

T.C.
SIİRT ÜNİVERSİTESİ
SAĞLIK BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

VETERİNER CERRAHİDE LAZER

Vet. Hek. Gültekin KÜLEKÇİ

DOKTORA SEMİNERİ
Veterinerlik Cerrahisi Anabilim Dalı

Danışman
Prof. Dr. Mehmet SAĞLAM

SIİRT-2026

İÇİNDEKİLER

İÇİNDEKİLER	II
SİMGELER VE KISALTMALAR	IV
TABLOLAR LİSTESİ	V
ŞEKİLLER LİSTESİ	V
1. GİRİŞ.....	1
1.1. Lazer Nedir?.....	2
1.2. Lazerin Tarihçesi.....	3
1.2.1. Genel Tarihçe	3
1.2.2. Lazerin Medikal Alandaki Tarihçesi	3
1.2.3. Veteriner Hekimlikte Lazerin Tarihçesi	4
1.3. Lazerin Temel Özellikleri.....	4
1.3.1. Monokromatiklik (Tek Dalga Boylu)	4
1.3.2. Koherans (Eş Fazlılık)	5
1.3.3. Kolimasyon (Paralel Işın Demeti)	5
1.4. Lazerin Temel Bileşenleri.....	5
1.4.1. Aktif Ortam (Gain Medium - Kazanç Ortamı)	5
1.4.2. Enerji Kaynağı (Pump Source - Pompalama Kaynağı)	5
1.4.3. Optik Rezonatör (Optical Cavity - Optik Boşluk).....	5
1.5. Lazer Nasıl Çalışır? (Uyarılmış Emisyon Mekanizması)	6
2. ELEKTROMANYETİK SPEKTRUM VE LAZER IŞINI	7
2.1. Elektromanyetik Spektrum Nedir?.....	7
2.2. Görünür Işık Aralığı (380-700 nm)	8
2.3. Hayvanların Görebildiği Aralıklar	8
2.4. Lazerlerin Elektromanyetik Spektrumdaki Yeri	10
3. LAZER TÜRLERİ VE SINIFLANDIRMA.....	10
3.1. Aktif Ortamına Göre Sınıflandırma	10
3.1.1. Gaz Lazerler	10
3.1.2. Katı Hal Lazerler	11
3.1.3. Yarı İletken (Diyot) Lazerler	11
3.1.4. Sıvı (Boya) Lazerler	12
3.2. Güç Seviyesine Göre Sınıflandırma	12
3.3. Lazerin Dalga Modları	13
3.5. Lazerin Aplikatör Tipleri / Handpiece	13
3.6. Güvenlik Sınıflandırması.....	14
3.7. Veteriner Hekimlikte Kullanılan Lazerler	14
4. LAZER-DOKU ETKİLEŞİMİ VE BİYOLOJİK ETKİLERİ	15
4.1. Lazerin Dokuyla Etkileşim Türleri	16
4.1.1. Fototermal Etki (Isı Etkisi)	16
4.1.2. Fotokimyasal Etki.....	17
4.1.3. Fotomekanik Etki (Fotoakustik Etki).	19
4.1.4. Termal gevşeme süresi (TRT).....	19
4.2. Lazerin Farklı Doku ve Organlar Üzerindeki Etkileri.....	19
4.2.1. Deri (Epidermis, Dermis, Hipodermis).....	19
4.2.2. Bağ Dokusu	20
4.2.3. Kas Dokusu	20

4.2.4. Kemik Dokusu.....	20
4.2.5. Kıkırdak Dokusu	21
4.2.6. Sinir Dokusu.....	21
4.2.7. Kan Damarları	21
4.2.8. Lenf Sistemi	21
4.2.9. Yağ Dokusu.....	21
4.2.10. Kanser Hücreleri.....	22
4.3. Fizyolojik Etkiler	22
4.3.1. Analjezik Etki.....	22
4.3.2. Anti-inflamatuar Etki.....	22
4.3.3. Yara İyileşmesini Hızlandırma.....	23
4.3.4. Dolaşımı İyileştirme	23
4.3.5. Nörorejeneratif Etki.....	23
4.3.6. Antimikrobiyal Etki.....	23
4.3.7. İmmünomodülatör Etki.....	24
4.4. Lazer Penetrasyon Derinlikleri	24
4.4.1. Dalga Boyuna Göre Doku Penetrasyon Derinliği	24
4.4.2. Kromoforlar ve Hedefleri	24
5. BEŞERİ TIP ALANINDA LAZER KULLANIMI	25
6. VETERİNER HEKİMLİK ALANINDA LAZER KULLANIMI	26
6.1. Cerrahi Lazer Uygulamaları	26
6.1.1. CO ₂ Lazer Uygulamaları (En Yaygın Cerrahi Lazer)	26
6.1.2. Diyet Lazer Uygulamaları	27
6.1.3. Nd:YAG Lazer Uygulamaları	27
6.1.4. Ho:YAG Lazer Uygulamaları	27
6.1.5. Er:YAG Lazer Uygulamaları	27
6.2. Düşük Seviyeli Lazer Terapisi (LLLT) / Fotobiyomodülasyon (FBM)...	28
6.3. Endikasyonları	28
6.3.1. Cerrahi Lazer Endikasyonları.....	28
6.3.2. Terapötik Lazer (FBM) Endikasyonları	29
6.4. Kontrendikasyonları	29
6.4.1. Yüksek Dereceli Kontrendikasyonlar	29
6.4.2. Düşük Dereceli Kontrendikasyonlar	30
6.5. Güvenlik Önlemleri.....	31
6.6. Avantajları	32
6.6.1. Cerrahi Lazerin Avantajları.....	32
6.6.2. Terapötik Lazerin (FBM) Avantajları	32
7. SONUÇ	33
KAYNAKLAR	35

SİMGELER VE KISALTMALAR

Kısaltma	Açıklama
ADP	: Adenozin difosfat
ATP	: Adenozin Trifosfat
BOAS	: Brakisefalik obstrüktif hava yolu sendromu
CCO	: Cytochrome c oxidase
CO ₂	: Karbon dioksit
Diod	: İki elektrotlu devre elemanı
DNA	: Deoksiribonükleik asit
EMS	: Elektromanyetik spektrum
ErYag	: Erbiyum-doped yttrium aluminum garne
FDT	: Fotobiyomodülasyon
FDT	: Fotodinamik tedavi
GaAlAs	: Galyum arsenid
H ₂ O	: Su
Hgb	: Hemoglobin
Ho:YAG	: Holmiyum-doped yttrium aluminum garne
IR	: Kızılötesi
KTP (532 nm)	: Potasyum titanil fosfat
LASIX	: Lazer in situ keratomileusis
LAZER	: Light amplification by stimulated emission of radiation
LLLT	: Low-level laser therapy
Nd:YAG	: Neodymium-doped yttrium aluminum garnet
NF- κ B	: Nükleer faktör kappa b
NO	: Nitrik Oksit
NSAID	: Non-steroidal anti inflamatuvar
UV	: Ultraviyole

TABLÖLAR LİSTESİ

Tablo 1.	Lazer türleri; ortam, dalga boyu, kromofor türü ve uygulamaları	18
Tablo 2.	Sıcaklık artışına bağlı olarak gözlemlenen doku değişiklikleri ve bu termal etkilerin klinik sonuçları	22

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1: Uyarılmış emisyon prensibi: Bir foton uyarılmış atomla etkileşerek özdeş ikinci bir foton üretir (Gönenci ve Orhun, 2024).:.....	7
--	---

Şekil 2: Lazerin temel prensipleri ve bileşenleri (Gönenci ve Orhun, 2024).	7
--	---

1. GİRİŞ

Lazer teknolojisi 1960'lı yıllardan bu yana tıp alanında devrim niteliğinde gelişmelere öncülük etmiş, modern cerrahinin ve tedavi yöntemlerinin vazgeçilmez bir parçası haline gelmiştir. İlk olarak 1960 yılında Theodore H. Maiman tarafından üretilen yakut lazer, kısa sürede tıbbi uygulamalara adapte edilmiş ve özellikle 1970'li yıllardan itibaren veteriner hekimlikte de kullanılmaya başlanmıştır (Choy 1988, Blikslager ve Tate 2000).

Lazer ışını; monokromatik, koherent ve kolime yapıda olma gibi kendine özgü fiziksel niteliklere sahiptir. Bu belirleyici özellikler, lazer enerjisinin hedef dokuya yüksek hassasiyetle odaklanmasını sağlarken, çevre dokularda oluşabilecek termal veya mekanik hasarı minimize ederek terapötik etkinliği maksimize etmeye olanak tanır (Sarbadhikary ve ark. 2022). Bu bağlamda, lazer-doku etkileşimi mekanizmalarının kavranması; kullanılan lazer cihazlarının penetrasyon derinlikleri, klinik endikasyonları, kontrendikasyonları ve uygulamaya yönelik güvenlik önlemleri gibi hususların klinik uygulamalardaki önemini artırmaktadır (Romanos 2021).

Lazer kullanımı, başlıca iki ana alanda yoğunlaşmaktadır. Birincisi yüksek güçlü cerrahi lazerlerdir; bunlar, dokuyu kesmek, buharlaştırmak ve koagüle etmek amacıyla kullanılmaktadır. CO₂ lazer, Nd:YAG lazer, Ho:YAG lazer ve Diyot lazer bu kategorinin başlıca çeşitleridir. Diyot lazerler içerisinde mavi diyot lazer teknolojisi, özellikle 445-450 nm dalga boyu aralığında dokudaki hemoglobin ve melanin gibi kromoforlar tarafından yüksek absorpsiyon kapasitesiyle öne çıkmaktadır (Meisgeier ve ark. 2023). Bu spesifik dalga boyu, cerrahi işlemlerde çevre dokularda minimal termal hasar ve daha az saçılma ile son derece hassas ve temiz bir kesim sağlarken, üstün hemostatik etki sunmaktadır (Jiang ve ark. 2023, Meisgeier ve ark. 2023). Ayrıca, bu dalga boyunun porfirinler üzerindeki etkisiyle indüklediği reaktif oksijen türleri sayesinde dokuda sağladığı güçlü antibakteriyel etki, özellikle yumuşak doku cerrahilerinde enfeksiyon riskini minimize ederek iyileşme süreçlerini anlamlı düzeyde hızlandırmaktadır (Dompe ve ark. 2020).

Veteriner hekimliğinde lazer ilişkili tedaviler gittikçe artan bir ivme ile kendine alan bulmaktadır. Bu bağlamda, cerrahi prosedürlerin yanı sıra düşük seviyeli lazer terapisi veya fotobiyomodülasyon, özellikle kronik ağrı yönetimi, yara iyileşmesinin desteklenmesi ve kas-iskelet sistemi enflamasyonlarının azaltılması gibi terapötik

süreçlerde cerrahi dışı yöntemler olarak klinik uygulamalarda giderek daha sık tercih edilmektedir (Öcal ve Kumandaş 2019, Giovagnoli ve Vermeulen 2026).

Veteriner hekimliği alanında cerrahi lazerler, geleneksel bistüri ile karşılaştırıldığında önemli avantajlara sahiptir. Minimum kanama, daha az postoperatif ağrı, düşük enfeksiyon riski, hassas doku kontrolü ve daha hızlı iyileşme süreci, sağladığı önemli avantajlardır. Öte yandan, terapötik lazer uygulamaları, ilaçsız ağrı yönetimi sağlayarak, gastrointestinal sistem yan etkilerini ortadan kaldırmakta, yara iyileşmesini hızlandırmakta ve kronik hastalıklardaki uygulamalarıyla hastanın yaşam kalitesini artırmaktadır (Giovagnoli ve Vermeulen 2026). Ayrıca, günümüzde veteriner hekimlikte lazer teknolojisi; evcil hayvanların yanı sıra, yaban hayvanları klinik çalışmaları kapsamında geniş bir uygulama alanına sahiptir (Rupley ve Parrott-Nenezian 2002).

Yukarıda belirtildiği gibi fotodinamik tedavi "FDT" (ışığa duyarlı ilaçların tedavideki uygulamalarında daha aktif hale getirilmesi için), lazer litotripsi (böbrek, vesica urinaria ve üreter), geleneksel iğne akupunkturu yerine lazer ile akupunktur noktalarının uyarılması ve robotik lazer cerrahisi gibi ileri uygulamaların, lazerin veteriner hekimlikte, tedavi alanındaki gelişimini gözler önüne sermektedir (Rupley ve Parrott-Nenezian 2002, Pryor ve Millis 2015).

Bu seminer sunumunda, lazer teknolojisinin temel fizik prensiplerinden biyolojik etki mekanizmalarına kadar, farklı lazer uygulamalarının veteriner klinik alanında endike olduğu uygulamalarının ayrıntılı olarak aktarılması amaçlanmıştır.

1.1. Lazer Nedir?

LASER, İngilizce "Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation" ifadesinin baş harflerinden oluşan bir kısaltmadır. Türkçe karşılığı " Uyarılmış Işıma ile Işığın Güçlendirilmesi" dir. Bu şekilde kendine özgü elde edilen ışık demeti, çeşitli özelliklere sahip lazer cihazlarıyla farklı dokularda değişik amaçlarla uygulanmaktadır (Stoker 2005, Romanos 2021).

Lazer; uyarılmış emisyon yoluyla üretilen, tek dalga boylu (monokromatik), eş fazlı (koherant, tüm ışık dalgaları birbirine uyumlu ve düzenli) ve paralel (kolime) ışık demetidir. Bu özellikleriyle, lazer'in normal bir ampulden veya güneşten gelen ışıktan temel olarak farklı olmasını sağlamaktadır. Bu foton demetleri, yüksek enerji yoğunlukları sayesinde hedeflenen biyolojik dokularda termal, mekanik veya fotokimyasal etkileşimler yaratarak cerrahi insizyonlardan iyileşmeyi hızlandıran

fotobiyomodülasyon süreçlerine kadar geniş bir spektrumda etkinlik göstermektedir (Stoker 2005, Öcal ve Kumandaş 2019, Romanos 2021, Dunlap 2023).

1.2. Lazerin Tarihçesi

1.2.1. Genel Tarihçe

Lazer teknolojisinin temelleri, 20. yüzyılın başlarında kuantum fiziğinin gelişimiyle atılmıştır. 1917 yılında Albert Einstein, "Radyasyonun Kuantum Teorisi" adlı çalışmasında uyarılmış emisyon kavramını teorik olarak ortaya koymuştur. Bu teori; uyarılmış haldeki bir atomun, dışarıdan gelen bir fotonun etkisiyle aynı özelliklere sahip ikinci bir foton yayabileceğini öngörmektedir (Choy 1988, Gross ve Herrmann 2007, Liew 2015). Charles H. Townes, James P. Gordon ve Herbert J. Zeiger 1954 yılında, 23870 MHz frekansında mikrodalga radyasyon üreten ilk MASER cihazını geliştirmişlerdir (Smith 1957, Choy 1988). Theodore H. Maiman, 16 Mayıs 1960 tarihinde Hughes Araştırma Laboratuvarı'nda yakut kristalini aktif ortam olarak kullanan ve 694 nm dalga boyunda kırmızı ışık yayan ilk çalışan lazeri üretmiştir. Maiman'ın bu başarısı, teknoloji tarihinin en önemli dönüm noktalarından biri olarak kabul edilmektedir (Choy 1988). 1962 yılında ilk yarı iletken lazer (Bernardo ve ark. 2024), 1964 yılında ise Neodim lazer (Leconte 2016), CO₂ lazer (Uno 2012) ve Argon lazer geliştirilmiştir (Jalil 2024). Lazer teknolojisindeki bu hızlı gelişim, lazerin tıbbi uygulamalara kısa sürede adapte edilmesine zemin hazırlamıştır (Choy 1988). Bu tarihsel süreçteki teknolojik ilerlemeler, 1961 yılında He-Ne lazerlerin ve ardından çeşitli dalga boylu sistemlerin geliştirilmesiyle ivme kazanmış, günümüzde ise özellikle dokudaki hemoglobinin ve melanin kromoforlarına gösterdiği yüksek absorpsiyon kapasitesiyle cerrahi hassasiyeti artıran mavi diyot lazer teknolojisinin entegrasyonu ile zenginleşmiştir (Meisgeier ve ark. 2023).

