



**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN
İTERBİYUM VE GADOLİNYUM KATKILI LAZER
CAM BİYOMALZEMELER**

Serkan KEMİK

**2021
YÜKSEK LİSANS TEZİ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. İdris KABALCI**

**BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İTERBİYUM VE GADOLİNYUM
KATKILI LAZER CAM BİYOMALZEMELER**

Serkan KEMİK

**T.C.
Karabük Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Enstitüsü
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında
Yüksek Lisans Tezi
Olarak Hazırlanmıştır**

**Tez Danışmanı
Prof. Dr. İdris KABALCI**

**KARABÜK
Ocak 2021**

Serkan KEMİK tarafından hazırlanan “BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İTERBİYUM VE GADOLİNYUM KATKILI LAZER CAM BİYOMALZEMELER” başlıklı bu tezin Yüksek Lisans Tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Prof. Dr. İdris KABALCI

Tez Danışmanı, Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Bu çalışma, jürimiz tarafından oy birliği ile Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalında Yüksek Lisans tezi olarak kabul edilmiştir. 22/01/2021

Ünvanı, Adı SOYADI (Kurumu)

İmzası

Başkan : Prof. Dr. Fatma KANDEMİRLİ (Kastamonu Ü)

Üye : Prof. Dr. İdris KABALCI (KBÜ)

Üye : Doç. Dr. Mehmet Akif ERDEN (KBÜ)

KBÜ Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Yönetim Kurulu, bu tez ile, Yüksek Lisans derecesini onamıştır.

Prof. Dr. Hasan SOLMAZ

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü Müdürü

“Bu tezdeki tüm bilgilerin akademik kurallara ve etik ilkelere uygun olarak elde edildiğini ve sunulduğunu; ayrıca bu kuralların ve ilkelerin gerektirdiği şekilde, bu çalışmadan kaynaklanmayan bütün atıfları yaptığımı beyan ederim.”

Serkan KEMİK

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

BİYOMEDİKAL UYGULAMALAR İÇİN İTERBİYUM VE GADOLİNYUM KATKILI LAZER CAM BİYOMALZEMELER

Serkan KEMİK

Karabük Üniversitesi

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı:

Prof. Dr. İdris KABALCI

Ocak 2021, 74 sayfa

Lazerler ya da lazer sistemleri tıp alanında teşhis ve tedavi için kullanılmakta ve yeni uygulamalar için de büyük potansiyel barındırmaktadır. Lazer camlar da lazerlerin önemli bir parçasıdır. Cam malzeme teknolojisindeki gelişmeler daha iyi lazer camların üretilmesini ve dolayısıyla biyomedikal uygulamalar için yeni lazer sistemlerinin üretilmesini sağlayacaktır. Bu tezin ana amacı lazer uygulamaları için iterbiyum ve gadolinyum katkılı lazer camların üretilmesidir. Gadolinyumun biyomedikal mühendisliğinde farklı uygulamaları vardır. Bu tez çalışmasında, gadolinyumun cam malzeme üretimi için kullanılması ve gadolinyum oksit camlarının özelliklerinin araştırılması hedeflenmiştir. Cam numunelerin içeriklerinin değişik olması nedeniyle, kullanılan kimyasalların numunelere olan etkisi analiz edilebilecektir. Bu çalışmada, iterbiyum ve gadolinyum katkılı cam malzemelerin üretimi 800 °C'de başarıyla gerçekleştirilmiştir. Üretim yöntemi olarak geleneksel ergitme döküm tekniği kullanılmıştır. Cam numuneler 12 saat boyunca 250 °C'de tavlansmıştır. Cam numuneler şeffaf ve sarıdır. Cam malzemeler DTA, XRD, SEM,

FTIR ve UV-VIS yöntemleriyle analiz edilmiştir. Çinko oksit oranı arttığında camların daha açık sarı renkte olduğu gözlemlenmiştir.

Anahtar Sözcükler : Lazer cam, biyomedikal optik, cam biyomalzeme, gadolinyum oksit camlar, iterbiyum oksit camlar, optik özellikler, termal özellikler.

Bilim Kodu : 92503

ABSTRACT

M. Sc. Thesis

YTTERBIUM AND GADOLINIUM DOPED LASER GLASS BIOMATERIALS FOR BIOMEDICAL APPLICATIONS

Serkan KEMİK

**Karabük University
Institute of Graduate Programs
Department of Biomedical Engineering**

Thesis Advisor:

Prof. Dr. İdris KABALCI

January 2021, 74 pages

Lasers or laser systems are used for diagnosis and treatment in the medical field and have great potential for new applications. Laser glasses are also an important part of lasers. Advances in glass material technology will provide to the production of better laser glasses and thus new laser systems for biomedical applications. The main aim of this thesis is to produce ytterbium and gadolinium doped laser glasses for laser applications. Gadolinium has different applications in biomedical engineering. In this thesis work, it is aimed to use gadolinium for glass material production and to investigate the properties of gadolinium oxide glasses. Due to the different contents of glass samples, the effects of the chemicals used on the samples can be analyzed. In this study, ytterbium and gadolinium doped glass materials were successfully produced at 800 °C. Conventional melt quenching technique has been used as the production method. Glass samples were annealed at 250 °C for 12 hours. Glass samples are transparent and yellow. Glass materials were analyzed by DTA, XRD,

SEM, FTIR and UV-VIS methods. It has been observed that when the zinc oxide ratio increases, the glasses are lighter yellow.

Key Word : Laser glass, biomedical optic, glass biomaterial, gadolinium oxide glasses, ytterbium oxide glasses, optical properties, thermal properties.

Science Code : 92503

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasının yürütülmesinde desteğini ve bilgilerini benimle paylaŐan danıŐman hocam Prof. Dr. İdris KABALCI'ya sonsuz teŐekkürlerimi sunarım.

Bu tez alıŐması, Karabük Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinatörlüęü tarafından FYL-19-2099 kodlu tez projesi kapsamında desteklenmiŐtir. Bundan dolayı Karabük Üniversitesi BAP Koordinatörlüęü'ne ve Karabük niversitesi'ne teşekkür ederim.

