamp-leds-discrete/xlamp-xp-l2>, (2016).

Culjat, M., Singh, R. And Lee, H., “Medical Devices: Surgical and Image-Guided Technologies“, ISBN: 978-0-470-54918-6. (2012).

Çelik, İ., ”Güç LED’li Aydınlatma Uygulamaları İçin Tek Katlı Güç Faktörü Düzeltmeli Sürücülerin Tasarımı Ve Gerçekleştirilmesi”, Yüksek Lisans Tezi, *Kilis 7 Aralık Üniversitesi*, Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı, Kilis, (2016).

Day, M., “LED-driver considerations”, Texas Instruments Incorporated, *Analog Applications Journal*, (2004).

Eepower, “Resistors for LED Circuits, Chapter 5 - Resistor Applications[Online]”,
<https://eepower.com/resistor-guide/resistor-applications/resistor-for-led/#>, (2020).

Elprocus, "Light Emitting Diode LED Working Application[Online]", (18 July 2021), <https://www.elprocus.com/light-emitting-diode-led-working-application/>, (2017).

Erickson, R.W., Maksimovic, D., *Fundamentals Of Power Electronics*. 2nd edn. Secaucus, NJ, USA: Kluwer Academic Publishers, (2000).

Fei, C., Gadelrab, R., Li, Q. and Lee, F.C., "High-Frequency Three-Phase Interleaved LLC Resonant Converter With GaN Devices and Integrated Planar Magnetics," *IEEE Journal of Emerging and Selected Topics in Power Electronics*, 7(2), 653-663, (2019).

Gangdian, "What are the advantages and disadvantages of xenon lamps?[Online]", (3 Nov 2021), <http://www.gdled.net/html/en/news/detail/139/>, (2019).

Gärtner, A., Belloni, P., "Optical Designs To Improve LED Lighting Efficiency Of Medical Endoscopes[online]". (15 Nisan 2020). <https://www.led-professional.com/resources-1/articles/optical-designs-to-improve-led-lighting-efficiency-of-medical-endoscopes>. (2019).

GJ, "Create a simple LED driver", *Texas Instruments*, (2015).

Groen, P. C. D., "History of the Endoscope", *IEEE*, 105(10), (2017).

Guan, Y., Liu, C., Wang, Y., Wang W., and Xu, D., "Analytical Derivation and Design of 20-MHz DC–DC Soft-Switching Resonant Converter," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 68(1), 210-221, (2021).

Hart DW., *Power Electronics*, Published by The McGraw-Hill Companies, New York, (2011).

Hasvet, "Endoskopi Kulesi[Online]", (20 Ocak 2022), <https://www.hasvet.com.tr/urundetay/endoskopi-kulesi>, (2021).

Hatzinger, M., Haecker, A., Badawi, K., Knoll, T., Kamp, S., Michel, M., "107 Georg Kelling the man who introduced modern laparoscopy into medicine". *European Urology Supplements-EUR UROL SUPPL.* 3. 29-29. 10.1016/S1569-9056(04)90109-1. (2004).

Hensman, C., Hanna, G.B., Drew, T. et al. "Total Radiated Power, Infrared Output, And Heat Generation By Cold Light Sources At The Distal End Of Endoscopes And Fiber Optic Bundle Of Light Cables". *Surg Endosc.*, 12, 335–337, (1998).

Hu, J., Sagneri, A.D., Rivas, J.M., Han, Y., Davis, S.M. and Perreault, D.J., "High frequency resonant SEPIC converter with wide input and output voltage ranges," *IEEE Power Electronics Specialists Conference*, 1397-1406, (2008).

Hunt, R. H., M.D., "Gastroenterology", A Brief History Of Endoscopy, (2001).

Irvine-Halliday, D., Peón, R., Platonova, I., “Solid State Lighting”, (ed: L. Engval) *Light Up The World Foundation*, Dept. of Electrical & Computer Engineering, Schulich School of Engineering, University of Calgary, Renewable Energy Solutions Handbook, (2005).

Jose, K.R., Shivanandan, A., Venugopal, V., Devi V. K., “DC-DC SEPIC CONVERTER TOPOLOGIES,” *International Journal of Research in Engineering and Technology*, 04(05), (2015).