1.2.2. Lazerin Medikal Alandaki Tarihçesi

Leon Goldman, 1960'ların başında yakut lazerini kullanarak dermatolojideki ilk tıbbi uygulamayı gerçekleştirmiştir. İlerleyen yıllarda dövme silme gibi prosedürler yaygınlaşmıştır. 1963 yılında ise McGuff, yakut lazer teknolojisi ile aterosklerotik plakların deneysel ablasyonunu uygulamıştır (Choy 1988). Bu öncü çalışmalar, lazerin tıbbi alandaki tedavi potansiyelini ortaya koymuştur.

Choy ve Ginsburg 1983 yılında, ilk klinik lazer anjiyoplasti uygulamasını insanlarda başarıyla gerçekleştirmiş olup (Choy 1988, Sarbadhikary ve ark. 2022), bu

tarihten itibaren lazer uygulamaları oftalmoloji, dermatoloji, üroloji, gastroenteroloji ve birçok cerrahi alanda yaygın olarak kullanımı başlamıştır (Bartels 2002, Gross ve Herrmann 2007, Tomlinson ve ark. 2011, Pryor ve Millis 2015).

1.2.3. Veteriner Hekimlikte Lazerin Tarihçesi

Veteriner hekimlikte lazer kullanımının başlangıcı, 1972 yılında Jako'nun köpeklerde CO₂ lazer ile vokalektomi işlemini gerçekleştirmesine dayanmaktadır. Bu, veteriner hekimlik literatüründe bildirilen ilk lazer uygulamasıdır. Ancak 1980'li yılların ortasına kadar lazer cihazlarının yüksek maliyeti, hayvanlarda kullanımın yaygınlaşmasını geciktirmiştir. Atlarda 1980'lerin ortasında, ilk CO₂ ve Nd:YAG lazer uygulamaları, üst solunum yolu anomalilerinin (laringoplasti, aritenoid kondritisi) tedavisiyle başladı. 1990'larda diyet lazerlerin gelişimi ve küçük hayvan cerrahisinde CO₂ lazerin yaygınlaşması, veteriner lazer cerrahisinde önemli bir dönüm noktası olarak kabul edilmektedir (Bartels 2002).

2000'li yıllardan itibaren düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT/PBM); veteriner hekimliğin klinik pratiğinde hızla yaygınlaşarak, diyet lazerler hayvanat bahçeleri ve egzotik hayvan hekimliğinde kullanılmaya başlanmıştır. 2006 yılında köpeklerde dış kulak yolunda, CO₂ lazer ile video otoskop yardımıyla minimal invaziv fotoablasyon gerçekleştirilmiş, 2007'de ise, çığır açan bir uygulama olarak köpekte “Da Vinci Robotik Cerrahi Sistemi” ile CO₂ lazer supraglottic laryngectomy gerçekleştirilmiştir (Bartels 2002).

2010'lu yıllarda fotobiyomodülasyon terapisi (FBM), veteriner rehabilitasyon alanında yaygın bir tedavi olarak kabul görmüştür (Altinkaya, 2022). 2019'dan günümüze Er:YAG lazer ile periodontal rejenerasyon ve lazer ensizyon yarası iyileşmesi konusundaki yeni çalışmalarla devam etmektedir (Bartels 2002, Tomlinson ve ark. 2011, Pryor ve Millis 2015, Okano 2025).

1.3. Lazerin Temel Özellikleri

1.3.1. Monokromatiklik (Tek Dalga Boylu)

Normal bir beyaz ışık kaynağı, birçok farklı dalga boyunu aynı anda yaymaktadır. Lazer ise, sadece tek bir dalga boyunda ışık üretir. Bu, lazerin sadece hemoglobini veya sadece su moleküllerini hedefleyebilmesini sağlar. Monokromatiklik, tedavide hassasiyetin temelidir (Stoker 2005, Cem 2012).

1.3.2. Koherans (Eş Fazlılık)

Koherant ışıktaki tüm fotonlar (ışık parçacıkları) aynı fazda, yani dalga tepeleri ve çukurları hizalı şekilde ilerler. Normal ışıktaki fotonlar rastgele fazlarda hareket eder. Koherans sayesinde lazer ışını çok yüksek yoğunluklara odaklanabilir ve enerjisi verimli bir şekilde hedefe aktarılır (Stoker 2005).

1.3.3. Kolimasyon (Paralel Işın Demeti)

Lazer sistemleri, ışığı birbirine paralel bir demet halinde ileterek, diğer ışık kaynaklarının aksine neredeyse hiç dağılmadan (minimal diverjans ile). düz bir çizgide ilerlemesini sağlar (Cem 2012). Bu paralel ışın profili, lazer enerjisinin kilometrelerce öteye minimal kayıpla taşınabilmesine ve çok küçük bir noktaya yüksek yoğunlukta odaklanabilmesine imkan tanır. Bu odaklanma yeteneği, lazerin cerrahi uygulamalardaki yüksek hassasiyetinin temelini oluşturur (Stoker 2005).

1.4. Lazerin Temel Bileşenleri

Her lazer cihazı üç temel bileşenden oluşmaktadır. Bunlar; ışınım döngüsünü başlatan aktif ortam, enerjiyi yükselten bir optik rezonatör ve sisteme gerekli enerjiyi sağlayan bir uyarıcı kaynaktır.

1.4.1. Aktif Ortam (Gain Medium - Kazanç Ortamı)

Lazer, ışınının üretildiği maddedir. Bu madde; gaz (CO_2 , argon, helyum-neon gibi), katı (yakut kristali, Nd:YAG kristali gibi), sıvı (organik boya çözeltileri) veya yarı iletken (galyum, alüminyum, arsenid gibi) olabilir. Aktif ortamın türü, üretilen lazerin dalga boyunu ve dolayısıyla hangi klinik uygulamada kullanılacağını belirler (Panova ve ark. 2023).

1.4.2. Enerji Kaynağı (Pump Source - Pompalama Kaynağı)

Aktif ortamdaki atomları veya molekülleri uyarak popülasyon inversiyonu (uyarılmış atomların sayısının temel haldeki atomları aşması durumu) oluşturan enerji kaynağıdır. Bu kaynak; elektrik akımı, flaş lamba, başka bir lazer veya kimyasal reaksiyon olabilir (Mysliwiec ve ark. 2021).

1.4.3. Optik Rezonatör (Optical Cavity - Optik Boşluk)

Aktif ortamın her iki ucuna yerleştirilmiş iki aynadan oluşan sistemdir. Bir ayna tam yansıtıcı (%100 yansıtma), diğer ayna ise kısmen yansıtıcıdır (genellikle %95-99

yansıtma). Fotonlar bu iki ayna arasında ileri geri yansıyarak aktif ortamdan her geçişlerinde yeni fotonları uyarır ve ışık amplifikasyonu (güçlendirme) gerçekleşir. Kısmen yansıtıcı aynadan çıkan fotonlar, kullanılabilir lazer ışığını oluşturur (Stoker 2005, Romanos 2021).

1.5. Lazer Nasıl Çalışır? (Uyarılmış Emisyon Mekanizması)

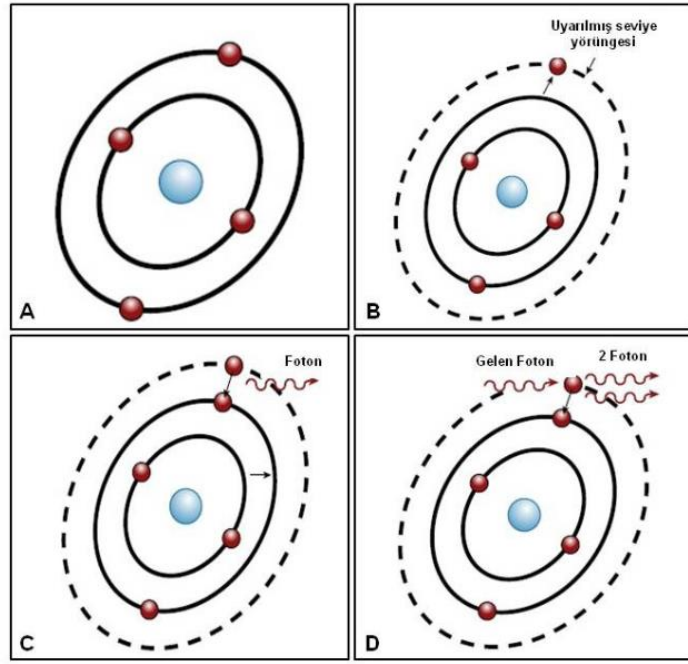
Lazerin çalışma prensibi, Albert Einstein'ın 1917'de teorik olarak öngördüğü "uyarılmış emisyon" (stimulated emission) mekanizmasına dayanmaktadır (Choy 1988). Bu süreç aşağıdaki adımlarla gerçekleşir:

Adım 1 - Enerji Absorpsiyonu (Soğurma): Enerji kaynağı, aktif ortamdaki atomlara enerji verir. Atom, bu enerjiyi absorbe ederek temel enerji seviyesinden daha yüksek bir enerji seviyesine uyarılmış halde çıkar. Bu duruma "pompalama" denir (Ma 2019).

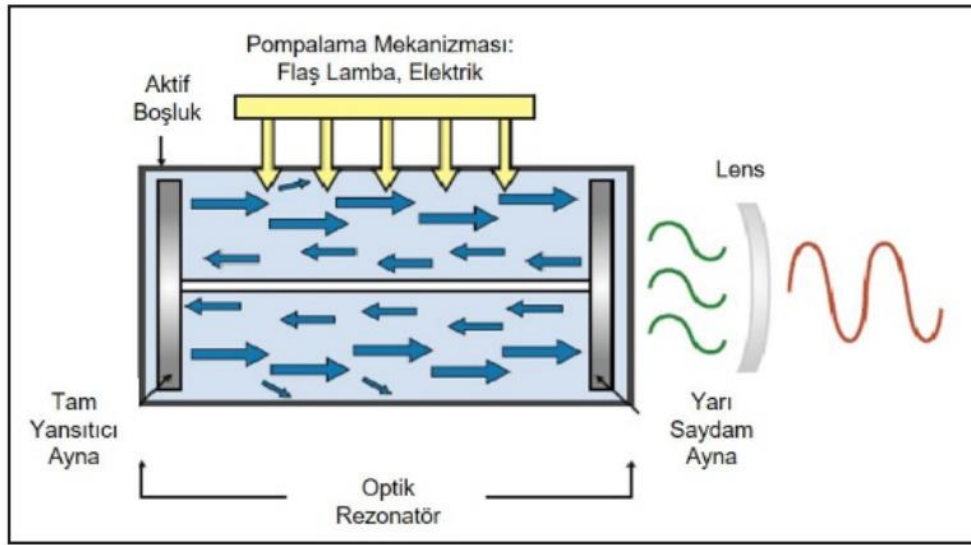
Adım 2 - Popülasyon İnversiyonu: Sürekli pompalama sayesinde, uyarılmış haldeki atom sayısı temel haldeki atom sayısını aşar. Bu duruma popülasyon inversiyonu denir. Normal koşullarda atomların çoğu temel halde bulunur. Ancak, lazer üretimi için bu dengenin tersine çevrilmesi şarttır (Ma 2019).

Adım 3 - Uyarılmış Emisyon: Uyarılmış haldeki bir atom, dışarıdan gelen bir fotonun etkisiyle alt enerji seviyesine düşer ve bu sırada gelen fotonla tamamen aynı dalga boyunda, aynı fazda ve aynı yönde ikinci bir foton yayar. Böylece bir fotondan iki özdeş foton elde edilir. Bu süreç zincirleme devam eder, $2 \text{ foton} \rightarrow 4 \text{ foton} \rightarrow 8 \text{ foton} \rightarrow \dots$ şeklinde katlanarak çoğalır (Ma 2019).

Adım 4 - Optik Amplifikasyon: Bu fotonlar optik rezonatör (iki ayna sistemi). içinde ileri-geri yansıyarak her geçişte daha fazla foton üretir. Kısmen yansıtıcı aynadan belirli bir miktarda foton çıkarak; yoğun, koherent, monokromatik ve kolimatize bir lazer ışını oluşturur (Ma 2019, Romanos 2021).



Şekil 1:Uyarılmış emisyon prensibi: Bir foton uyarılmış atomla etkileşerek özdeş ikinci bir foton üretir (Gönenci ve Orhun, 2024).:



Şekil 2: Lazerin temel prensipleri ve bileşenleri (Gönenci ve Orhun, 2024).

2. ELEKTROMANYETİK SPEKTRUM VE LAZER IŞINI

2.1. Elektromanyetik Spektrum Nedir?

Elektromanyetik spektrum (EMS), tüm elektromanyetik radyasyon türlerinin dalga boyuna göre sıralandığı geniş bir yelpazeyi ifade eder. Bu yelpazenin bir ucunda çok kısa dalga boylu ve yüksek enerjili gama ışınları, diğer ucunda ise çok uzun dalga boylu ve düşük enerjili radyo dalgaları bulunur. Aradaki bölgede sırasıyla X-ışınları,

ultraviyole (UV, morötesi), görünür ışık, kızılötesi (infrared, IR) ve mikrodalga radyasyon yer alır. Lazerler, bu spektrumun ultraviyole, görünür ve kızılötesi bölgelerinde yer alan belirli dalga boylarında faaliyet göstererek doku etkileşimlerinde farklı optik ve termal karakteristik etkiler oluşturur.

Dalga boyu, bir dalganın tepe noktasından bir sonraki tepe noktasına olan mesafedir ve genellikle nanometre (nm, milyarda bir metre) cinsinden ölçülür. Dalga boyu kısaldıkça enerji artar, uzadıkça enerji azalır. Bu ilişki, lazerin dokuyla etkileşiminde temel bir rol oynar. Kısa dalga boylu lazer (örneğin UV lazer). yüzeysel dokuları etkilerken, uzun dalga boylu lazer (örneğin kızılötesi lazer) daha derin dokulara penetrasyona sahiptir (Davis 2014).

2.2. Görünür Işık Aralığı (380-700 nm)

İnsan gözünün algılayabildiği elektromanyetik radyasyon bölgesi, yaklaşık 380 nm ile 700 nm arasındaki dalga boylarını kapsar. Bu aralık "görünür ışık" olarak adlandırılır. Her dalga boyunun bir renk karşılığı vardır:

Mor: 380-450 nm | Mavi: 450-495 nm | Yeşil: 495-570 nm | Sarı: 570-590 nm | Turuncu: 590-620 nm | Kırmızı: 620-700 nm.