Numunelerin analizinde destek olan Karabük Üniversitesi Demir elik Enstitüsü personellerine teŐekkürlerimi sunarım.

Bu tez çalışmasının deneysel bölümünde kullanılan fırın için Karabük Üniversitesi Kimya Bölümü'ne teşekkür ederim.

UV-VIS soğurma spektrumu analizi konusundaki desteklerinden ötürü İstanbul Teknik niversitesi ęretim yesi Doç. Dr. Ali GELİR'e teŐekkürlerimi sunarım.

Yüksek lisans süresince bilgilerini benimle paylaŐan Karabük Üniversitesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nün tüm akademik personeline teşekkür ederim.

Sevgili aileme destekleri ve her zaman yanımda oldukları için tüm kalbimle teşekkür ederim.

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
KABUL.....	ii
ÖZET.....	iv
ABSTRACT.....	vi
TEŞEKKÜR.....	viii
İÇİNDEKİLER	ix
ŞEKİLLER DİZİNİ.....	xi
ÇİZELGELER DİZİNİ	xiii
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	xiv
BÖLÜM 1	1
GİRİŞ	1
BÖLÜM 2	3
TEORİK BİLGİLER.....	3
2.1. CAM MALZEMENİN TANIMI VE YAPISI	3
2.2. CAM MALZEME ÇEŞİTLERİ	5
2.2.1. TeO ₂ -ZnO İkili Cam Sistemi	7
2.2.2. Gd ₂ O ₃ ve Yb ₂ O ₃ İçeren Çalışmalar	9
2.3. LAZERLER VE LAZER CAM	15
2.3.1. Lazer Cam.....	25
2.3.2. Lazerlerin Biyomedikal Uygulamaları	31
2.4. GELENEKSEL ERGİTME-DÖKÜM TEKNİĞİ	42
2.5. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA)	43
2.6. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ	44
2.7. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ.....	44
2.8. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)	45
2.9. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ.....	46

	<u>Sayfa</u>
BÖLÜM 3	48
DENEYSEL ÇALIŞMALAR	48
3.1. CAM MALZEMELERİN HAZIRLANMASI.....	48
3.2. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA)	52
3.3. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ	52
3.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ.....	53
3.5. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)	54
3.6. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ.....	55
BÖLÜM 4	56
DENEYSEL SONUÇLAR	56
4.1. CAM MALZEMELERİN HAZIRLANMASI.....	56
4.2. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA).....	57
4.3. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ	59
4.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ.....	59
4.5. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)	61
4.6. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ.....	62
BÖLÜM 5	65
GENEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME.....	65
KAYNAKLAR	68
ÖZGEÇMİŞ	74

ŞEKİLLER DİZİNİ

Sayfa

Şekil 2.1. Cam Geçiş Sıcaklığı	4
Şekil 2.2. Maddelerin atomik yapısı a) Kristal, b) Cam ve c) Gaz	4
Şekil 2.3. Fiber optik alanında kullanılan malzemeler	6
Şekil 2.4. $75\text{TeO}_2-15\text{ZnO}-9\text{Nb}_2\text{O}_5-1\text{Gd}_2\text{O}_3$ numunesinin DTA sonucu.....	12
Şekil 2.5. $\text{TeO}_2-\text{ZnO}-\text{Nb}_2\text{O}_5-\text{Gd}_2\text{O}_3$ cam sisteminin XRD analizi.....	12
Şekil 2.6. Camların FT-IR spektrumları.....	13
Şekil 2.7. Katkılı cam ve cam-seramik ile katkısız cam örneklerinin absorpsiyon spektrumları.....	14
Şekil 2.8. Newton'un prizma deneyinin temsili gösterimi.....	18
Şekil 2.9. Elektromanyetik spektrum	19
Şekil 2.10. Lazer şeması.....	20
Şekil 2.11. Absorbsiyon ve emisyon	21
Şekil 2.12. $60\text{SiO}_2-28\text{Al}_2\text{O}_3-11.75\text{La}_2\text{O}_3-0.25\text{Yb}_2\text{O}_3$ camında Yb^{3+} iyonlarının absorpsiyon ve floresans spektrumu.	29
Şekil 2.13. Yeni tip fiber lazer şeması.....	30
Şekil 2.14. İnsan gözünün yapısı	34
Şekil 2.15. OKT şeması.....	37
Şekil 2.16. Lazer taramalı konfokal mikroskop şeması	38
Şekil 2.17. Lazerlerin genel tıbbi uygulamaları	38
Şekil 2.18. Fotodinamik reaksiyon şeması.....	40
Şekil 2.19. Fotoakustik tomografi blok diyagramı.....	41
Şekil 2.20. Tipik bir DTA eğrisi.....	43
Şekil 2.21. Geleneksel SEM yapısı	45
Şekil 2.22. İnterferogram ve spektrum arasındaki ilişki	46
Şekil 3.1. Kimyasal tozların hassas terazide tartılması	49
Şekil 3.2. Üretimde kullanılan fırın.....	50
Şekil 3.3. Metal kalıba döküm işlemi.....	50
Şekil 3.4. Tavlama işleminde kullanılan etüv	51
Şekil 3.5. Numunelerin parlatılması ve parlatma malzemeleri	51
Şekil 3.6. DTA cihazı.....	52

Sayfa

Şekil 3.7. Kroze kapağında ısıtıl işlem görmüş numune	53
Şekil 3.8. (a) SEM cihazı ve (b) kaplanmış numuneler.....	54
Şekil 3.9. Agat havanda toz haline getirme işlemi	54
Şekil 3.10. UV-VIS absorpsiyon spektrofotometresi.....	55
Şekil 3.11. Emisyon Spektrofotometresi.....	55
Şekil 4.1. (a) TZYG5 ve (b) TZYG4 numuneleri.	57
Şekil 4.2. TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 DTA grafiği.	58
Şekil 4.3. XRD sonuçları.....	59
Şekil 4.4. Cam numunelerin yüzeylerinin morfolojisi: a)TZYG3 1. pik, b)TZYG3 2. pik, c)TZYG4, d)TZYG5.....	60
Şekil 4.5. Numunelerin FT-IR spektrumları.	61
Şekil 4.6. Numunelerin soğurma spektrumları.....	63
Şekil 4.7. Numunelerin emisyon spektrumları.....	64