Kazimierczuk, MK, Jozwik, J., "Resonant DC/DC Converter with Class-E Inverter and Class-E Rectifier," *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 36(4), 468-478, (1989).

Kazimierczuk MK., *Pulse-width Modulated DC–DC Power Converters*, 2nd edition, Wright State University, Dayton, Ohio, USA, (2016).

Kieser, C. W., “Die Einführung des Kaltlichts in die Endoskopie” [Introduction of cold light to endoscopy]. *Aktuelle Urologie*, 39(2), 130–134, (2008).

Kim, K., Youn, H., Baek, J., Jeong, Y. and Moon, G., "Analysis on Synchronous Rectifier Control to Improve Regulation Capability of High-Frequency LLC Resonant Converter," *IEEE Transactions on Power Electronics*, 33(8), 7252-7259, (2018).

Kovacevic, M., Knott, A., Andersen, M.A.E., "Very high frequency interleaved self-oscillating resonant SEPIC converter," *15th European Conference on Power Electronics and Applications (EPE)*, 1-9, (2013).

Lamar, D. G., “Latest developments in LED drivers”, *Power Supplies Group - Electrical Engineering Department of the University of Oviedo*, 33204 Gijon, Spain, (2020).

Li, M., Ouyang Z. and Andersen, M.A.E., "High frequency LLC resonant converter with magnetic shunt integrated planar transformer," *IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, 2678-2685, (2018).

Madsen, MP., Knott, A., Andersen, MAE., “Very High Frequency Resonant DC/DC Converters for LED Lighting”, *2013 Twenty-Eighth Annual IEEE Applied Power Electronics Conference and Exposition (APEC)*, (2013).

Make-it.ca, “LED Specifications and Application Notes[Online]”, (8 Dec 2021), <https://www.make-it.ca/led-specifications/>, (2021).

Make-it.ca, “LED Specifications[Online]”, (20 Dec 2021), <https://www.make-it.ca/led-specifications/>, (2021).

Menteşeoğlu, D., "Yeni Nesil Aydınlatma Sistemleri-LED Işık Kaynakları", *EMO İzmir Şubesi Dergisi*, Mayıs, 29–31, (2011).

- Musumeci, S., "Passive and Active Topologies Investigation for LED Driver Circuits[Online]", London, United Kingdom: IntechOpen, <https://www.intechopen.com/chapters/76115>, (2021).
- Nair, GB., Dhoble, SJ., "Fundamentals of LEDs", *The Fundamentals and Applications of Light-Emitting Diodes*, (2021).
- Nur, Y., Knott, A., Petersen, L.P., "High frequency Soft Switching Half Bridge Series-Resonant DC-DC Converter Utilizing Gallium Nitride FETs," *19th European Conference on Power Electronics and Applications IEEE*, (2017).
- Öztürk, M., "Development of the White Light Emitting Diode Illuminated Endoscopic Light Source", Master's Thesis, *Fatih University*, Istanbul. (2015).
- Payne, JT., "Arthroscopy[Online]", (12 Kasım 2021), <https://veteriankey.com/arthroscopy-2/John T. Payne>, (2016).
- Pellegrini, L., "Popular Converter Topologies of LED Drivers[Online]", (15 Sep 2021), <https://eepower.com/technical-articles/popular-converter-topologies-of-led-drivers/#>, (2020).
- Prodigit, "LED Driver Test Description[Online]" (20 Feb 2022), <https://www.prodigit.com/show/led-driver-test-description-1576814512.htm>, (2019).
- (PHAC)Public Health Agency of Canada "Infection Prevention and Control Guideline for Flexible Gastrointestinal Endoscopy and Flexible Bronchoscopy", Cat.: HP40-55/2010E-PDF ISBN: 978-1-100-17223-1, Canada, (2010).
- Rahmani, M., "High Power Long Lifetime LED Drivers", Master's Thesis, *Energy Systems Department of Electrical and Computer Engineering, University of Alberta*, (2018).
- Richardson, C., "LED Applications and Driving Techniques", *National Semiconductor Corporation*, (2007).
- Rivas, JM., Jackson, D., Leitermann, O., Sagneri, A.D., Han Y., and Perreault, D.J., "Design considerations for very high frequency dc-dc converters," *37th IEEE Power Electronics Specialists Conference*, 1-11, (2006).
- SecondWiki, "Cold Light Source[Online]", (13 Dec 2021), <https://second.wiki/wiki/kaltlichtquelle>, (2004).
- Smith, K. M., Smedley, K. M., "Properties and Synthesis of Passive Lossless Soft-Switching PWM Converters", *IEEE Transactions on Power Electronics*, 14(5), 890-899, (1999).
- Smith, T., "Endoscopy", *British Medical Association Complete Family Health Encyclopedia*, 1st edn. London, Dorling Kindersley Ltd., (1990).