700 nm'nin üzeri kızılötesi (IR), 380 nm'nin altı ultraviyole (UV) bölgesidir. Bu iki bölge insan gözüyle görülemez ancak lazer uygulamalarında yaygın olarak kullanılır. Özellikle kızılötesi bölge (700-1100 nm), fotobiyomodülasyon (FBM) terapisinde en etkili dalga boyu aralığıdır (Bitran ve Murray 2001, Freitas ve Hamblin 2016).

2.3. Hayvanların Görebildiği Aralıklar

Köpekler (~315-700 nm): Dikromatik "iki renkli" görme sistemine sahiptirler; yani iki tip koni hücresi bulunur; mavi (~429 nm) ve sarı (~555 nm). Kırmızı-yeşil renk körlüğüne benzer bir görme dünyaları vardır. Önemli olarak, UV-A ışınına (315-400 nm). kısmen duyarlıdır; bu gözlerindeki lensin UV ışını geçirmesiyle ilişkilidir. Bu nedenle lazer güvenliği açısından, UV yakınındaki dalga boyları köpekler için de potansiyel risk oluşturur.

Köpeklerin koni hücreleri yaklaşık 429 nm (mavi-kısa dalga boyu) ve 555 nm (sarı-yeşil-uzun dalga boyu) pik hassasiyetlere sahiptir; rhodopsinleri ise 506-510 nm'de maksimum duyarlılık gösterir ve bu aralık, onların mavi ile sarı tonlarını etkili şekilde algılamasını sağlar (d'Ingeo 2019).

Kediler (~315-700 nm): Köpeklere benzer şekilde dikromatik görmeye sahiptirler. UV-A bölgesine kısmen duyarlıdırlar. Gece görüşleri üstündür. Çünkü, retinalarında çubuk hücreleri (düşük ışıpta görmeyi sağlayan reseptörler) yoğundur ve tapetum lucidum ışığı ikinci kez retinaya yönlendirir.

Kedilerin koni hücreleri yaklaşık 450-455 nm (mavi-mor) ve 555-561 nm (sarı-yeşil). pik hassasiyetlere sahiptir; rhodopsinleri ise yaklaşık 500 nm civarında maksimum duyarlılık gösterir ve lensleri UVA (315-400 nm) geçirerek bu bölgeye kısmi duyarlılık sağlar (Douglas ve Jeffery 2014).

Atlar (~380-700 nm): Dikromatik görmeye sahiptirler. Geniş bir görme alanları (yaklaşık 350°) vardır ve hareket algılamaları çok gelişmiştir. Lazer uygulamalarında gözlerinin korunması kritik önem taşır. Atların koni hücreleri kısa dalga boyuna duyarlı (S) tip için yaklaşık 428 nm ve orta-uzun dalga boyuna duyarlı (M/L) tip için 539 nm pik hassasiyetlere sahiptir; rhodopsinleri ise yaklaşık 500 nm'de maksimum duyarlılık gösterir ve nötr nokta 480 nm civarındadır. Bu durum atların mavi-yeşil tonlarını algılamalarını sağlamaktadır. Dolayısıyla lazer uygulamalarında bu dalga boyları için özel göz koruması gerekmektedir (Carroll ve ark. 2001).

Kuşlar (~300-700 nm): Tetrakromatik “dört renkli” görme sistemine sahiptirler; dört farklı koni hücresi tipi bulunur ve UV ışınını görebilirler. Bazı kuş türleri, tüylerindeki UV yansımalarını eş seçiminde kullanır. Lazer güvenliği açısından, UV ve görünür dalga boylarının tümü kuşlar için potansiyel tehlike oluşturur. Kuşların koni hücreleri genellikle dört tip koniye sahiptir ve üstün renk ayrımı sağlar (Delhey ve Peters 2008).

Sürüngenler: Bazı yılan türleri (çukur engerekler gibi) kızılötesi ışınları algılayabilen özel pit organlarına sahiptir. Bu organlar ısı farklılıklarını algılar ve gece avlanmada kullanılır. Bu tür hayvanların tedavisinde kızılötesi lazer kullanımı ek dikkat gerektirebilir.

Sürüngenler arasında kertenkeleler ve kaplumbağalar genellikle tetrakromatik görüşe sahiptir; koni hücreleri , mavi, yeşil ve kırmızı pik hassasiyetlere sahiptir, bu da UV yansımalarını algılamalarını sağlar. Yılanlar ise üç opsin genine (RH1, SWS1, LWS) dayalı trikromatik sisteme sahip olup dikromatik özellik gösterir ve pit organları termal IR algılaması için ek duyarlılık sunar (Simões ve ark. 2016).

2.4. Lazerlerin Elektromanyetik Spektrumdaki Yeri

Lazerler, elektromanyetik spektrumun ultraviyole (UV), görünür ışık ve kızılötesi (IR) bölgelerinde çalışmaktadır. Her dalga boyu bölgesi farklı klinik uygulamalara karşılık gelir:

UV Lazerler (100-400 nm): Excimer lazer (ArF, 193 nm) gibi lazerler bu bölgede çalışır. LASIK (Laser-Assisted in Situ Keratomileusis), göz cerrahisinde kornea şekillendirmede kullanılır. Doku yüzeyinde çok hassas ablasyon sağlar.

Görünür Işık Lazerleri (380-700 nm): Argon lazer (488-514 nm), KTP lazer (532 nm), He-Ne lazer (632.8 nm), yakut lazer (694 nm) bu bölgede yer alır. Hemoglobin ve melanin hedefli uygulamalarda (retinal koagülasyon, damar tedavisi, pigment tedavisi) kullanılır (Stoker 2005, Sarbadhikary ve ark. 2022).

Mavi Diyet Lazer (445-450 nm): Kızılötesi lazerler ise Nd:YAG gibi sistemleri kapsayarak doku içinde daha derin bir nüfuz sağlar ve termal etkiler aracılığıyla koagülasyon gerektiren cerrahi işlemlerde tercih edilir. Buna ek olarak, 445-450 nm dalga boyunda çalışan mavi diyet lazerler, hemoglobin tarafından sağlanan yüksek absorpsiyon değerleri sayesinde yumuşak doku cerrahisinde etkin bir kesme ve buharlaştırma performansı gösterirken, çevre dokularda minimal termal hasara yol açmaları nedeniyle cerrahi prosedürlerde güvenli bir seçenek olarak öne çıkmaktadır (Jiang ve ark. 2023).

Kızılötesi (IR) Lazerler (700 nm - 10600 nm): Diyet lazer (810-980 nm), Nd:YAG (1064 nm), Ho:YAG (2100 nm), Er:YAG (2940 nm) ve CO₂ (10600 nm) lazerler bu bölgededirler. Veteriner hekimlikteki lazer uygulamalarının büyük çoğunluğu kızılötesi bölgede gerçekleştirilmektedir. Cerrahi uygulamalar ve fotobiyomodülasyon terapisi bu bölgede yoğunlaşmaktadır (Stoker 2005).

3. LAZER TÜRLERİ VE SINIFLANDIRMA

3.1. Aktif Ortamına Göre Sınıflandırma

3.1.1. Gaz Lazerler

Aktif ortam olarak gazı kullanan lazerlerdir. En yaygın kullanılanlar arasında “CO₂ Lazer”, 10600 nm dalga boyunda, su moleküllerini hedefleyen, veteriner yumuşak doku cerrahisinde en çok tercih edilen lazer türüdür. Gaz lazerleri, elektromanyetik spektrumdaki spesifik dalga boyları sayesinde veteriner hekimlikte çok yönlü

uygulamalara sahiptir. Veteriner cerrahide en yaygın kullanılan gaz lazer olan CO₂ lazerler 10600 nm dalga boyunda olup su molekülleri tarafından güçlü bir şekilde absorbe edilirler; bu özellikleri sayesinde yumuşak doku cerrahisinde doku kesme, buharlaştırma, hemostaz ve koagülasyon süreçlerinde standart bir araç haline gelmişlerdir (Bloom 1966, Stoker 2005). Lazer enerjisinin doku tarafından yüksek oranda soğurulması, çevre dokulardaki termal yayılımı sınırlayarak operasyon sırasında kanamasız bir cerrahi alan oluşturulmasına olanak tanır, ayrıca penetrasyon derinliğinin yüzeysel karakteri mukozal lezyonların tedavisinde alt katmanlardaki sağlıklı dokuların korunmasını sağlar (Taş 2017). Argon lazerleri ise hemoglobinin tarafından sağlanan özgül absorpsiyon özellikleri sayesinde retinal fotokoagülasyon ve vasküler lezyonların tedavisinde tercih edilmektedir. Ayrıca, Excimer lazerler kornea cerrahisinde doku ablasyonunda yüksek hassasiyet sunarken, He-Ne lazerler daha düşük güç seviyelerinde yara iyileşmesini desteklemek ve biyostimülasyon sağlamak amacıyla kullanılmaktadır (Stoker 2005, Eymirli ve Turgut 2019, Öcal ve Kumandaş 2019).

3.1.2. Katı Hal Lazerler

Aktif ortam olarak kristal veya cam yapıda katı malzeme kullanılan lazerlerdir. Nd:YAG lazer 1064 nm dalga boyunda, Neodim katkılı İttriyum Alüminyum Garnet Kristalinden üretilen ışın, derin doku penetrasyonu sağlar ve büyük hacimli doku koagülasyonunda etkilidir. Ho:YAG lazer 2100 nm, Holmiyum katkılı YAG kristali su tarafından absorbe edilir ve litotripside kullanılır. Er:YAG lazer 2940 nm, suyun en güçlü absorpsiyon pikine yakın çalışır ve diş hekimliğinde tercih edilir. Yakut lazer 694 nm, tarihsel olarak ilk üretilen ve kullanılan (1960 yılında) lazer türüdür. Veteriner hekimlikte kedi ve köpeklerde idrar yolu taşlarının (ürolitiyazis) tedavisinde radyo dalgaları değil, daha çok Holmium:YAG (Ho:YAG) gibi lazer sistemleri ve Ekstrakorporeal Şok Dalgası Litotripsisi gibi yöntemler etkin bir şekilde kullanılmaktadır Ho:YAG lazer litotripsisi, endoskopik olarak uygulanan ve ürolitlerin hassas bir şekilde parçalanmasını sağlayan, köpeklerde idrar kesesi ve üretra taşlarının tedavisinde güvenli ve başarılı sonuçlar sunan bir yöntemdir (Ayaş ve ark. 2025).

3.1.3. Yarı İletken (Diyot) Lazerler

Galyum alüminyum arsenid (GaAlAs) gibi yarı iletken malzemeler kullanılarak üretilen lazerlerdir. 630-980 nm arasında çeşitli dalga boylarında çalışabilirler. Kompakt boyutları, düşük maliyetleri ve taşınabilir olmaları nedeniyle veteriner hekimlikte giderek

artan bir popüleriteye sahiptirler. Cerrahi uygulamalarda, fotodinamik tedavide, fotobiyomodülasyon terapisinde ve epilasyonda kullanılmaktadırlar (Stoker 2005). Özellikle diyot lazerler,  evre dokularda minimal termal hasar oluştururken etkili bir hemostaz sağlama yetenekleri sayesinde yumuşak doku cerrahisinde hassas bir seçenek olarak değerlendirilmektedir (Din  ve Or 2014). Bu sistemler, sürekli dalga veya darbeli modlarda çalışabilme esnekliklerinin yanı sıra, farklı dalga boylarına göre optimize edilmiş geniş bir klinik kullanım yelpazesi sunmaktadır. Örneğin, 445-450 nm dalga boyunda çalışan mavi diyot lazerler, hemoglobinin tarafından sağlanan yüksek absorpsiyon değerleri sayesinde yumuşak doku cerrahisinde etkin bir kesme ve buharlaştırma sağlarken minimal termal hasara yol açmalarıyla  ne çıkmaktadır (Jiang ve ark. 2023). Buna karşılık, 810-980 nm aralığındaki yakın kızılötesi diyot lazerler, doku içerisinde sağladıkları daha derin penetrasyon ile hemostaz ve fotobiyomodülasyon terapilerinde yaygın olarak tercih edilmektedir (Guti rrez-Corrales ve ark. 2020).

3.1.4. Sıvı (Boya) Lazerler

Aktif ortam olarak organik boya   zeltillerini kullanan lazerlerdir. 390-640 nm dalga boyu aralığında çalışabilirler ve dalga boyları ayarlanabilir özelliktir. Bu, tedavinin hedef kromof rlara (ışık emici moleküllere) göre özelleştirilmesine olanak tanır. Dermatolojik uygulamalarda ve fotodinamik tedavide kullanılmaktadırlar. Bununla birlikte, karmaşık optik düzenekleri ve solventlerin toksik yapısı nedeniyle veteriner kliniklerinde yaygın kullanımları oldukça kısıtlı kalmaktadır. Buna ek olarak, söz konusu sistemlerin optik dozimetri gereksinimlerinin yüksekliliği ve kalibrasyon zorlukları, daha pratik ve bakım gereksinimi düşük olan diyot lazerlerin klinik ortamda ön plana çıkmasına neden olmuştur (Sönmezoğlu 2020).

3.2. Güç Seviyesine Göre Sınıflandırma

Yüksek Güçlü Cerrahi Lazerler: Watt düzeyinde g   üreterek dokuyu kesme, buharlaştırma ve koagülasyon kapasitesine sahiptirler. CO₂, Nd:YAG, Ho:YAG ve bazı yüksek güçlü diyot lazerler bu kategoridedir. Cerrahi prosedürlerde kullanılırlar.

Düşük Güçlü Terapötik Lazerler: Miliwatt seviyesinde g   üreterek doku hasarı oluşturmadan hücresel düzeyde biyolojik yanıtları uyarırlar. Fotobiyomodülasyon veya düşük seviyeli lazer terapisi (LLLT - Low-Level Laser Therapy) olarak adlandırılır. Analjezik, antiinflamatuvar ve yara iyileşmesi gibi amaçlar için kullanılır (Stoker 2005, Piao ve ark. 2024).

3.3. Lazerin Dalga Modları

Lazerin klinik etkinliği, enerji çıkış modunun doku ile etkileşimine bağlı olarak önemli ölçüde farklılık gösterir. Sürekli Dalga modu, enerjinin zaman içinde sabit bir yoğunlukla iletilmesini sağlar; bu, özellikle cerrahi kesme ve buharlaştırma işlemlerinde hızlı ve sürekli doku ablasyonu sağlasa da, ısı birikimi nedeniyle çevre dokularda kontrolsüz termal hasar riski taşır. Buna karşın, Darbeli mod, enerjinin belirli sürelerle iletilip kesilmesiyle dokuya "termal gevşeme süresi" tanıyarak, termal yayılımı sınırlayıp daha hassas operasyonlara imkan tanır. Süper Darbeli mod ise, çok yüksek tepe gücüne sahip ancak oldukça kısa süreli darbeler kullanarak, düşük ortalama güçle dokuda derinlemesine penetrasyon sağlar ve yüzeysel dokuda aşırı ısınmayı engeller. Bu özellikleri sayesinde, süper darbeli mod, dokuda termal hasar oluşturmaksızın biyolojik yanıtları tetiklemeyi gerektiren fotobiyomodülasyon tedavilerinde ve derindeki yapıların hedeflendiği rejeneratif uygulamalarda en güvenli ve etkili yöntem olarak kabul edilmektedir. Lazer fotonları doku ile karşılaştığında, dokunun kromoforları tarafından absorbe edilen enerji termal veya fotokimyasal tepkimelere dönüşürken, saçılma ve yansıma olayları ışığın doku içindeki penetrasyon derinliğini ve etkilediği alanı doğrudan belirler (Can ve Altuncu 2021). Özellikle absorpsiyon süreci, foton enerjisinin hedeflenen doku moleküllerine aktarılmasıyla gerçekleşir ve dokunun su içeriğine bağlı olarak fototermal, fotokimyasal veya fotomekanik reaksiyonları tetikler (Eymirli ve Turgut 2019).