ÇİZELGELER DİZİNİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1. Tıpta bazı lazer türleri ve uygulama alanları	39
Çizelge 3.1. Üretilen camların kısaltmaları ve bileşimleri.....	48
Çizelge 3.2. Bileşimlerdeki toz miktarları (gram cinsinden).	48
Çizelge 4.1. Numuneler ve özellikleri.....	56
Çizelge 4.2. Numunelerin EDX analizleri.	61
Çizelge 4.3. Numunelerin FT-IR spektrumlarının band değişimleri.	62

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

SİMGELER

TeO ₂	: tellür dioksit
ZnO	: çinko oksit
Yb ₂ O ₃	: iterbiyum (III) oksit
Gd ₂ O ₃	: gadolinyum (III) oksit
T _g	: cam geçiş sıcaklığı
T _e	: erime sıcaklığı
CaO	: kalsiyum oksit
SiO ₂	: silisyum dioksit
B ₂ O ₃	: bor trioksit
Dy ₂ O ₃	: disprozyum (III) oksit
Al ₂ O ₃	: alüminyum oksit
PbO	: kurşun monoksit
K ₂ O	: potasyum oksit
La ₂ O ₃	: lantan (III) oksit
Er ₂ O ₃	: erbiyum trioksit
YAG	: itriyum alüminyum granat
Ho	: holmiyum
Nd	: neodimyum
HF	: hidroflorik asit
GaAs	: galyum arsenit

KISALTMALAR

DTA	: Differential Thermal Analysis (Diferansiyel Termal Analiz)
XRD	: X-Ray Diffraction (X-Işını Kırınımı)
SEM	: Scanning Electron Microscope (Taramalı Elektron Mikroskobu)
FT-IR	: Fourier Transform Infrared Spectroscopy (Fourier Dönüşümlü Kızılötesi Spektroskopisi)
OKT	: Optik Koherens Tomografi
MRI	: Magnetic Resonance Imaging (Manyetik Rezonans Görüntüleme)
LED	: Light Emitting Diode (Işık Yayan Diyot)
FISH	: Fluorescence In Situ Hybridization (Floresan İn Situ Hibridizasyon)
LASIK	: Laser Assisted In Situ Keratomileusis (Lazer Destekli İn Situ Keratomileusis)
EDX	: Energy Dispersive X-ray (Enerji Dağılımlı X-ışını)
UV-VIS	: Ultraviolet-Visible (Ultraviyole-Görünür)
PDF	: Powder Diffraction File (Toz Kırınım Dosyası)
ICDD	: International Centre for Diffraction Data (Uluslararası Kırınım Verileri Merkezi)

BÖLÜM 1

GİRİŞ

Günümüzdeki teknolojik ilerlemeler ve çok işlevli cihazların kullanımı ile birlikte hem endüstride hem de tıp ile biyomedikal alanında yeni ve daha gelişmiş özelliklere sahip biyo/malzemelerin kullanımına ihtiyaç duyulmaktadır. Malzeme bilimindeki ilerlemeler ve tıp alanında oluşan yeni ihtiyaçlar sebebi ile de araştırmacılar daha gelişmiş özelliklere sahip yeni biyomalzemeler üretmek amacıyla çalışmaktadır. Bu malzeme geliştirme çalışmalarının önemli parçalarından biri de tıp alanında çeşitli uygulama alanları olan cam ve fiberlerdir.

Genel olarak kullanılan tanımıyla biyomalzemeler, insan vücudundaki canlı dokuların işlevlerini yerine getirmek ya da yerine getirmesine yardımcı olmak amacıyla kullanılan malzemelerdir. Biyolojik sistemlerle herhangi bir şekilde etkileşime giren maddelere, yüzeylere veya yapılara biyomalzeme adı verilmektedir. Biyomalzemeler farklı malzemelerin bir araya gelmesiyle oluşabilir, farklı amaçlarla ve farklı şekillerde kullanılabilir. Biyomalzemenin bir terim olarak formüle edilmesi kolay değildir, bu nedenle basit bir ifade ile teşhis ve tedavi amaçlı kullanılan doğal ya da yapay malzemelere biyomalzemeler denilmektedir. Travma, dejenerasyon ya da hastalık sonucu gerekli olan canlı yapının tamamını, bir bölümünü ya da performans gösteren bir biyomedikal cihazı kapsayan; canlı doku veya organın yerini alan ya da işlevini arttıran tüm yapılar biyomalzeme tanımı içerisine girmektedir. Bu işlem genellikle eklem, diz, kalça, diş gibi önemli vücut bölümlerinin protez ve implantlarını içerir. Biyomalzemeler üzerine yapılan çalışmalar; tıp, biyoloji, kimya, doku mühendisliği, malzeme bilimi gibi birçok araştırma alanından unsurlar barındırır ve “Biyomalzeme Bilimi” olarak adlandırılır. Kontakt lensler, kemik dolgu maddeleri, yapay tendon ve bağlar, kalça eklemi, göziçi lensler, kateterler ve bunlar gibi birçok implant, protez, ortez ve biyomedikal cihazlar biyomalzeme biliminin araştırma alanındadır [1-4].

Biyomalzemeler sadece implant olarak düşünülmemelidir. Vücut dışına yerleştirilen ancak vücut ile etkileşimini sürdüren biyomedikal cihazlarda, teşhis amaçlı kullanılan biyomedikal cihazlarda, bazı eczacılık ürünlerinde de biyomalzemeler kullanılmaktadır. Biyomalzemelerin göz ardı edilmemesi gereken bir diğer kullanım alanı da biyoteknoloji alanıdır [5]. Biyomalzemeler canlı dokular ile etkileşim halinde olacağı için biyouyumlu olmalıdır. Biyouyumluluk kavramı öncelikle zarar vermeme amacıyla ortaya çıkmakta ve iyileşmeye katkı sağlama göreviyle devam etmektedir. Biyomalzemeler biyouyumlu olmak için toksik(zehirli) olmayan yapıda olmalıdır [6].