Suma, H.N., Abhishek A.M. and Kumar S.A., “Acquisition and Database Management System for the Endoscopic Images”, *International Journal of Computer Applications*, (0975 – 8887), 30(8), (2011).

Şehirli, E., Üstün, Ö., “Yüksek Güç Faktörlü SEPIC LED Sürücünün Tasarımı ve Uygulanması”, *International Conference On Electrical And Electronics Engineering*, (2016).

Tabisz W., Lee, F., “Zero-voltage-switching multiresonant technique: A novel approach to improve performance of high-frequency quasi-resonant converters.” *IEEE Transactions on Power Electronics*. 4(4), 450–458, (1989).

Techon, W., “DC Motor Speed Control Using Arduino & PWM[Online]”, (4 June 2021) <https://duino4projects.com/dc-motor-speed-control-using-arduino-pwm/>, (2018).

T.C. Milli Eğitim Bakanlığı Biyomedikal Cihaz Teknolojileri, “Endoskopik Görüntüleyiciler”, 523EO0206, Ankara, (2012).

Todd, E. F. D., Ertas, H., Hamel, A. J., “Disposable Attachable Light Source Unit For An Endoscope”, US8029439B2, *United States Patent*, (2005).

Tuncer, M., “LED Sürücü Devresinin Tasarım ve Simülasyonu”, Yüksek Lisans Tezi, *Fen Bilimleri Enstitüsü*, İstanbul, (2019).

Wang, Y., Lucia, O., Zhang, Z., Gao, S., Guan Y., and Xu, D., "A Review of High Frequency Power Converters and Related Technologies," *IEEE Open Journal of the Industrial Electronics Society*, 1, 247-260, (2020).

Wikipedia, “Endoscopy[online]”, (12 Mart 2020) <http://en.wikipedia.org/wiki/Endoscopy>, (2003).

Wikipedia, “Xenon[Online]”, (5 Nov 2021), https://en.wikipedia.org/wiki/Xenon_arc_lamp, (2005).

Wikipedia, “Halogen Lamp[Online]”, (5 Jan 2022), https://en.wikipedia.org/wiki/Halogen_lamp, (2021).

Winder, S., *Power Supplies for LED Driving*, Second Edition, Cambridge, MA 02139, United States, (2017).

Wikipedia, “Single-ended primary-inductor converter[online]”, (15 Feb 2021), https://en.wikipedia.org/wiki/Single-ended_primary-inductor_converter (2020).

Whelan, M., DeLair, R., “The Halogen Lamp[Online]”, (26 Dec 2021), <http://www.edisontechcenter.org/halogen.html>, (2013).

Wypych, G., “Laboratory Degradation Studies”, Ed: George Wypych, *Handbook of Material Weathering*, ChemTec, 159-194, ISBN 9781927885314, (2018).

Zhang, Z., Lin, J., Zhou, Y., Ren, X., “Analysis and Decoupling Design of a 30 MHz Resonant SEPIC Converter”, *IEEE Transactions on Power Electronics*, 31(6), 4536–4548., (2016).

Zulauf, G., Tong, Z., Plummer J.D., and Rivas-Davila, J.M., "Active Power Device Selection in High- and Very-High-Frequency Power Converters," *IEEE Transactions on Power Electronics*, 34(7), 6818-6833, (2019).