3.5. Lazerin Aplikatör Tipleri / Handpiece

Lazer sistemlerinde, bu etkileşim süreçlerini yönlendiren ve ışın geometrisini optimize eden bir diğer kritik bileşen ise lazer aplikatörleri veya ışın iletim sistemleridir. Temel olarak "temaslı" ve "temassız" olmak üzere iki ana kategoride sınıflandırılan bu aplikatörler arasında, özellikle esnek fiber optik sistemler, ışının endoskoplar aracılığıyla vücut içerisindeki zorlu anatomik bölgelere hassas bir şekilde iletilmesine olanak tanıyarak klinik uygulamaların başarısını doğrudan etkiler. Temassız aplikatörler, doku ile doğrudan fiziksel etkileşime girmediği için çevresel doku hasarını en aza indirir, daha hızlı iyileşme sağlar ve sterilizasyonun korunmasını kolaylaştırır; ancak hekimin özel bir beceri ve el-göz koordinasyonu geliştirmesini gerektirir (Liu ve ark. 2022). Buna karşılık, temaslı aplikatörler doğrudan doku üzerinde mekanik bir basınç uygulayarak daha iyi taktik geri bildirim sağlar ve hemostaz ile doku diseksiyonunda, özellikle kör

diseksiyonda, üstün mekanik avantaj sunar. Modern cerrahide, mikroskoplar, endoskoplar ve robotik sistemlerle entegre edilen bu aplikatörler, ışını doku yüzeyinde hassas bir şekilde odaklayarak veya tarayarak, operasyonların mikroskobik düzeyde hassasiyetle gerçekleştirilmesine ve normal dokuların korunarak hedeflenen patolojilerin yüksek kontrollü ablasyonuna olanak tanır. Bu sistemlerin seçimi, tedavi edilecek dokunun erişilebilirliğine, istenen termal veya fotomekanik etki tipine ve cerrahi disiplinin özel gereksinimlerine göre klinik olarak optimize edilmelidir (Verdaasdonk ve Swol 1997).

3.6. Güvenlik Sınıflandırması

Lazerler, potansiyel tehlike derecelerine göre uluslararası standartlarla sınıflandırılmaktadır:

Sınıf I: En güvenli lazerler. Normal kullanım koşullarında göz veya deri hasarı riski yoktur. Market tarayıcılar, lazer yazıcılar bu sınıftadır.

Sınıf II: Görünür ışık aralığında 400-700 nm çalışan, düşük güçlü lazerler. Kısa süreli etki durumlarında göz refleksi ile korunma sağlanır.

Sınıf III (IIIa ve IIIb): Orta güçte lazerler. Doğrudan göze maruziyette retina hasarı riski vardır. Bazı lazer terapi cihazları ve lazer ışık gösterileri bu sınıftadır. Koruyucu gözlük kullanılmalıdır.

Sınıf IV: En güçlü ve potansiyel olarak en tehlikeli lazerler. Doğrudan ve yansıyan ışınlar göz ve deride hasar yaratabilir. Tıbbi/cerrahi lazerler ve endüstriyel lazerler bu sınıftadır. Kesinlikle koruyucu gözlük kullanılmalı, lazer güvenlik protokolleri kesinlikle uygulanmalıdır (Stoker 2005, Ünver ve Yildirim 2014).

3.7. Veteriner Hekimlikte Kullanılan Lazerler

Aşağıdaki tabloda veteriner hekimlikte yaygın olarak kullanılan lazer türleri, dalga boyları ve başlıca klinik uygulamaları özet olarak sunulmuştur (Bartels 2002, Tomlinson ve ark. 2011, Kampa ve ark. 2020, Carreira ve ark. 2024, Piao ve ark. 2024, Okano 2025).

Tablo 1. Lazer türleri; ortam, dalga boyu, kromofor türü ve uygulamaları (Bartels 2002, Tomlinson ve ark. 2011, Kampa ve ark. 2020, Carreira ve ark. 2024, Piao ve ark. 2024, Okano 2025).

Lazer Türü	Ortam	Dalga Boyu	Hedef Kromofor	Veteriner Hekimlikteki Uygulamalar
CO ₂	Gaz	10600 nm	Su (H ₂ O)	Yumuşak doku cerrahisi; tümör ekstirpasyonu, oral kavite, dermatolojik cerrahi
Nd:YAG	Katı	1064 nm	Melanin, Hb	Derin doku koagülasyonu, etmoid hematom, oftalmoloji
Ho:YAG	Katı	2100 nm	Su (H ₂ O)	Litotripsi, parsiyel nefrektomi, disk ablasyonu
Er:YAG	Katı	2940 nm	Su (H ₂ O)	Periodontal cerrahi
Argon	Gaz	488-514 nm	Hemoglobin	Retinal fotokoagülasyon
Diyot	Yarı İletken	630-980 nm	Melanin, Hb	FDT, FBM terapi, glokom cerrahisi
Excimer	Gaz	193 nm	Protein	Kornea cerrahisi

4. LAZER-DOKU ETKİLEŞİMİ VE BİYOLOJİK ETKİLERİ

Lazer ışınının doku ile etkileşimi; yansıma, geçirgenlik, saçılma ve soğurulma gibi temel optik süreçlerin bir bütünüdür. Bu süreçlerin her biri, lazerin dokuda yaratacağı klinik etkinin belirlenmesinde kritik bir rol oynar.

Yansıma (Reflection): Lazer ışınının dokuya nüfuz etmeden yüzeyden sekmesidir. Özellikle 300-2000 nm dalga boylarında belirgin olan bu durum, doku rengine ve yansıma açısına bağlıdır. Yansıma, dokuya aktarılan güç yoğunluğunu düşürdüğü için istenen klinik etkiyi elde etmek adına lazer gücünün veya uygulama süresinin artırılmasını gerektirir (Ramazan ve ark. 2024).

Dağılma (Scattering): Dokunun heterojen yapısı nedeniyle ışının doku içindeki partiküllere çarparak farklı yönlerde saçılmasıdır. Penetrasyon derinliğini doğrudan belirler; dalga boyu uzadıkça ışın daha derine penetre olur. Özellikle 600-2200 nm aralığındaki lazerlerde baskın olan bu etkileşim, çevre dokularda istenmeyen termal etkilere yol açabilir (Ramazan ve ark. 2024).

İletim (Transmission): Hedef dokuda uygun bir kromofor bulunmadığında, ışının herhangi bir biyolojik etki (emilim veya saçılma) yaratmadan dokudan geçip gitmesidir. Bu geçiş sırasında ışın, ortam değişikliklerine bağlı olarak kırılarak (refraksiyon) yön ve hız değiştirebilir (Ramazan ve ark. 2024).

Soğurulma (Absorpsiyon): Fotonik enerjinin hedef kromoforlar tarafından emilerek cerrahi ve biyolojik etkilere dönüştüğü en kritik aşamadır. Lazer cerrahisinde temel amaç, ışının hedef dokudaki kromofor tarafından maksimum düzeyde emilmesini sağlamaktır. Hedef dokunun içerdiği baskın kromofor yapısı, seçilecek lazerin dalga boyunu doğrudan belirler (Ramazan ve ark. 2024).

Lazer ışını dokuyla etkileştiğinde; fototermal etki (ışın enerjisinin ısıya dönüşmesi), fotokimyasal etki (ışının kimyasal tepkimeleri tetiklemesi), fotomekanik etki (ışının mekanik kuvvet oluşturmaları) ve fotobiyomodülasyon (ışının hücresel süreçleri düzenlemesi) gibi çeşitli temel mekanizmalar devreye girmektedir. Bu mekanizmaların hangisinin baskın olacağı, lazerin dalga boyuna, gücüne, atım süresine ve hedef dokunun özelliklerine bağlıdır (Gemert ve Welch 1989). Ayrıca uygulanan enerjinin dokudaki emilim oranı ve saçılma miktarı, tedavi sonucunu doğrudan etkileyen temel parametreler arasındadır; örneğin suyun yüksek oranda absorbe ettiği 10.600 nm dalga boyundaki CO₂ lazer ışığı doku yüzeyinde hızlı bir vaporizasyon sağlayarak hassas kesimler için ideal bir ortam sunarken (Öcal ve Kumandaş 2019), melanin ve hemoglobini hedefleyen 810-980 nm aralığındaki diyot lazerler bu kromoforlar aracılığıyla daha derin doku penetrasyonuna ve etkin hemostaz kapasitesine ulaşmaktadır (Gutiérrez-Corrales ve ark. 2020, Jiang ve ark. 2023). Benzer şekilde, sert dokular üzerinde yüksek afiniteye sahip 2.940 nm dalga boyundaki Er:YAG lazerler hidroksiapatit tarafından güçlü emilimi sayesinde minimal termal hasarla ablasyon gerçekleştirirken (Aoki 2023), belirli dalga boylarında fotodinamik tedavide kullanılan sistemler ise seçici olarak tümör hücrelerinde biriken fotosensitizanları aktive ederek hedefe yönelik doku tahribatı sağlamaktadır (Stoker 2005).

4.1. Lazerin Dokuyla Etkileşim Türleri

4.1.1. Fototermal Etki (Isı Etkisi)

Lazer ışını dokuya girdiğinde fotonlar (ışık parçacıkları), doku içindeki kromoforlar (ışık emici hedef moleküller: Su, melanin, hemoglobin gibi) tarafından absorbe edilir ve bu enerji ısıya dönüşür. Oluşan ısı dokunun derecesine bağlı olarak dokuda

farklı biyolojik etkiler oluşur. Aşağıdaki tabloda, sıcaklık basamaklarını ve karşılık gelen doku yanıtları özetlenmiştir (Gemert ve Welch 1989, Thomsen 1991).

Tablo 2. Sıcaklık artışına bağlı olarak gözlemlenen doku değişiklikleri ve bu termal etkilerin klinik sonuçları (Gemert ve Welch 1989, Thomsen 1991)

Sıcaklık°C	Doku Etkisi	Basit Açıklama
37-42°C	Normal vücut sıcaklığı, belirgin etki yok	Vücut sıcaklığı aralığı
42-45°C	Hipertermi: Geri dönüşümlü hücre hasarı, enzim bozulması başlar	Hafif ateş gibi; hücreler rahatsız olur ama iyileşebilir
45-60°C	Protein denatürasyonu: Proteinler şeklini kaybeder, hücre zarı bozulur	Yumurta pişirmeye benzer; protein yapısı kalıcı olarak değişir
60-80°C	Koagülasyon: Kan pıhtılaşır, damarlar kapanır, doku beyazlaşır	Damarlar "mühürlenir" ve kanama durur
80-100°C	Vakuolizasyon: Doku kuruması başlar	Hücre içinde kabarcıklar oluşur
100°C	Vaporizasyon: Hücre içi su kaynar ve buharlaşır, hücre patlar	Kaynar su etkisi; hücredeki su buhar olur
100-300°C	Karbonizasyon: Doku kömürleşir, siyahlaşır	Kömürleşme; doku yanarak siyahlaşır
>300°C	Alevlenme: Doku yanar, alev alabilir	Tam yanma; doku ateşle hasar görür

Cerrahi lazerler bu fototermal prensibi kullanmaktadır. CO₂ lazer 10600 nm su moleküllerini hedefleyerek hücre içi suyu aniden buharlaştırır ve dokuyu keser. Diyot lazer 810-980 nm ise, melanin ve hemoglobini hedefleyerek renkli dokuları seçici olarak keser ve koagüle eder (Thomsen 1991, Azadgoli ve Baker 2016, Gutiérrez-Corrales ve ark. 2020).

4.1.2. Fotokimyasal Etki

Fotokimyasal etkide lazer ışını, ısı oluşturmada doğrudan hücre içindeki kimyasal tepkimeleri tetikler. İki ana türü vardır:

Fotodinamik Tedavi (FDT): Hastaya önce fotosensitizan (ışığa duyarlı) bir ilaç verilir. Bu ilaç seçici olarak tümör hücrelerinde birikir. Ardından belirli dalga boyunda lazer uygulanır. İlaç, lazer ışınını absorbe ederek serbest oksijen radikalleri üretir ve bu

radikaller kanser hücrelerini öldürür. Basitçe ifade etmek gerekirse, kanser hücrelerine boya verilir, sonra lazer bu boyayı aktive ederek kanserli dokuyu yıkmalar. Veteriner hekimlikte FDT, yüzeysel tümörlerin tedavisinde kullanılmaktadır.

Biyostimülasyon/Fotobiyomodülasyon: Düşük dozda lazer ışını, hücrelerdeki enzimleri (özellikle mitokondrideki sitokrom c oksidaz enzimini) aktive eder. ATP üretimi artar ve hücre yenilenmesi hızlanır. Fotobiyomodülasyon (FBM), düşük güçlü lazer ışınının hücrelerin enerji fabrikası olan mitokondrileri uyarak iyileşmeyi hızlandırması, ağrıyı azaltması ve yangı ile mücadele sürecidir. Eskiden LLLT olarak adlandırılan bu yöntem, günümüzde FBM terimi ile ifade edilmektedir. Mekanizması altı temel adımda gerçekleşir:

1. Adım - Foton Absorpsiyonu: Kırmızı 630-700 nm veya yakın kızılötesi 700-1100 nm dalga boyundaki lazer ışını dokuya nüfuz eder. Mitokondri iç zarındaki sitokrom c oksidaz (CCO) enzimi (hücresin enerji üretim zincirindeki son enzim, elektron taşıma zincirinin Kompleks IV birimi) bu fotonları absorbe eder. CCO, FBM'nin primer fotoakseptörüdür (ışık emici hedef).

2. Adım - Elektron Taşıma Zinciri Aktivasyonu: CCO aktive olduğunda elektron taşıma zinciri hızlanır. Hidrojen iyonları (H^+ , protonlar) mitokondri matriksinden zarlar arası boşluğa pompalanır. Böylece proton gradyanı (elektrokimyasal potansiyel farkı) artar.

3. Adım - ATP Üretimi Artışı : ATP sentez enzimi (Kompleks V), artan proton akışını (kemiosmotik gradyanı) kullanarak ADP'yi (adenozin difosfat) ATP'ye (adenozin trifosfat) çevirir. Yapılan çalışmalarda FBM sonrası ATP üretiminin %200-350 oranında arttırılabileceğinin göz önünde bulundurulması gerekmektedir. Kas hücrelerinde pik etki 3-6 saat sonra gözlenmektedir. Bu muazzam enerji artışı, hücrenin onarım, büyüme ve savunma mekanizmalarını güçlendirir.