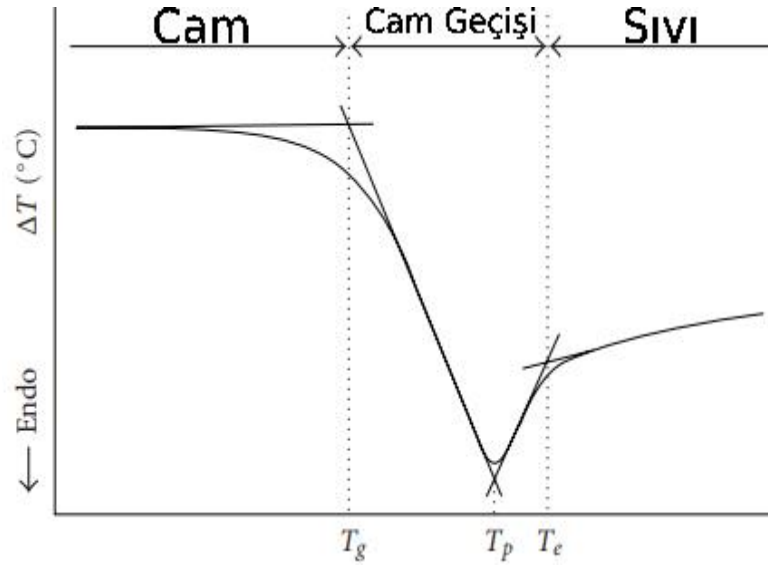
Biyomalzemeler yapılarına göre metalik, polimerik, kompozit, cam-seramik şeklinde sınıflandırılmaktadır [7,8]. Bu tez çalışmasında da literature katkı sağlayabilecek potansiyel cam malzemeler üzerine çalışılmıştır. Lazerler ve lazer sistemleri farklı özelliklere sahip cam malzemeler barındırmaktadır. Lazerler birçok tıbbi uygulamada kullanılmakta ve kullanım alanları giderek artmaktadır. Bu tezin amacı, tıbbi uygulamalarda ve biyomedikal alanında kullanımı giderek artan lazer uygulamaları için yeni cam malzemelerin üretilmesidir, bu sayede biyomedikal alanında kullanılan lazer uygulamalarının daha verimli hale gelmesi hedeflenmiştir. Cam malzemeler hazırlandıktan sonra yapılacak karakterizasyon ve analiz işlemleri ile araştırılacak, özellikleri ortaya çıkacaktır. Ortaya çıkan bu özellikler sayesinde bu yeni cam malzemelerin potansiyel kullanım alanları da keşfedilebilecektir. Bu tez çalışmasında $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Yb}_2\text{O}_3\text{-Gd}_2\text{O}_3$ kimyasal kompozisyonu ile cam malzeme üretimi gerçekleştirilmiştir. Cam malzemeler geleneksel ergitme-döküm tekniği ile elde edilmiştir. Tezin 2. bölümünde çalışma için gerekli olan teorik bilgilere daha detaylı olarak yer verilmiştir. 3. bölümde ise çalışmada kullanılan malzeme ve yöntemler ile yapılan deneysel çalışmalar anlatılmış, 4. bölümde de analiz sonuçlarına yer verilmiştir.

BÖLÜM 2

TEORİK BİLGİLER

2.1. CAM MALZEMENİN TANIMI VE YAPISI

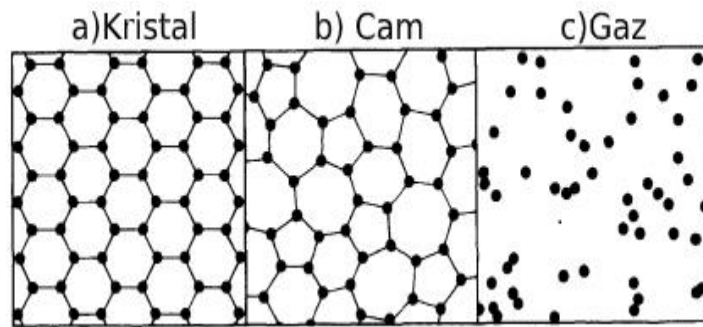
Cam ve camsı yapıyı tanımlamak için geçmişte farklı görüşler ortaya atılmıştır. Camda da olduğu gibi birçok konu için dünya çapında genel tanım arayışları bulunmaktadır. Cam kelimesinin genel dilbilimsel kullanımı yüzyıllar içerisinde değişiklik göstermiştir, bilimsel literatürde bile camı tanımlarken farklı bakış açıları nedeniyle değişiklikler görülmüştür. Yıllar geçtikçe ortaya atılan farklı tanımlar birbiri ile yakın hale gelmiştir. Örneğin, cam araştırmalarının öncü isimlerinden olan Gustav Tammann; camsı durumda, katı ve kristalize olmayan malzemeler bulunduğunu belirtmiştir. Bu tanımın çok genel bir bakış açısıyla yapıldığı söylenebilir. Bunun dışındaki birçok tanım da viskoziteye odaklanmıştır. Amerikan Test ve Malzemeler Derneği'nin 1945 yılındaki tanımına göre cam, kristalleşmeden katı duruma soğutulmuş inorganik bir üründür. Günümüzde bir camın genel olarak bilinen tanımı, yüksek sıcaklıklardaki sıvı malzemelerin kristalleşmeye veya katılaşmaya vakit bulamayacak kadar hızlı bir şekilde soğutulması ile oluşan amorf yapıdaki malzemeye cam adı verildiği şeklindedir. Daha geniş bir tanımla cam terimi, sıvı duruma doğru ısıtıldığında cam geçişi sergileyen herhangi bir amorf katıyı tanımlamak için kullanılır. Katı, maddenin atomları arasındaki boşluğun en az olduğu halidir. Bir katının oluşumunu analiz etmek için kullanılan bir düşünce deneyine göre başlangıçta izole edilmiş geniş bir atom topluluğunun yavaş yavaş bir araya getirilerek katı maddelerin atomlar arası uzaklığına ulaşıldığını düşünebiliriz. Bir sıvının kademeli olarak soğutulması bu duruma benzemektedir. Camı atomik ölçekte inceleyecek olursak aşırı soğutulmuş bir sıvının özelliklerini sergilediğini söyleyebiliriz ancak cam bir katının tüm mekanik özelliklerini sergilemektedir. Hem kristaller hem de camlar katı halin temel özelliklerini taşırlar, temel farkları mikroskobik ve atomik ölçekteki yapılarıdır [9-11].



Şekil 2.1. Cam geçiş sıcaklığı [12].

Şekil 2.1’de camsı yapıya geçiş olayı şematik olarak gösterilmiştir. Şekildeki analize göre cam geçiş sıcaklığı belirlenmektedir. T_g değerinin altındaki malzemeler camsı, T_c erime noktasını aşan malzemeler ise sıvı haldedir.

Eğer soğutma hızı yeterince düşük ise katılaşma kristal şeklinde olur, hızlı soğutmada ise amorf bir yapı meydana gelir. Cam geçişi olarak adlandırılan T_g sıcaklığı her zaman sabit bir değerde olmaz, soğutma hızına bağlı olarak değeri değişmektedir [9,13].



Şekil 2.2. Maddelerin atomik yapısı a) Kristal, b) Cam ve c) Gaz [9].

Şekil 2.2’de camsı yapının atomik düzeninin kristal ile farkı görülmektedir. Ayrıca ek bir referans olması açısından gaz atomik yapısı da şemaya eklenmiştir. Camsı yapı ile kristal arasındaki fark, şekilde görülen atomik yapılardaki farktan kaynaklanmaktadır.

Kristalin düzenli bir modelde olduğu ve adından da anlaşılacağı gibi daha düzenli bir kafes yapısına sahip olduğu Şekil 2.2’de görülebilmektedir.

2.2. CAM MALZEME ÇEŞİTLERİ

Camlar günlük hayatımızda birçok alanda karşımıza çıkmakta ve çeşitli amaçlarla kullanılmaktadır. Cam malzemeler; içerdikleri kimyasal kompozisyona, kullanım alanlarına, üretim yöntemlerine ve sahip oldukları özelliklere göre çeşitli şekillerde sınıflandırılmaktadır. Bu başlık altında en sık kullanılan cam türleri incelenecek ve sonrasındaki alt başlıklarda bu tez çalışmasında kullanılan cam sistemine dair bilgi verilecektir.

Yakın geleceğin önemli sektörlerinin gelişmesinde cam malzemelerin büyük payının olacağına dair yüksek beklentiler bulunmaktadır. Bu durum optoelektronik gibi alanlarda daha net şekilde görülmektedir. Yıllar geçtikçe camın farklı endüstrilere uygunluğu, üretim maliyetleri, kimyasal kararlılıkları ve şeffaf olmasından dolayı değeri anlaşılmalı ve yeni cam malzemeler ortaya çıkmıştır. Yeni camlar, geleneksel camların çok ötesinde bazı özellik ve işlevlere sahiptir [14].

Yeni camların bu özellik ve işlevleri aşağıdaki maddelerde görülmektedir:

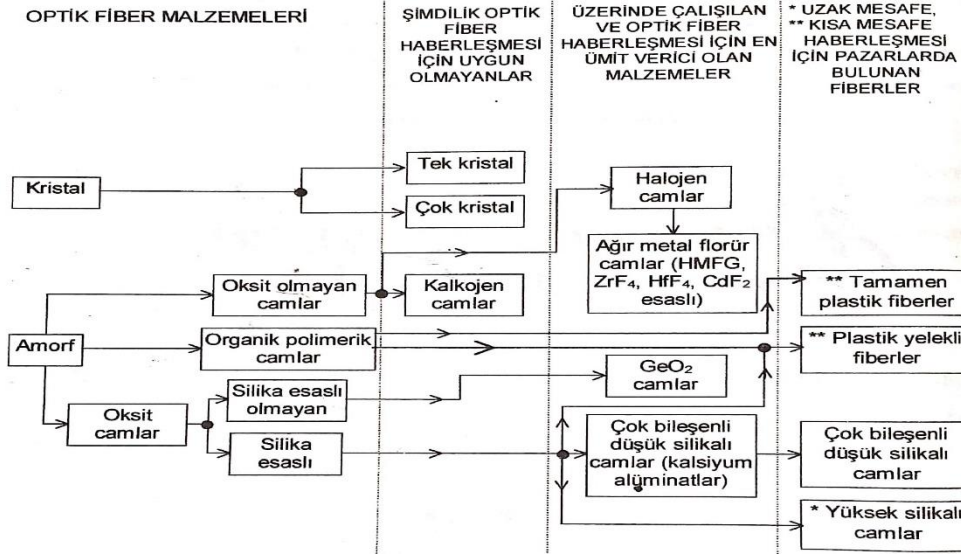
1. Optik homojenlik ve ışığa karşı geçirgenlik
2. Çeşitli yüzey işlemleri ile cama sağlanabilecek ek özellikler için uyarlanabilirlik
3. Kolay şekil alabilme yeteği
4. Mükemmel sertlik, kimyasal dayanıklılık ve görece yüksek mukavemet
5. Neredeyse tüm elementlerin orijinal malzeme ile kolayca karışabilmesini sağlayan mükemmel çözünürlük sayesinde oluşacak kompozitler
6. Üretim sırasında kullanılan yüksek saflaştırma
7. Kontrollü üretim süreçleri [14].