4. Adım - Serbest Nitrik Oksit (NO) Salınımı: Lazer ışını, CCO'ya bağlı olan nitrik oksidi (NO) ayırır. Bu madde güçlü bir vazodilatördür. Serbest kalan NO, çevredeki kan damarlarını genişletir, kan dolaşımını artırır ve daha fazla oksijen ile hasarlı bölgenin beslenmesini sağlar.

5. Adım - Reaktif Oksijen Türleri (ROS) Modülasyonu: FBM sırasında kontrollü miktarda ROS (reaktif oksijen türleri) üretilir. Bu ROS'lar, hücre çekirdeğindeki NF- κ B (nükleer faktör kappa B) transkripsiyon faktörünü aktive eder. NF- κ B, gen

ekspresyonunu değiştirir; anti-inflamatuar sitokinlerin üretimi artar, pro-inflamatuar sitokinlerin üretimi azalır. Basitçe, hücrenin "acil durum alarm sistemi" devreye girer ve iyileşme ekiplerini çağırır.

6. Adım - Hücresel Yanıtlar: Tüm bu basamakların sonucunda; fibroblast çoğalması artar, doku onarımı hızlanır, kollajen sentezi artar, yara iyileşmesi güçlenir, osteoblast aktivitesi artar, kemik iyileşmesi hızlanır, lökosit fagositozu artar, bağışıklık güçlenir, sinir iletimi düzenlenir ve ağrı azalır (Gemert ve Welch 1989, Thomsen 1991).

4.1.3. Fotomekanik Etki (Fotoakustik Etki).

Çok kısa süreli (nanosaniye veya pikosaniye, yani milyarda bir saniye veya trilyonda da bir saniye süreli) ve çok yoğun lazer atışları, dokuda şok oluşumuna neden olur. Doku ani ısınma ve genleşme sonucu plazma (iyonize gaz) oluşur ve bu plazma şok dalgaları yayar. Bu mekanik kuvvet, sert yapılar (taş, kalsifiye doku gibi) parçalanabilir. Veteriner hekimlikte en önemli fotomekanik uygulama olan Ho:YAG lazer ile litotriptir. Ayrıca Er:YAG lazer ile diş taşı temizleme de fotomekanik etkinin devamıdır.

4.1.4. Termal gevşeme süresi (TRT)

Bu bağlamda, "Termal Gevşeme Süresi", lazer cerrahisinde hedeflenen doku hasarının yönetilmesi ve çevredeki sağlıklı dokuların korunması açısından kritik bir parametredir. TRT, bir hedefin (kromoforun) soğurduğu ısının yarısını çevresindeki dokulara yayması için geçen süreyi ifade eder (Shurrab 2025). Seçici fototermoliz ilkesine göre, lazer atış süresinin hedeflenen yapının TRT değerinden daha kısa tutulması, enerjinin çevreye yayılmadan sadece hedefe hapsedilmesini sağlar (Fichera 2016, Shurrab 2025). Bu yaklaşımın temel avantajı, termal hasarın hedeflenen bölgeyle sınırlandırılması ve çevredeki yapıların gereksiz ısınmasının önlenerek yanık riskinin minimize edilmesidir (Shurrab, 2025). Böylece, cerrahi ve terapötik uygulamalarda daha hassas, hedefe yönelik ve güvenli bir tedavi protokolü oluşturulmasına olanak tanınır.

4.2. Lazerin Farklı Doku ve Organlar Üzerindeki Etkileri

4.2.1. Deri (Epidermis, Dermis, Hipodermis)

Epidermis (0-0,1 mm) Derinin en diş tabakasıdır. Melanositler ve keratinositler bu katmandadır. CO₂ lazer (10600 nm) ve Er:YAG lazer (2940 nm), epidermin su

içeriğini hedefleyerek bu katmanda çok hassas ablasyon sağlar. Derideki yüzeysel lezyonlar (ör. siğiller, papillomlar) bu lazerlerle ile tedavi edilir. Ayrıca, bu lazerlerin kontrollü ablasyon derinliği sayesinde epidermiste yerleşen pigmentli lezyonlar ve çeşitli benign neoplaziler doku bütünlüğü korunarak uzaklaştırılabilmektedir.

Dermis (0,1-4 mm): Kan damarları, sinir uçları, kıl kökleri, ter bezleri ve kollajen lifler bu katmandadır. Diyot lazer (810-980 nm) ve Argon lazer (488-514 nm) dermise ulaşarak damarsal lezyonları ve pigment lezyonlarını tedavi eder. FBM terapisi bu katmandaki fibroblastları uyarak kollajen üretimini artırır.

Hipodermis/Subkutan Doku (4-20 mm): Yağ dokusu, büyük kan damarları ve bağ dokusu bu katmandadır. Nd:YAG lazer (1064 nm) derin penetrasyonu sayesinde bu katmana ulaşabilir. Lipoliz uygulamalarında ve derin yerleşimli lezyonlarda kullanılır (Smith 1993, Majdabadi ve Abazari 2015).

4.2.2. Bağ Dokusu

FBM terapisi, bağ dokusundaki fibroblastları uyarak kollajen sentezini artırır (Soliman 2024). Kollajen tendonların, ligamanların ve fasyanın temel yapı taşıdır. Lazer tedavisi, tendon ve bağ hasarlarında iyileşmeyi hızlandırır, kollajen liflerinin daha düzenli ve güçlü bir şekilde yeniden oluşmasını sağlar. Skar dokusunun işleyişini fonksiyonel olarak artırarak iyileştirmeyi sağlar (Lim 2025). Ayrıca, biyostimülan etki sayesinde hücre zarı geçirgenliğinin artmasıyla dokunun glikoz ve aminoasit alımı kolaylaşarak metabolik süreçleri hızlandırılmaktadır (Ünver 2014).

4.2.3. Kas Dokusu

Kasların mitokondri yoğunluğu çok yüksektir, çünkü kasılması büyük miktarda enerji (ATP) gerektirir. FBM terapisi, kastaki mitokondrileri etkinleştirerek ATP üretimini artırır (Freitas ve Hamblin, 2016). Yapılan FBM sonrasında kaslarda ATP üretiminin arttığı ve bu etkinin 3-6 saat sonra pik yaptığı açıklanmıştır. Bu sayede kas performansı artar, kas yorgunluğu azalır, miyalji giderilir ve kas sakatlıklarının iyileşmesi hızlanır. Özellikle spor hayvanlarında ve postoperatif bakımda önemli bir uygulamadır (Ferraresi ve ark. 2016).

4.2.4. Kemik Dokusu

FBM terapisi, osteoblastları uyarak yeni kemik oluşumunu (osteogenezis). hızlandırır (Freitas ve Hamblin 2016). Osteositler aktive olur ve kalsifikasyon süreci

hızlanır. Kırık iyileşmesinde lazer terapisi, kallus oluşumunu artırır ve iyileşme süresini kısaltır. 830 nm dalga boyundaki lazer, canlı köpek dokusunda 14 mm'ye kadar derinliğe penetrasyon sağlayabilmektedir (Kampa ve ark. 2020).

4.2.5. Kıkırdak Dokusu

FBM, kondrositleri uyararak kollajen tip II üretimini artırır ve proteoglikan sentezini destekler (Altinkaya 2022). Osteoartrit tedavisinde FBM, eklem kıkırdağının yıkımını yavaşlatarak, ağrıyı azaltarak ve eklem fonksiyonunu iyileştirerek önemli bir terapötik araç haline gelmiştir (Giovagnoli ve Vermeulen 2026, Altinkaya 2022). Veteriner hekimlikte yaşlı köpek ve kedilerde yaygın görülen OA'nın yönetiminde FBM terapisi standart tedavi protokollerine dahil edilmektedir (Looney ve ark. 2018).

4.2.6. Sinir Dokusu

FBM terapisi, sinir dokusu üzerinde çoklu etkilere sahiptir. Aksonal rejenerasyon teşvik edilerek sinir hasarı sonrası fonksiyonel iyileşmeyi hızlandırır. Bu etkilerin bir sonucu olarak ağrı iletimi azalmaktadır (Rosso ve ark. 2018, Freitas ve Hamblin 2016).

4.2.7. Kan Damarları

Lazer, kan damarları üzerinde farklı güç seviyelerine bağlı olarak iki zıt etki gösterir. Cerrahi lazerlerde koagülasyon mekanizmasıyla damarlar mühürlenir, kanama kontrol altına alınır. 60-80°C arasındaki ısı damar duvarındaki proteinleri denatüre ederek damarı kapatır. Terapötik lazerlerde vazodilatasyonla lokal kan akışı artar. Nitrik oksit (NO) salınımı damar düz kasını gevşetir. Anjiyogenezi teşvik eder ve yara bölgesine daha fazla oksijen ve besin taşınmasını sağlar (Gavish ve ark. 2020).

4.2.8. Lenf Sistemi

FBM terapisi, lenfatik drenajı iyileştirir ve ödemin azalmasına katkı sağlar. Lazer ışını, lenf damarı düz kasını uyararak kontraksiyon sıklığını artırır ve lenf akışını hızlandırır. Postoperatif ve travma sonrası ödemin tedavisinde, lenfödem yönetiminde ve lenfanjitis tedavisinde kullanılmaktadır (Taş 2017).

4.2.9. Yağ Dokusu

Lazer, yağ dokusu üzerinde iki farklı mekanizmayla etki gösterir. Cerrahi lazerler adipositlerin hipertermi yoluyla yıkımını sağlar, lipoliz mekanizmasıyla yağ hacmini azaltır. Terapötik lazerler adiposit zarının geçirgenliğini değiştirerek yağ asitlerinin

kontrollü salınımını tetikler, lenfatik drenajı artırarak serbest yağ asitlerinin vücuttan uzaklaştırılmasını destekler.

4.2.10. Kanser Hücreleri

Fotodinamik tedavide (FDT) lazer, kanser hücreleri üzerinde üç temel mekanizmayla etki eder. Birincisi, doğrudan hücrenin ölümü; fotosensitizan lazer tarafından aktive edildiğinde reaktif oksijen türleri (ROS) üretir. Bu, ROS'lar hücre zarını, mitokondriyi ve DNA'yı hasara uğratarak nekroz veya apoptoz (programlı hücre ölümü) yoluyla kanser hücrelerini öldürür. İkincisi, vasküler hasar; tümörü besleyen kan damarlarının hasarı ile tümörün kan ve oksijen bağı kesilir. Üçüncüsü, bağışıklık aktivasyonu; tümör antijenlerinin serbestleşmesi bağışıklık sistemini uyarak anti-tümör yanıtı güçlendirir (Smith 1993, Günaydın ve ark. 2021, Wang ve ark. 2021). Diğer taraftan lazer ile onkolojik tedavi uygulamalarında WALT/MASCC talimatlarının değerlendirilmesi önemle arz etmektedir (Robijns ve ark. 2022).

4.3. Fizyolojik Etkiler

4.3.1. Analjezik Etki

FBM terapisi, birden fazla mekanizma aracılığıyla ağrıyı azaltır, sinir uçlarındaki ileti hızı yavaşlar ve ağrı sinyali beyne daha az ulaşır. Endorfin ve enkefalin (vücudun doğal ağrı kesici maddeleri, morfin benzeri etkili endojen peptidler) salınımı artar. Bradikinin (ağrıyı tetikleyen biyokimyasal madde) seviyesi düşer, sinir zarı depolarizasyonu (sinir hücrelerinin elektriksel uyarılma eşiğinin değişmesi) engellenir. Basitçe ifade etmek gerekirse, ağrı mesajını taşıyan kablolar geçici olarak yavaşlatılır ve vücut kendi ağrı kesicisini üretir. Veteriner hekimlikte postoperatif ağrı yönetimi, kronik artrit ağrısı ve kas-iskelet ağrısında FBM analjezisi yaygın olarak kullanılmaktadır (Wimalarathna ve George 2024).

4.3.2. Anti-inflamatuar Etki

FBM terapisi, yangı sürecini birçok düzeyde modüle etmektedir. Prostaglandin E2 üretimi azalır. COX-2 aktivitesi düşer. İnterlökin-1 β ve tümör nekroz faktörü alfa gibi pro-inflamatuar sitokinler azalır. Makrofaj aktivitesi düzenlenir, ödem çözülür ve vasküler permeabilite normale döner (Khan ve Arany 2015, Giovagnoli ve Vermeulen 2026).

4.3.3. Yara İyileşmesini Hızlandırma

Yara iyileşmesi üç fazda gerçekleşir ve FBM terapisi her üç fazı da hızlandırır (Soliman ve ark. 2024).

a. İnflamasyon Fazı (0-3 gün): Lazer, nötrofil ve makrofaj göçünü hızlandırır. Hasarlı doku ve bakteri kalıntıları hızla temizlenir. Büyüme faktörlerinin salınımı artar (Khan ve ark. 2015).

b. Proliferasyon Fazı (3-21 gün): Fibroblastlar hızla çoğalır, kollajen üretilir (Soliman ve ark. 2024), epitelizasyon hızlanır (Khan ve ark. 2021), granülasyon dokusu oluşur ve anjiogeneze başlar.

c. Remodeling Fazı (21 gün - 2 yıl): Kollajen lifler yeniden düzenlenir ve güçlendirilir, yara olgunlaşır, skar dokusu azalır ve dokunun gerilme gücü artar. FBM, bu fazda kollajen tip III'ün tip I'e dönüşümünü hızlandırarak, daha güçlü ve esnek bir yara dokusu oluşumunu sağlar (Prabhu ve ark. 2020).

4.3.4. Dolaşımı İyileştirme

FBM terapisi dolaşım sistemini birçok yönden iyileştirir. Nitrik oksit (NO) aracılı vazodilatasyonla lokal kan akışı %40-60 oranında artar. Lenfatik drenaj iyileşir ve ödem azalır. Oksijen taşıma kapasitesi artar ve kılcıl damarlardaki kan akışı hızlanır. Anjiogeneze teşvik edilerek hasarlı bölgeye daha fazla oksijen ve besin ulaştırılır (Winter ve ark. 2018).

4.3.5. Nörorejeneratif Etki

FBM terapisi sinir sistemi üzerinde onarıcı etkiler gösterir. Aksonal büyüme hızlanır, miyelin kılıf kalınlığı artar. Schwann hücreleri aktive olarak periferik sinir onarımını destekler. Nörotrofik faktörlerin salınımı artar. Bu etkiler, periferik sinir yaralanmaları, nöropati ve spinal kord yaralanmaları sonrası fonksiyonel iyileşmeyi desteklemektedir (Freitas ve Hamblin 2016).

4.3.6. Antimikrobiyal Etki

Lazerin antimikrobiyal etkisi iki mekanizmayla gerçekleşir. Fotodinamik tedavide; fotosensitizan madde bakterilere bağlanır, lazer ile aktive edildiğinde ROS üretir, bakteri zarı bozulur ve bakteri ölür. Cerrahi lazerlerde 100°C üzeri sıcaklıkla doku

sterilizasyonu sağlanır. Ayrıca kronik enfeksiyonlarda biyofilm (bakterilerin doku yüzeylerinde oluşturduğu koruyucu tabaka) yapısı FBM ile bozulabilmektedir.