Camları içerdikleri kimyasal kompozisyona göre aşağıdaki gibi sınıflandırabiliriz:

1. Yüksek Silikalı Camlar

2. Oksit Camlar
3. Halojen Camlar
4. Çinko Klorür Camlar
5. Berilyum Florür Camlar
6. Alüminyum Florür Camlar
7. Ağır Metal Florür Camlar
8. Kalkojenler [13].

Cam malzemelere şekillendirme, üretim ve kullanım açısından yaklaşırsak başka bir sınıflandırma daha elde edebiliriz. Buna göre; cam kaplar, düz camlar, cam küreler, cam boru ve çubuklar, lamba camları, cam-seramikler, gözenekli (porlu) camlar ve optik fiberler cam çeşitleri arasında gösterilebilir [15].



Şekil 2.3. Fiber optik alanında kullanılan malzemeler [13].

Şekil 2.3'te fiber optik alanında kullanılan malzemeler sınıflandırılmıştır. Bu sayede bu alanda kullanılan cam malzemeler de görülebilmektedir. Bu aynı zamanda cam malzeme çeşitlerinin gösterildiği bir şema olarak da kabul edilebilir.

2.2.1. TeO₂-ZnO İkili Cam Sistemi

Tellür dioksit (TeO₂) erime noktası 733 °C olan, tellürün en kararlı oksididir. Araştırmacılar, kararlılığı nedeniyle tellür oksitleri camlarda kullanmaya karar vermişlerdir. Daha sonra yüksek kırılma indisi ile dikkat çekmiş ve lazer ışık modülatörlerinde kullanılabilmesi öne sürülmüştür [14]. Tellür camlar farklı kimyasal kompozisyonlar ve sıcaklıklarda birçok uygulama alanına sahip olan kristal yapıda olmayan katılardır. Tellür camlar; geçiş metali veya nadir toprak oksitleri içeren ikili, üçlü ve dördü cam sistemlerinde kullanılmaktadır. Tellür camları 150 yıldan daha fazla süredir araştırılmakta ve geçmişi eski tarihlere dayanmaktadır, ancak saflığı %98.5 molü aşan tellür camları daha yakın zamanlarda yapılabilmektedir. Tellür camlar, fosfat ve bor içeren camların uygulamalarını sınırlayan higroskopik özelliklere sahip olmaması nedeniyle araştırmacıların ilgisini çekmiştir. Bunun yanında; yüksek kırılma indisi, yüksek dielektrik sabiti, düşük cam geçiş sıcaklığı ve kızılötesi geçirgenliği gibi avantajlara sahiptir. Bu avantajlarına karşı olarak tellür oksitlerin önemli bir dezavantajları vardır, TeO kendi başına cam oluşturabilme yeteneğine sahip değildir. Te-O arasındaki bağın, aralarındaki açılarda ya da uzunluklarında herhangi bir değişikliğe sebep olmaya izin vermeyecek kadar güçlü olduğu şeklinde bir teori mevcuttur. Camsı TeO₂ üretimi için bu bağ yapısını bozmaya yardımcı olacak bir tamamlayıcıya ihtiyaç duyulduğu varsayılmaktadır. Yani TeO₂ ile cam elde etmek için katkılandırmaya gereksinim duyulmaktadır [16].

Çinko oksit; düşük maliyeti, kolayca bulunabilmesi, ısıya dayanıklılık özelliği olan iyi bir yarı iletken maddesi olması gibi sebeplerle araştırma ve uygulamalarda sıkça kullanılır. Çinko oksit beyaz bir tozdur ancak termokromiktir, ısıtıldığında rengi beyazdan sarıya doğru değişir. Bant aralığı daraltılarak, ayarlanabilir emisyon ve termokromik özelliklerinin geliştirilebildiği görülmüştür [17]. ZnO geniş bant aralığına sahiptir, bu nedenle en yaygın uygulamaları lazer diyotlar ve ışık yayan diyotlardır. Geniş bant aralığı, çok iyi derecede optik, elektriksel ve kimyasal özellikleri nedeniyle ZnO son yıllarda gidere artan bir ilgi görmektedir. Çok çeşitli nanoyapısal yeterlilikleri çinko oksidi nano boyutlardaki optoelektronik uygulamalarda, piezoelektrik nanogeneratörlerde ve biyoteknoloji uygulamalarında uygun hale getirmektedir. Üstelik ZnO nanoparçacıkları mikroorganizmalara karşı

direnç göstermektedir. Bu nedenle bu ince oksit parçacıklarının kozmetik ve sağlık alanlarında kullanılma potansiyeli vardır [18,19].

Tellür camların bu özel yapı karakterleri, bazı nadir toprak elementleri ve ağır metallere konak olup ortaya iyi sonuçlar verebilen camların çıkmasını sağlar. Metal veya oksit katkılı tellür camlar; optik fiber yükselticiler, doğrusal olmayan optik cihazlar ve benzerleri için önemli potansiyele sahiptir. Son zamanlarda çinko ve tellürden oluşan camlar stabil yapıları nedeniyle daha çok ilgi çekmiştir. Nadir toprak elementleri ve ağır metaller ile katkılanan tellür camlarında Te-O bağı kolayca kırılır. Çinko atomları cam yapısı oluşturmada önemli bir yapıtaş olarak kabul edilir [20]. Çinko-tellür camlar çok kararlı yapıya sahiptir. Çok bileşenli optik cam sentezlerinde 3,5–4 µm dalga boylarını ileten ultra düşük kayıplı (1 dB / 1000 m) optik fiberler için uygun olduğu görülmüştür [14]. Çinko oksidin tellür dioksit için iyi bir cam yapıcı olduğunu söyleyebiliriz.

Bürger ve arkadaşları TeO₂-ZnO ikili cam sisteminde cam oluşumunu araştırmış, soğutma hızının cam oluşumunda etkili olduğu ve özellikle TeO₂ açısından zengin bölgelerde bu etkinin daha da çok olduğu sonucuna ulaşmışlardır. Bu çalışmada TeO₂ oranının fazla olduğu numunelerde kırılma indisinin daha fazla olduğu görülmektedir [21].