4.3.7. İmmünomodülatör Etki

FBM terapisi bağışıklık sistemini düzenleyici bir şekilde etki gösterir; nöroimmün mekanizmaları modüle eder, mikro dolaşımı artırır ve doku onarımını destekler. Bu etkiler, aşırı inflamatuvar yanıtı baskılayarak doku hasarını en aza indirir (Farouk ve Abdullah 2025).

4.4. Lazer Penetrasyon Derinlikleri

4.4.1. Dalga Boyuna Göre Doku Penetrasyon Derinliği

Lazer ışınının doku içine ne kadar derine nüfuz edebildiği, tedavinin hedef dokuya ulaşip ulaşamayacağını belirleyen en kritik parametrelerden biridir. Penetrasyon derinliği başlıca üç faktöre bağlıdır; lazerin dalga boyu, dokunun optik özellikleri ve dokunun su, melanin, hemoglobin gibi kromofor (ışık emici molekül) içeriği. Genel kural olarak; kısa dalga boylu lazerler (UV, görünür ışık) yüzeysel dokularda absorbe edilirken, uzun dalga boylu lazerler (yakın kızılötesi) daha derine penetrasyon sağlar (Kaub ve Schmitz 2023). Ancak, çok uzun dalga boylarında (örneğin 10600 nm) suyun güçlü absorpsiyonu nedeniyle penetrasyonu tekrar azalır (Kaub ve Schmitz 2023).

4.4.2. Kromoforlar ve Hedefleri

Kromofor, lazer ışınını emerek enerji dönüşümünü başlatan doku bileşenidir. Başlıca kromoforlar:

Su (H₂O): Vücudun en yaygın kromoforudur. CO₂ (10600 nm), Er:YAG (2940 nm) ve Ho:YAG (2100 nm) lazerler su tarafından güçlü bir şekilde emilir. Su hücrenin %70-80'ini oluşturduğundan, hedefe yönelik lazerler çok etkili doku kesimine olanak sağlar.

Melanin: Deri, kıl ve gözde bulunan bir pigmenttir. Kısa dalga boylu, hafif görünür (488-694 nm) ve yakın kızılötesi (810-1064 nm) lazerler melanin tarafından emilir.

Hemoglobin (Hb): Kanda oksijen içeren proteindir. Argon (488-514 nm), KTP (532 nm) ve Diyot (810-980 nm) lazerler hemoglobin tarafından emilir. Damarsal lezyonların tedavisi ve koagülasyon işleminde hemoglobinin hedeflenmesine dayanır.

Sitokrom C Oksidaz (CCO): Mitokondri iç zarındaki son enzimdir. Kırmızı (630-700 nm) ve yakın kızılötesi (700-1100 nm) lazer ışınıni emer. FBM tedavisinin temel hedefi olan bu kromofor, enerji üretimini artırarak iyileştirmeyi tetikler (Freitas ve Hamblin 2016).

5. BEŞERİ TIP ALANINDA LAZER KULLANIMI

Lazer teknolojisi, insan hekimliğinde birçok branşta yaygın olarak kullanılmaktadır. Başlıca kullanım alanları;

Oftalmoloji: LASIX (Excimer lazer ile kornea şekillendirme ve miyopi / hipermetropi düzeltme), retinal fotokoagülasyon terapi (Argon lazer ile diyabetik retinopati), glökom tedavisi (lazer trabeküloplastisi ile göz içi basınç düşürme).

Dermatoloji: Deri lezyonlarının uzaklaştırılması, dövme silme (Q-switched lazer ile pigment parçalama), epilasyon (melanin hedefli lazer ile kıl kökü kaydetme), deri gençleştirme (fraksiyonel CO₂ lazer ile kollajen yenileme).

Gastroenteroloji: Endoskopik tümör ablasyonu, özefagus stenozu tedavisi.

Üroloji: Litotripsi (Ho:YAG lazer ile tedavi ve böbrek taşı kırma), prostat cerrahisi (lazer enükleasyonu veya vaporezasyonu), üretral darlık tedavisi.

Jinekoloji: Servikal lezyonların tedavisi, endometriozis cerrahisi, uterus myom ablasyonu.

Kardiyovasküler Cerrahi: Lazer anjiyoplastisi, transmiyokardiyal lazer revaskülarizasyonu.

Ortopedi: Artroskopik prosedürler, kırıldak düzleştirme, sinovektomi.

Nöroşirurji: Tümör ekstirpasyonu, spinal cerrahi, damarsal malformasyon tedavisi.

Diş Hekimliği: Karies temizliği (Er:YAG lazer ile), periodontal tedavi, yumuşak doku cerrahisi, diş beyazlatma.

Plastik Cerrahi: Yüz gençleştirme, vasküler lezyon tedavisi, lazer lipoliz (Orbak 2014, Yun ve Kwok 2017).

6. VETERİNER HEKİMLİK ALANINDA LAZER KULLANIMI

6.1. Cerrahi Lazer Uygulamaları

6.1.1. CO₂ Lazer Uygulamaları (En Yaygın Cerrahi Lazer)

CO₂ lazer, veteriner hekimlikte yumuşak doku cerrahisinde en yaygın kullanılan lazer türüdür (Öcal ve Kumandaş 2019, Lafuente 2008, Watanabe 2017). Temel olarak su moleküllerini hedef alarak çalışan bu sistem, dokularda hassas kesme, buharlaştırma ve koagülasyon sağlama konusunda mükemmel sonuçlar sunmaktadır. CO₂ lazerlerin termal etkileri sayesinde ameliyat sonrası kanama ve ödem en aza indirilerek, minimal invaziv cerrahi girişimlerde doku bütünlüğü daha iyi korunmaktadır (Öcal ve Kumandaş 2019). Özellikle tümör eksizyonları ve koterizasyon gerektiren prosedürlerde, bu teknolojinin sağladığı kontrollü termal hasar nekroz riskini minimize ederek iyileşme sürecini hızlandırmaktadır (Dinç ve Or 2014).

Sağladığı bu avantajlar doğrultusunda, klinik uygulamalardaki başlıca kullanım alanları şunlardır:

Dermatolojik uygulamalar: Viral papillomlar, viral plaklar, deri tümörleri), pododermatitisler, gingival hiperplaziler, onychectomy dış kulak yolu kitleleri (Öcal ve Kumandaş 2019).

Larenks cerrahisi: Laringektomi, laringoplasti, BOAS cerrahisi (brachiocephalic obstrüktif hava yolu sendromu). Nazofaringeal kitle cerrahisi (Carreira ve ark. 2024). Biyopsi uygulamaları (Silverman ve ark. 2007).

Oftalmolojik uygulamalar: Keratektomikojunktivit, korneal stromal apse tedavisi (Marinho ve ark. 2022).

Atlarda: Laringoplasti (Rossignol ve ark. 2014), neurektomi, üst solunum yolu cerrahisi (Ohnesorge ve Rötting 2012).

Hayvanat bahçesindeki hayvanlarda: İguana'da caudotomie gibi egzotik uygulamalar (Parrott 2000).

Da Vinci robotik cerrahi sistemi ile supraglottik laringektomi (Ritzman ve ark. 2015).

6.1.2. Diyot Lazer Uygulamaları

Diyot lazer (630-980 nm), kompakt boyutu, taşınabilirliği ve çok yönlülüğü sayesinde veteriner hekimlikte giderek artan bir kullanım alanına sahiptir. Başlıca uygulamalar; glokom tedavisi (silier cisim fotokoagülasyonu ile göz içi sıvı üretiminin azaltılması) fotodinamik tedavi (Moreira ve Lyon 2022) hayvanat bahçesi ve egzotik hayvanlarda caudotomie (Rupley ve Parrott-Nenezian 2002) miyotomi, ovariohisterektomi (Parrott 2000), atlarda krikioaritenoid cerrahisi ve aritenoid kıkırdak fotoablasyonu (Oliveri ve ark. 2009) trakeoözofageal fistül tedavisi (Bottero ve ark. 2019) ve damar hemostazıdır (Ritzman ve ark. 2015, Altinkaya 2022).

6.1.3. Nd:YAG Lazer Uygulamaları

Nd:YAG lazer (1064 nm), derin doku penetrasyonu ve güçlü koagülasyon kapasitesi ile özellikle büyük hayvan cerrahisinde önemlidir (Azadgoli ve Baker 2016) Glokom tedavisi (Yang ve ark. 2023) Atlarda etmoid hematom tedavisi (burun bölgelerindeki damarsal kitlenin lazerle küçültülmesi, %70 başarı oranı bulunur) (Tremaine ve Dixon 2001), üst solunum yolu anomalileri, büyük hacimli doku koagülasyonu ve normal septum ablasyonu uygulama alanlarıdır (Blikslager ve Tate 2000, Okano 2025).

6.1.4. Ho:YAG Lazer Uygulamaları

Ho: YAG lazer (2100 nm), kullanılan su tarafından absorbe edilen dalga boyu özellikli lazer, litotripsi uygulamaları ile üstün performans sergilemektedir (Azadgoli ve Baker 2016). Diğer uygulama örnekleri; parsiyel nefrektomi, perkutan disk ablasyonu (Piao ve ark. 2024) ve endoskopik cerrahi uygulamalardır (Grant ve ark. 2008). Ayrıca bu lazerlerin yüksek enerjili ve puls karakterli yapısı, minimal invaziv cerrahi tekniklerinde hemostatik kontrolü optimize ederek iyileşme sürecini hızlandırmaktadır (Öcal ve Kumandaş 2019).

6.1.5. Er:YAG Lazer Uygulamaları

Er:YAG lazer (2940 nm), suyun en güçlü emilim pikine yakın çalışma özelliği ile çok hassas yüzeysel doku ablasyonunu sağlar. Köpeklerde maksiller kanin dişler üzerindeki işlemlerde kullanılan ve diş etinin yenilenmesini destekleyen minimal invaziv cerrahi teknik için uygundur (Okano 2025).

6.2. Düşük Seviyeli Lazer Terapisi (LLLT) / Fotobiyomodülasyon (FBM)

FBM terapisi, kırmızı (630-700 nm) ve yakın kızılötesi (700-1100 nm) dalga boylarındaki düşük güçlü lazer tekniği; iyileşme stimülasyonu, ağrıyı giderme ve yangıyı azaltma amacıyla uygulanan noninvaziv bir tedavi yöntemidir. FBM'nin veteriner hekimlikteki kullanım alanları son derece geniştir (Kampa ve ark. 2020, Altinkaya 2022, Orbak 2014). Özellikle düşük seviyeli lazer terapisi, çeşitli kemik kırıklarının iyileşme sürecinde adjuvan bir tedavi yöntemi olarak kullanılmaktadır. Örneğin deri hastalıklarında; rejeneratif, antiinflamatuvar ve antimikrobiyal etkileri ile destekleyici bir yaklaşım olarak değerlendirilmektedir (Turgut ve Bedir 2021, Cornegliani ve ark. 2025). Bu tedavi, mitokondriyal solunumu ve ATP sentezini uyararak, osteoblastik aktiviteyi artırıp anjiyogenezi desteklemek suretiyle kemik dokusunun rejenerasyonunu ve kallus formasyonunu hızlandırmaktadır. Ayrıca, cerrahi sonrası iyileşme sürelerini kısaltmanın yanı sıra kronik osteoartrit gibi dejeneratif eklem hastalıklarında analjezik bir alternatif olarak da öne çıkmaktadır. (Taş 2017). Ayrıca lazer uygulamalarının, farklılaşmamış mezenkimal hücrelerin osteoblastlara dönüşümünü teşvik ederek ve antienflamatuvar yolları aktive ederek doku onarımını kolaylaştırdığı gösterilmiştir (Taş 2017).

Etkili bir fotobiyomodülasyon uygulaması için, özellikle floresan ışık enerjisi tabanlı yöntemlerde, optimal fotonik penetrasyonu sağlamak amacıyla tedavi edilecek bölgedeki kılların kırılması ve uygulama sahasına yaklaşık 2 mm kalınlığında fotodönüştürücü jel tabakasının homojen bir şekilde yayılması kritik öneme sahiptir. Tedavi protokollerinde, uygulamanın haftalık seanslar halinde ve klinik konsensüs önerileri doğrultusunda gerçekleştirilmesi, işlem sonrasında ise kullanılan jelin bölgeden tamamen temizlenerek dokunun arındırılması, terapötik etkinin maksimize edilmesi açısından elzemdir (Cornegliani ve ark. 2025).

6.3. Endikasyonları

6.3.1. Cerrahi Lazer Endikasyonları

Cerrahi lazerlerin endike olduğu durumlar şunlardır:

1. Yumuşak doku kitleleri: Minimal kanama ve operasyon sahasında sağladığı steril ortam avantajı nedeniyle kitle ekstirpasyonlarında tercih edilir.

2. Larenks cerrahisi: Brachiocephalic obstrüktif hava yolu sendromu “BOAS” cerrahisinde solunum yolu düzeltme girişiminde CO₂ lazer altın standarttır.

3. Oftalmolojik cerrahi: Keratektomi, glokom tedavisi.
4. Dermatolojik lezyonlar: Viral papillomatosis, plak ve deri kitlelerinin uzaklaştırılması.
5. Oral kavite cerrahisi: Epulis, stomatitis tedavileri.
6. Endoskopik prosedürler: Üst solunum yolu ve üriner sistem lezyonları.
7. Minimal invaziv cerrahi: Kulak yolu kitleleri, nazofarengeal lezyonlar.
8. Ürolitiazis: Ho:YAG lazer litotripsi ile mesane ve böbrek taşlarının parçalanması (Watanabe 2014, Altinkaya 2022).

6.3.2. Terapötik Lazer (FBM) Endikasyonları

FBM terapisinin endike olduğu durumlar:

1. Postoperatif ağrı yönetimi.
2. Kronik artrit ve dejeneratif eklem hastalığı.
3. Yara iyileşmesi (akut ve kronik yaralar).
4. Tendon ve ligament yaralanmaları.
5. Burkulmalar ve bazı kırık şekilleri.
6. Bazı yangılar (ör. eklem, kulak, kas, deri inflamasyonu) (Zhang ve Qu 2023).
7. Kas ağrıları (ör. kas içi ağrılı noktalar) (Oliveira ve ark. 2021).
8. Kronik ve akut ağrı sendromları (González-Muñoz ve ark. 2023).

6.4. Kontrendikasyonları

6.4.1. Yüksek Dereceli Kontrendikasyonlar

Aşağıda belirtilen durumlar “Mutlak Kontrendikasyonlar” olup, lazer uygulaması kesinlikle yapılmamalıdır.

1. Retina üzerine doğrudan veya yansıyan ışın: Geri dönüşümsüz retina hasarına yol açar. Lazer ışını doğrudan veya yansıma yoluyla göze girdiğinde, retinal fotoreseptörler ve pigment epiteli kalıcı olarak zarar görür (Taylor ve ark. 2021).

2. Neoplastik doku üzerine FBM uygulaması: Tümör üzerine düşük güçlü lazer uygulaması, tümör hücrelerinin çoğalmasını uyarabilir (Jo ve ark. 2026). FBM hücre

proliferasyonunu artırdığından, özellikle kanser hücrelerinin büyümesini de hızlandırma riski bulunur (Robijns ve ark. 2022). Lenfoma hastalarında: FBM'nin immünoestimülatör etkisi, lenfoma hastalarında hastalığı kötüleştirebilir. Bu bağlamda, FBM'nin tümör üzerindeki etkileri üzerine son yıllarda yürütülen araştırmalar, konunun daha incelikli bir perspektif gerektirdiğini göstermektedir. Glass, FBM'nin neoplastik hücreler üzerindeki etkilerinin parametreye bağlı değişkenlik gösterebileceğini belirtirken (Glass, 2023), Wang ve ark. (2026) tümör mikroçevresindeki hücreler mekanizmaların doz ve dalga boyuna göre farklılaşabildiğini vurgulamaktadır (Wang ve ark. 2025). Literatürde tümör büyümesini tetikleyebilecek riskler halen bir endişe kaynağı oluşturduğundan, neoplastik süreçlerde FBM uygulamasının son derece temkinli bir yaklaşımla, bireysel risk-fayda analizi çerçevesinde yapılması gerekmektedir.

3. Lenfoma hastalarında: FBM'nin immünoestimülatör etkisi, lenfoma hastalarında hastalığı kötüleştirebilir (Robijns ve ark. 2022).

4. İmmünoşüpresif tedavi uygulanan hastalarda: Bağışıklık sistemini azaltan, baskılayan veya engelleyen bu tedavi protokolü uygulanan hayvanlarda, FBM'nin immünoestimülatör etkisi ile tedavide ilaçların geçimsizliği ciddi sorunlar yaratabilir (Aoki 2023).

6.4.2. Düşük Dereceli Kontrendikasyonlar

Aşağıdaki durumlarda dikkatli olunmalı, risk-fayda değerlendirmesi yapılmalıdır.

1. Gebe uterus üzerine: Fetal hasar riski vardır (Bacci ve ark. 2023). Özellikle yüksek güçlü lazer ışınının gebe uterusu yönlendirilmesinden kaçınılmalıdır.

2. Hiperaktif tiroid bezi üzerine: FBM, tiroid aktivitesini artırabilir. Hipertiroidli hayvanlarda dikkatli olunmalıdır (Timimi, 2024).

3. Aktif hemoraji bölgelerinde: Düşük güçlü lazer terapisinin vazodilatasyonla aktif kanamayı artırma riski bulunmaktadır (Morshedzadeh ve ark. 2022).

4. Açık epifiz plakları üzerinde (1 yaş altı hayvanlar için): Yüksek güçlü lazerlerin genç hayvanlarda büyüme plaklarının erken kapanmasına neden olma riski bulunmaktadır (Oliveira ve ark. 2013).

5. Endokrin sistem ve gonadlar: Hormonal dengeyi bozma riski vardır (Noghabaei ve ark. 2024).

6. Fotosensitif ilaç kullanan hastalarda: Lazer tedavi yoğunluğu düşürülmeli veya tedavi ertelenmelidir (Thomsen 1991).

7. Dövmeli bölgelerde: Dövme pigmenti yoğun lazer ışınını absorbe ederek, ciddi ağrı ve doku hasarı oluşturabilir (Schwartzberg ve Gold 2020).

6.5. Güvenlik Önlemleri

Lazer uygulamalarında güvenlik; operatör, hasta, yardımcı personel ve hayvan sahipleri için önemlidir. Aşağıdaki güvenlik önlemleri mutlaka sağlanmalıdır.

1. Göz Koruyucu Gözlükler: Her lazer uygulamasında operatör, yardımcı personel ve mümkünse hasta için uygun dalga boyuna özgü koruyucu gözlükler kullanılmalıdır. Her lazer türünün farklı dalga boyuna karşı koruma sağlayan özel gözlükler bulunur, uygun olmayan gözlük kullanımı hiçbir koruma sağlamaz.

2. Görünmez Lazer Işını Uyarısı: 760 nm üzeri dalga boyundaki lazer ışını insan gözüyle görülemez. Bu nedenle kızılötesi cerrahi lazerlerde mutlaka "finder beam" olarak adlandırılan "hedefleme ışını" düşük güçlü görünür bir lazer ışını veya sesli sinyal sistemi ile uyandırılmalıdır.

3. Yansıtıcı Yüzeylerden Kaçınma: Metal cerrahi aletler, aynalar ve parlak yüzeyler lazer ışınını yansıtarak istenmeyen doku hasarı veya göz lezyonu oluşturabilir. Lazer uygulaması sırasında mat yüzeyli aletler tercih edilmeli ve yansıtıcı yüzeyler ortamdan uzaklaştırılmalıdır.

4. Lazer Güvenlik Eğitimi: Lazer ile ilgili görevli personel, lazer güvenlik eğitimi almış olmalıdır. Bu eğitim; lazer fiziği, doku etkileşimi, güvenlik sınıflandırması, acil durum prosedürü ve koruyucu ekipman kullanımını kapsar.

5. Uygun Dozaj ve Parametre: Her tedavi uygulamasında doğru dalga boyu, güç yoğunluğu, enerji dozu (joule/cm^2 , W/cm^2), atım süresi ve tedavi süresi belirlenmelidir. Aşırı doz doku hasarına, yetersiz doz tedavinin amacına ulaşmamasına neden olur. Ayrıca fotbiomodülasyon gibi lazer tedavilerinde bifazik dozlama gibi ayrıntıların dikkatli bir şekilde değerlendirilmesi gerekmektedir.

6. Lazer Güvenlik Alanı: Lazer uygulaması yapılan ortam, lazer güvenlik işaretleriyle belirlenmelidir. Yetkisiz kişilerin girişi engellenmelidir.

7. Yangın Güvenliği: Cerrahi lazerler, oksijenden zenginleştirilmiş ortamda kullanıldığında yangın riski oluşturabilir. Alkol bazlı antiseptikler ve yanıcı riskli sentetik örtüler lazer ışınından uzak tutulmalıdır (Kolev ve Stoeva 2004).

6.6. Avantajları

6.6.1. Cerrahi Lazerin Avantajları

Cerrahi lazerler, geleneksel cerrahiye göre birçok önemli avantaj sunmaktadır:

1. Minimal kanama: Lazer, dokuyu keserken aynı anda kan damarlarını koterize eder, operasyon bölgesinde minimum kanama olur ve net bir görüş alanı sağlanır.

2. Daha iyi görüş alanı: Minimum hemoraji ile uygulama alanında daha temiz bir ortam yaratırken, dokuların anatomik detayları daha net görülür.

3. Kısa operasyon süresi: Lazer, kesme ve koagülasyonu eş zamanlı gerçekleştirir. Bu da operasyon süresini kısaltır.

4. Sterilite: Lazer, dokuya doğrudan temas etmeden çalışır. Bu da çapraz kontaminasyonu ve enfeksiyon riskini azaltır.

5. Minimum postoperatif ağrı: Lazer, sinir uçlarını etkiliyerek postoperatif ağrıyı azaltır.

6. Minimal çevresel doku hasarı: Lazer enerjisi, çok küçük bir alanda yoğunlaştırılabilir, bu şekilde hedef dışı doku hasarı minimize edilir.

7. Az ödem: Lazer, lenfatik damarları mühürleyerek postoperatif ödemi azaltır.

8. Hızlı iyileşme: Daha az doku travması, daha az kanama ve daha az enfeksiyon riski ile iyileşme süresini kısaltır.

9. Kısa anestezi süresi: Operasyonun kısa sürede tamamlanması, anestezi süresini kısaltır ve komplikasyon riskini azaltır.

10. Minimal invaziv cerrahi: Lazer, endoskopla kombine edilerek minimal invaziv prosedüre olanak sağlar (Orbak 2014).

6.6.2. Terapötik Lazerin (FBM) Avantajları

1. Noninvaziv: Cerrahi müdahale gerektirmez, deri bütünlüğü bozulmaz.

2. İlaçsız ağrı yönetimi: Nonsteroidal antiinflatuar (NSAID) ilaçlar gibi gastrointestinal yan etkileri ve ilaç bağımlılığı riski yoktur.
3. Anti-enflamatuar etki: Yangıyı doğal yollarla azaltır.
4. Hızlandırılmış yara iyileşmesi: Kollajen üretimini ve epitelizasyonu artırır. Bu uyarımın yapılması için doğru dozajlama oldukça önemlidir.
5. Vazodilatasyon etkisi: Hasarlı bölgeye daha fazla oksijen ve besin ulaşımı sağlar.
6. Multimodal ağrı yönetimine katkı: Diğer tedavi yöntemleriyle (ör. ilaç tedavisi, fizyoterapi) kolayca kombine edilebilir.
7. Veteriner teknisyenleri tarafından uygulanabilir: Eğitimli (bazı bölgelerde sertifikasyon programına tabi olabilir) teknikerler tarafından güvenle uygulanabilir, veteriner hekim doğrudan uygulamak zorunda değildir.
8. Kümülatif etki: Düzenli uygulamada her seansta artan terapötik fayda sağlar.
9. Geniş uygulama yelpazesi: Ağrı, yangı, yara iyileşmesi ve sinir onarımı gibi birçok farklı durumda kullanılabilir (Liu ve ark. 2026, Wimalarathna ve George 2024, Rosso ve ark. 2018).

7. SONUÇ

Lazer teknolojisi, veteriner hekimlikte cerrahi müdahalelerden rehabilitasyon süreçlerine kadar uzanan geniş bir spektrumda, tanı ve tedavi yaklaşımlarını kökten değiştiren bir dönüşüme öncülük etmektedir. Günümüzde lazer uygulamaları; minimal kanama, daha az postoperatif ağrı, üstün doku hassasiyeti ve sterilite avantajlarıyla cerrahi prosedürlerde devrim yaratırken, yumuşak doku operasyonlarından endoskopik girişimlere ve periodontal tedavilere kadar pek çok alanda standartları belirlemektedir. Diğer taraftan, anti-inflamatuar ve rejeneratif etkiler sağlayan fotobiyomodülasyon, noninvaziv tedavi protokollerinde merkezi bir rol üstlenmektedir. Bu tedavi yönteminin temelini oluşturan moleküler mekanizma, kanıta dayalı tıp uygulamaları için oldukça sağlam bir zemin teşkil etmektedir. Gelecek perspektifine bakıldığında ise; robotik destekli lazer cerrahisi, fotodinamik tedavide yeni nesil fotosensitizan kullanımı, lazer akupunkturu, kök hücre terapisi ile FBM sinerjisi ve yapay zekâ destekli parametre optimizasyonu gibi teknolojik atılımlar, veteriner hekimliğin sınırlarını daha da ileri

taşıyacaktır. Sonuç olarak; lazer teknolojisi, yalnızca modern veteriner hekimliğin vazgeçilmez bir parçası değil; aynı zamanda hayvan refahını ve yaşam kalitesini zirveye taşıyan, sürekli evrilen bilimsel bir rehberdir. Bu teknolojinin potansiyelinden tam anlamıyla faydalanabilmek adına lazer fiziğine, doku etkileşimlerine, endikasyon ve kontrendikasyon süreçlerine hakimiyetin yanı sıra, sürekli mesleki gelişim ve güncel protokollerin titizlikle uygulanması, hekimliğimizin geleceği için önemli konulardan birisidir.

KAYNAKLAR

- Altinkaya N, (2022). Köpeklerde düşük yoğunluklu lazer tedavisinin etkinliği. *Izmir Dem Univ Health Sci J*, 5, 363-378.
- Aoki A, (2023). Akira Aoki (Japan). Er:YAG laser-assisted comprehensive periodontal. *Adv Clin Exp Med*, 32, 21.
- Ayaş G, Telci DZ, Or ME, Dokuzeylül B, (2025). Extracorporeal shock wave lithotripsy in small animal clinical practice. *Turk J Vet Res*, 9, 151-156.
- Azadgoli B, Baker RY, (2016). Laser applications in surgery. *Ann Transl Med*, 4, 452-452.
- Bacci S, Bassetto F, Corsi A, Forma O, Grandi V, Macciò A, Raspa A, Scarpa C, (2023). Photobiomodulation in clinical practice. *Veins Lymphatics*, 12.
- Bartels KE, (2002). Lasers in veterinary medicine--where have we been, and where are we going? *Vet Clin North A. Small Ani. Pract*, 32, 495-515.
- Bernardo CPCV, Lameirinhas RAM, Cunha JP de M, Torres JPN (2024). A revision of the semiconductor theory from history to applications. *Nature Mater*, 9 (5), 369.
- Blikslager AT, Tate LP, (2000). History, instrumentation, and techniques of flexible endoscopic Laser Surgery in Horses. *Vet Clin North Am Equine Pract*, 16, 251-268.
- Can MK, Altuncu D, (2021). Sergileme Mekânlarında yapay aydınlatma uygulamaları. *Kocaeli Üniversitesi Mimarlık ve Yaşam Dergisi. Mimarlık ve Yaşam Dergisi*, 6(2), 673-674.
- Carreira LM, Alexandre-Pires G, Azevedo P, (2024). CO2 LASER versus blade scalpel surgery in the management of nasopharyngeal masses in dogs. *Animals*, 14, 1733.
- Carroll J, Murphy CJ, Neitz M, Hoeve JNV, Neitz J, (2001). Photopigment basis for dichromatic color vision in the horse. *J Vision*, 1, 2-2.
- Cem B, (2012). Biomedical Optics and Lasers. In: *Biyomedikal Mühendislerinin Yol Haritası ve Dönüm Noktaları In: InTech eBooks Ed:Kara*, s:143-182.
- Choy DSJ, (1988). History of Lasers in medicine. *Thorac Cardiovasc Surg*, 36, 114-117.
- Cornegiani L, White A, Sauvé F, Ordeix L, Mayer U, (2025). Clinical practice recommendations and expected outcomes with fluorescent light energy: a Delphi-like consensus. *BMC Veterinary Research*, 21(1), 565–565.
- Delhey K, Peters A, (2008). Quantifying variability of avian colours: are signalling traits more variable? *PLoS ONE*, 3, 3(2):e1689
- Dompe C, Moncrieff L, Matys J, Grzech-Leśniak K, Kocherova I, Bryja A, Angelova Volponi A, (2020). Photobiomodulation-underlying mechanism and clinical applications. *J Clin Med*, 9, 1724-1725.
- Douglas RH, Jeffery G, (2014). The spectral transmission of ocular media suggests ultraviolet sensitivity is widespread among mammals. *Proc R Soc B*, 281, 20132995-20132995.
- Ferraresi C, Huang Y, Hamblin MR (2016). Photobiomodulation in human muscle tissue, an advantage in sports performance? *J Biophotonics*, 9, 1273-1299.
- Fichera, L. (2016). Background: Laser technology and applications to clinical surgery. In: *Cognitive Supervision for Robot-Assisted Minimally Invasive Laser Surgery*, Ed: Fischer, L. Springer PhD theses, Springer Nature Press, Italy, (pp. 9–25).