Nukui ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, xZnO + (100-x)TeO₂ (x=10, 20 ve 30 mol%) cam kompozisyonunu kullanarak TeO₂-ZnO ikili cam sistemini araştırmışlardır. Hazırladıkları 3 numunede de cam geçiş ve ilk kristallenme sıcaklıklarının ZnO miktarına bağlı olduğunu tespit etmişlerdir [22].

Öveçoğlu ve arkadaşlarının yaptıkları çalışmada %80TeO₂-%20ZnO ve %60TeO₂-%40ZnO içeren cam numuneler DTA analizlerine göre farklı sıcaklıklarda kristalize edilmiştir. Bu yöntemle ZnO içeriğinin ikili cam sistemlerindeki etkileri incelenmiştir. Bu çalışmada 5 gramlık numuneler iyice karıştırıldıktan sonra kapalı bir platin potada 800 °C sıcaklıkta 60 dakika ergitilmiştir. Cam eriyikleri fırından çıkartıldıktan sonra paslanmaz çelik üzerinde döküm işlemi yapılmıştır. Yapılan DTA analizi sonucunda %80TeO₂-%20ZnO içeren numunede 2 pik, diğer numunede ise tek bir pik gözlenmiş

ve bu sonuçlara göre ısıtılardan geçirilip SEM ve XRD analizleri yapılmıştır. Bu çalışmanın sonucunda çinko ve tellür içerkli camlardaki ZnO içeriğinin artmasının camlaştırma işleminde ufak bir olumlu etkisi olduğu gözlemlenmiştir [23].

2.2.2. Gd₂O₃ ve Yb₂O₃ İçeren Çalışmalar

Gadolinium ve iterbiyum nadir toprak elementleridir. Gadoliniumun atom numarası 64, iterbiyumun ise 70'dir. Nadir toprak elementleri, lantanitler ile birlikte itriyum ve skandiyum elementlerinden oluşur. Keşfedilen rezervleri diğerk elementlere göre daha az olduğu için bu isimle adlandırılırlar. Bazı nadir toprak elementleri yer kabuğunda altın, platin gibi elementlerden bile daha bol bulunmaktadır. Lantanitler iki gruba ayrılır; atom numarası 57-63 arasında olanlara hafif nadir toprak elementleri ve atom numarası 64-71 arası olanlara ağır nadir toprak elementleri adı verilmektedir. 1950'lere kadar Brezilya ve Hindistan bu konuda öncü olsa da daha sonra Çin rezerv ve üretim olarak diğerk ülkeleri geride bırakmıştır. Nadir toprak elementleri; otomotiv sektöründe, petrol arıtımında, elektronik cihazların ekran panellerinde, şarj edilebilir bataryalarda, rüzgar türbin jeneratörlerinde ve çok sayıda medikal cihazda kullanılmaktadır [24]. Yüksek konsantrasyonlarda nadir toprak iyonları içeren camlar, optik veri iletimi ve lazer sistemlerinde faydalı olma potansiyeline sahiptir [14].

Gadolinium oksit nanopartikülleri manyetik rezonans görüntüleme (MRI) için kullanılan bir kontrast ajanıdır. Gadolinium, görüntüleme sırasında dokuların beyaz, yani daha parlak görünmesine sebep olur [25-27]. Gadolinium oksit nanopartikülleri aynı zamanda kanser tedavisi için bölgeye özgü hedeflendirme yapılmış ilaç taşıyıcı sistemlerde de kullanılmaktadır. Gadolinium bileşikleri, nötron yakalama terapisinde bor-10'a alternatif olarak kullanılmaktadır. Gadolinium, ¹⁰B izotopuna göre daha kısa ışınlama süresi gerektirir ve nötron yakalama kesit alanı daha büyüktür. Nötron yakalama terapisinde, bir radyoaktif nüklidin termal veya epitermal nötronlar tarafından ışınlanmasıyla üretilen sitotoksik radyasyonlar, kanserli hücreleri yok eder. Khan ve arkadaşları yaptıkları çalışmada kanser tedavisi için Gd₂O₃ nanoparçacıkları sentezlemişlerdir [28]. Bu tez çalışmasında, biyomedikal ve tıp alanındaki kullanımı bilinen Gd₂O₃'ün farklı kullanım alanlarının araştırılması istenmiş ve kullanılan dörtlü cam sistemine eklenmiştir.

Yb_2O_3 en çok kullanılan iterbiyum bileşiklerinden biridir. Yb_2O_3 ; camlarda renklendirici katkı maddesi, lazerlerde silikat bazlı kristaller için katkı maddesi olarak ve optik fiberlerde, fiber yükselticilerin katkılanmasında kullanılmaktadır. İterbiyum bazı diğer nadir toprak iyonları ile birlikte lazerlerin aktif kazanç ortamlarında kullanılmaktadır. İterbiyum katkılı fiber lazerler, 31 mW kadar bir çıkış gücü ile 260 Mhz'lik spektral aralıkta kararlı bir şekilde çalışmaktadır. İterbiyum katkılı fiber lazerler 1017 nm ile 1043 nm aralığı arasında ayarlanabilir, bu 2007 yılına kadar bilinen en büyük ayarlanma aralığıdır. İterbiyum lazerlerde, flaş tüpünden gelen pompalama ışığını emen ve nadir toprak iyonlarına aktaran bir katkılayıcı olarak cama eklenir [29,30].