- Freitas LF de, Hamblin MR, (2016). Proposed mechanisms of photobiomodulation or low-level light therapy. *IEEE J Sel Top Quantum Electron*, 22, 348-364.
- Gavish L, Hoffer O, Rabin N, Halak M, Shkilevich S, (2020). Microcirculatory response to photobiomodulation—why some respond and others do not, a randomized controlled study. *Lasers Surg Med*, 52, 863-872.
- Gemert MJC van, Welch AJ, (1989). Clinical use of laser-tissue interactions. *IEEE Eng Med Biol Mag*, 8, 10-13.
- Giovagnoli L, Vermeulen JP, (2026). Photobiomodulation in veterinary medicine, Mechanisms, Clinical Applications, and Case Studies. *Open J Vet Med*, 16, 27-36.
- González-Muñoz A, Cuevas-Cervera M, Pérez-Montilla JJ, Aguilar-Núñez D, (2023). Efficacy of photobiomodulation therapy in the treatment of pain and inflammation, a literature review. *Healthcare*, 11, 938-938.
- Gönenci, R., & Orhun, Ö. T.(Ed.). (2024). Veteriner cerrahide lazerin kullanım alanları. Livre de Lyon.
- Gross AJ, Herrmann TRW, (2007). History of lasers. *World J Urol*, 25, 217-220.
- Gutiérrez-Corrales A, Rizcala-Orlando Y, Montero-Miralles P, Volland G, Gutiérrez-Pérez JL, Torres-Lagares D, Serrera-Figallo M, (2020). Comparison of diode laser – Oral tissue interaction to different wavelengths. In vitro study of porcine periodontal pockets and oral mucosa. *Medicina oral*, 1, 224-232.
- Günaydın G, Gedik ME, Ayan S, (2021). Photodynamic therapy—current limitations and novel approaches. *Frontiers in Chemistry*, 9, 691617.
- d’Ingeo S, (2019). Laterality, heart rate and EEG as measurements of animal welfare in dogs and horses. *HAL*, (Le Centre pour la Communication Scientifique Directe). 4, 179-189.
- Jalil MAB, (2024). A study on the argon ion laser. *IJRASET*, 12, 1106-1112.
- Jiang D, Liu G, Yang B, Niu H, Fan H, Ren Z, Mu L, Xu X, Qiao X, Wu K, He D, (2023). 450-nm blue diode laser, a novel medical apparatus for upper tract urothelial lesions. *World J Urol*, 41, 3773-3779.
- Jo J, Kang M, Kang HW, (2026). Stimulation of tumor growth and angiogenesis with energy-dependent photobiomodulation. *IEEE JSTQE*, 32, 1-7.
- Kampa N, Jitpean S, Seesupa S, Hoisang S, (2020). Penetration depth study of 830 nm low-intensity laser therapy on living dog tissue. *Vet World*, 13, 1417-1422.
- Kaub L, Schmitz C, (2023a). Comparison of the penetration depth of 905 nm and 1064 nm laser light in surface layers of biological tissue ex vivo. *Biomedicines*, 11, 1355-1355.
- Khan I, Arany P, (2015). Biophysical approaches for oral wound healing, emphasis on photobiomodulation. *Adv Wound Care*, 4, 724-737.
- Khan I, Rahman SU, Tang E, Engel K, Hall B, Kulkarni AB, Arany P, (2021). Accelerated burn wound healing with photobiomodulation therapy involves activation of endogenous latent TGF- β 1. *Sci Rep*, 11(1):13371.
- Kolev I, Stoeva IS, (2004). Laser security systems. *Proc. SPIE* 5449, 136-136.

- Lafuente P, (2008). Uso del láser de CO2 en cirugía veterinaria , aplicación en cinco casos clínicos. Dipòsit Digital de Documents de la UAB, 115, 432-532.
- Leconte B, (2016). Development of Nd-doped fiber laser sources for an emission around 900 nm and 450 nm. PhD. Centre National de la Recherche Scientifique. (Doktora Tezi)
- Liew S, (2015). Lasers. In: Plastic and Reconstructive Approches and Techniques,ED. Farhadieh, RD, Willey Press, ISBN:9781118655429 21, 44-50.
- Lim JK, Kim JH, Park GT, Woo SH, Cho M, Kang S, (2025). Efficacy of light-emitting diode-mediated photobiomodulation in tendon heang in a murine model. *Int J Mol Sci*, 26, 2286-2286.
- Liu Z, Liao Z, Wang D, Wang C, Song C, (2022). Recent advances in soft biological tissue manipulating technologies. *Chin J Mech Eng*, 35(1), 1-34.
- Liu X, Chen K, Zhao X, Zhuang Z, Ni X, (2026). Current research status and progress of laser therapy in wound healing. *Plast Aesthet Res*, 13, 10-11.
- Looney AL, Huntingford J, Blaaser LL, Mann S, (2018). A randomized blind placebo-controlled trial investigating the effects of photobiomodulation therapy (PBMT) on canine elbow osteoarthritis. *Can Vet J*, 59, 959-966.
- Ma Y (2019). Laser Application. In: Laser Technology and its Applications.(IntechOpen). London, pp.41.
- Majdabadi A, Abazari M, (2015). Study of interaction of laser with tissue using monte carlo method for 1064 nm neodymium-doped yttrium aluminium garnet (Nd,YAG). *J Lasers Med Sci*, 6, 22-27.
- Marinho KA de O, Tavernezi KMT, Alves BH, Souza BC de, Silva CF, Pereira GF, Carvalho LM de, Júnior STA, (2022). Corneal stromal abscess in a dog. *Acta Sci Vet*, 50, 742.
- Meisgeier A, Heymann P, Ziebart T, Braun A, Neff A, (2023). Wound healing after therapy of oral potentially malignant disorders with a 445-nm semiconductor laser, a randomized clinical trial. *Clin Oral Investig*, 28, 1-9.
- Moreira EM, Lyon JP, (2022). Photodynamic therapy in veterinary medicine, Applications in dogs and cats. *PubVet*, 16, 1-4.
- Morshedzadeh G, Aslroosta H, Vafaei M, (2022). Effect of GaAlAs 940 nm Photobiomodulation on palatal wound healing after free gingival graft surgery, a split mouth randomized controlled clinical trial. *BMC Oral Health*, 22, 202-213.
- Mysliwiec J, Szukalska A, Szukalski A, Sznitko L, (2021). Liquid crystal lasers, the last decade and the future. *Nanoph*, 10, 2309-2346.
- Noghabaei G, Ahmadzadeh A, Pouran F, Mahdavian A, Rezaei M, Razzaghi MR, Mansouri V, (2024). The role of laser and microwave in treatment of endocrine disorders, a systematic review. *J Lasers Med Sci*, 15, e23.
- Ohnesorge B, Rötting AK, (2012). Laser surgical treatment options for diseases of the upper respiratory tract in horses – An overview. *Photonics Lasers Med*. 1, 5-17.
- Okano K, (2025). Er, YAG laser-assisted minimally invasive non-surgical technique (MINST). for periodontal regeneration of maxillary canine teeth in dogs. *Front Vet Sci*, 12, 1717019.

Oliveira F de, Peccin MS, Fernandes KR, Rennó ACM, Giusti PR, Chaves MD, (2013). Helium-neon laser therapy interferes with epiphyseal plate growth in the femur and tibia of rabbits. *Photonics Lasers Med*, 2, 349-354.

Oliveira MFD de, Johnson D, Demchak TJ, (2021). Low-intensity LASER and LED (photobiomodulation therapy). for pain control of the most common musculoskeletal conditions. *Eur J Phys Rehabil Med*, 58, 282-289.

Oliveri M, Voghera SG, Fossum TW, (2009). Video-assisted left partial arytenoidectomy by diode laser photoablation for treatment of canine laryngeal paralysis. *Vet Surg*, 38, 439-444.

Orbak G, (2014). Low level laser application in periodontology. *J Marmara Univ Inst Health Sci*, 4, 43-50.

Öcal Z, Kumandaş A, (2019). Use of lasers in veterinary medicine. *Vet Farm*, 10(2), 60-70.

Panova N, Nikolova K, Dikova T, (2023). Application of lasers and laser processing technologies in modern dentistry, A review. *J Chem Technol Metall*, 58, 1116-1127.

Parrott T, (2000). Laser use in avian and exotic animal medicine. *Proc SPIE*, 3907, 491-491.

Piao Z, Kim Y-U, Ko J, Lee J, (2024). Evaluation of safe insertion angles for spinal needles and safe intensity of the holmium, yag laser during percutaneous laser disc ablations in Feline Cadavers. *Vet Sci*, 11, 325.

Prabhu VK, Rao BSS, Rao ACK, Prasad K, Mahato KK, (2020). Photobiomodulation invigorating collagen deposition, proliferating cell nuclear antigen and Ki67 expression during dermal wound repair in mice. *Lasers Med Sci*, 37, 171-180.

Pryor B, Millis DL, (2015). Therapeutic laser in veterinary medicine. *Vet Clin North Am Small Anim Pract* 45, 45-56.

Ramazan G, Tarık OÖ, (2024). Veteriner cerrahide lazerin kullanım alanları. Zenodo'da (CERN Avrupa Nükleer Araştırma Örgütü) . Avrupa Nükleer Araştırma Örgütü. Ed: Gönenci R, Tarık OÖ. Livre de Lyon Press, Lyon, 7-8.

Ritzman TK, Griffin C, Kilgore A, Mayer J, Ness R, (2015). Therapeutic laser treatment for exotic animal patients. *J Avian Med Surg*, 29, 69-73.

Robijns J, Nair R, Lodewijckx J, Arany P, Barasch A, Bjordal JM, Bensadoun R, (2022). Photobiomodulation therapy in management of cancer therapy-induced side effects. WALT position paper 2022. *Front Oncol*, 12, 1-26.

Romanos GE, (2021). Laser fundamental principles. *Adv Laser Surg. Dent*, 3, 1-40.

Rossignol F, Vitte A, Boening J, Maher MJ, Lechartier A, Brandenberger O, (2014). Laryngoplasty in Standing Horses. *Vet Surg*, 44(3), 355-362.

Rosso MP de O, Buchaim DV, Kawano N, Furlanette G, Pomini KT, Buchaim RL, (2018). Photobiomodulation therapy (pbmt) in peripheral nerve regeneration, a systematic review. *Bioengineering*, 5, 44-44.

Rupley AE, Parrott-Nenezian T, (2002). The use of surgical lasers in exotic and avian practice. *Vet Clin North Am Small Anim Pract*, 32, 703-721.

Sarbadhikary P, George BP, Abrahamse H, (2022). Paradigm shift in future biophotonics for imaging and therapy, Miniature living lasers to cellular scale optoelectronics. *Theranostics*, 12, 7335-7350,

Schwartzberg L, Gold MH, (2020). Complications seen with the use of lasers for cosmetic applications. *Dermatol Rev*, 1, 63-70.

Shurab K, (2025). Proposed Guidelines for Reporting Parameters and Procedures of High- and Low-Level Laser Therapy in Medical Research Articles. *Med Devices*, 18, 495–505.

Silverman EB, Read RW, Boyle CR, Cooper R, (2007). Histologic comparison of canine skin biopsies collected using monopolar electrosurgery, CO2 laser, radiowave radiosurgery, skin biopsy punch, and scalpel. *Vet Surg*, 36, 50-56.

Simões BF, Sampaio FL, Douglas RH, Kodandaramaiah U, Casewell NR, (2016). visual pigments, ocular filters and the evolution of snake vision. *Mol Biol Evol*, 33, 248-245.

Smith JA, (1993). Review, tissue effects of laser energy. *J Endourol*, 7, 389-390.

Smith WV, (1957). Microwave amplification by MASER techniques. *IBM J Res Dev*, 1, 232-238.

Soliman J, Elsanadi R, Messele F, Kelly KM, (2024). The effect of combined red, blue, and near-infrared light-emitting diode (LED). photobiomodulation therapy on speed of wound healing after superficial ablative fractional resurfacing. *Lasers Med Sci*, 39.

Sönmezoglu B, (2020). Ala-5 aracılı fotodinamik terapinin kolon kanseri hücre hattı üzerindeki etkisinin lazer ve led ışık kaynaklı sistemler aracılığıyla in vitro olarak incelenmesi. Yüksek Lisans Tezi. Sakarya Üniversitesi Açık Erişimi.

Stoker MR, (2005). Basic principles of lasers. *Anaesthesia Intensive Care Med*, 6, 402-404.

Taş G, (2017). Değişik enerji seviyelerinde diyod lazer uygulamasının ekspanse edilmiş midpalatal sutur üzerindeki etkilerinin histomorfometrik olarak incelenmesi. (Doktora tezi, Bezmialem Vakıf Üniversitesi). Bezm Vakıf Üniv Açık Erişim Sistemi.

Taylor AW, Hsu S, Ng TF, (2021). The Role of retinal pigment epithelial cells in regulation of macrophages/microglial cells in retinal immunobiology. *Front Immunol*, 12, 724601.

Thomsen S, (1991). Pathologic analysis of photothermal and photomechanical effects of laser–tissue interactions. *Photochem Photobiol*, 53, 825-835.

Timimi ZA, (2024). Examining how 940-nm low-power laser radiation affects female rabbits' thyroid gland hormone levels. *Innov Emerg Technol*, 11, 114.

Tomlinson J, Orenbuch E, Mayer J, Van Dyke J, LoGiudice RJ, (2011). Laser therapy in veterinary medicine. *J Am Vet Med Assoc*, 238, 974.

Tremaine WH, Dixon PM, (2001). A long-term study of 277 cases of equine sinonasal disease. Part 2, Treatments and results of treatments. *Equine Vet J*, 33, 283-289.

Turgut F, Bedir AG, (2021). Use of low level laser therapy for fracture healing. *Bozok Vet Sci*, 2(2), 80-84.

Uno K, (2012). Longitudinally excited CO2 Laser. In *InTech eBooks*, ss. 2-25.

Ünver S, Yildirim M, (2014a). Ameliyathanede lazer cerrahisine ilişkin güvenlik önlemleri. *Anatol J Clin Investig*, 8(2), 92-97.

Wang Z, Peng H, Shi W, Gan L, Zhong L, (2021). Application of photodynamic therapy in cancer, challenges and advancements. *Biocell*, 45, 489-500.

Wang Q, Oh P-S, Jeong HJ, (2026). From molecular mechanisms to clinical applications: A comprehensive review of photobiomodulation in cancer treatment. *Photochem Photobiol*, 102, 27-42.

- Watanabe M, (2014). Laser surgery in veterinary medicine. *Nippon Laser Igakkaishi*, 35, 19-23.
- Watanabe M, (2017). Carbon dioxide laser in veterinary medicine. *Nippon Laser Igakkaishi* 38, 120-123,
- Wimalarathna A, George R, (2024). Utilization of dental laser for analgesia to enhance patient comfort in dentistry. A Review. *J Dent Sci Res Rev*, 1-3.
- Winter R, Dungal P, Reischies F, Rohringer S, Slezak P, Smolle C, Spendel S, Kamolz L, (2018). Photobiomodulation (PBM) promotes angiogenesis in-vitro and in chick embryo chorioallantoic membrane model. *Sci Rep*, 8, 950.
- Verdaasdonk RM, Swol CFP, (1997). Laser light delivery systems for medical applications. **Phys Med Biol**, 42(5), 869–894.
- Yang M, Pan X, Chen Z, Shen X, Yu Z, (2023). Management of pseudophakic malignant glaucoma using modified nd,yag laser treatment methodology through surgical preset iridectomy. *Ophthalmol Ther*, 13, 337-351.
- Yun SH, Kwok SJJ, (2017). Light in diagnosis, therapy and surgery. *Nat Biomed Eng*, 1, 0008.
- Zhang R, Qu J, (2023). The Mechanisms and efficacy of photobiomodulation therapy for arthritis, a comprehensive review. *Int J Mol Sci*, 24, 14293-14293.