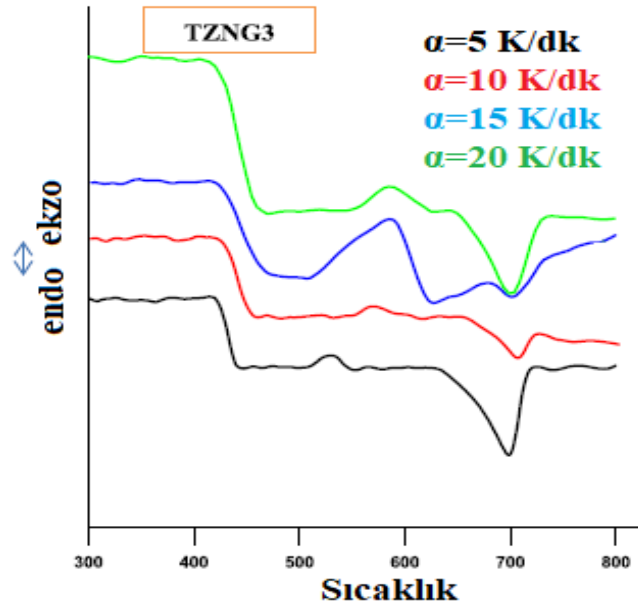
Samanta ve arkadaşları tarafından 2017 yılında yapılan çalışmada Gd_2O_3 katkılı sodyum-çinko-tellür camlarının optik özellikleri araştırılmıştır. Cam numunelerin optik bant aralığının değişen Gd_2O_3 miktarına bağlı olarak 3.804-4.108 eV arasında değiştiği görülmüştür. Bu bilgidен hareketle, bu camların ultraviyole koruyucu cihazlarda kullanım potansiyeline sahip olabileceği belirtilmiştir. Yapılan çalışmada Na_2O ve ZnO oranı sabit olarak %10'da tutulmuş, Gd_2O_3 mol yüzdesi 0, 1, 2, 3 olarak giderek artırılırken, karışım içindeki TeO_2 mol yüzdesi de buna uygun olarak azaltılmıştır. TeO_2 oranı 77 ile 80 arasında değiştiği için TeO_2 'nin yüksek kırılma indisi özelliğine uygun olarak tüm numunelerin kırılma indisi yüksek bulunmuştur. Numuneler geleneksel ergitme-döküm tekniği ile hazırlanmış ve 2 saat süreyle 890 °C'de elektrikli bir fırında ısıtılmıştır. Eritilen numuneler paslanmaz çelik bir plakaya dökülmüş ve 250 °C'de 4 saat tavlanmıştır. Numuneler daha sonra oda sıcaklığında soğutulmuştur. Gd_2O_3 oranının en çok olduğu numunede kırılma indisi, optik duyarlılık, optik dielektrik sabiti gibi değerler en yüksek çıkmıştır [31].

Geleneksel ergitme-döküm tekniği kullanılan ve Gd_2O_3 içeren bir diğer çalışmada ise Kaewkhao ve arkadaşları, Dy^{3+} katkılı Gd_2O_3 -CaO-SiO₂-B₂O₃ cam kompozisyonunu araştırmışlardır. Numuneler 1400 °C'de hazırlanmış ve Dy_2O_3 katkısı arttıkça cam yoğunluğunun da arttığı sonucuna ulaşılmıştır. Gd^{3+} ve Dy^{3+} arasında verimli enerji transferi gerçekleştiği için en yüksek emisyon yoğunluğu Dy_2O_3 'ün en çok kullanıldığı numunede gerçekleşmiştir [32].

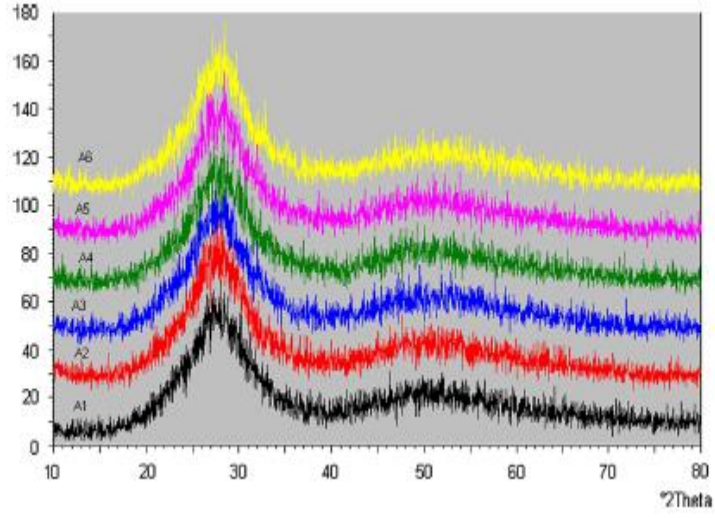
Eevon ve arkadaşları yaptıkları çalışmada $\text{TeO}_2\text{-B}_2\text{O}_3\text{-Gd}_2\text{O}_3$ cam kompozisyonunu kullanmışlardır. $(1-x) [70\text{TeO}_2+30\text{B}_2\text{O}_3] + x(\text{Gd}_2\text{O}_3)$ formülü ve ergitme-döküm tekniği ile hazırlanan numunelerin yoğunluğunun Gd_2O_3 içeriğine oranla değiştiği, molar hacimde ise bunun tam aksi bir yönde eğilim bulunduğu gözlemlenmiştir. Gd_2O_3 katkısı cam numunelerin kırılma indisini, optik bant aralığını ve Urbach enerjisini değiştirmiştir. Çalışmada ayrıca Gd^{3+} iyonlarının yüksek lüminesans verimine sahip olduğu ve bu nedenle fiber lazer ve ışık yayan diyotlarda kullanıldığı belirtilmiştir. $\text{TeO}_2\text{-B}_2\text{O}_3$ camlarına Gd_2O_3 ilavesi yapıldığında cam sisteminin homojenliğine ve kararlılığına etki etmektedir [33].

Sun ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 1350-1450 °C arasında değişen yüksek sıcaklıklarda hazırladıkları $\text{B}_2\text{O}_3\text{-GeO}_2\text{-Gd}_2\text{O}_3$ camlarındaki Ce^{3+} emisyonunu araştırmışlardır. Geleneksel ergitme-döküm tekniğinin kullanıldığı bu çalışmada sıcaklığın değişiminin analiz sonuçlarını da değiştirdiği gözlemlenmiştir. Çalışmada ayrıca Ce^{3+} ile aktifleştirilmiş camların nükleer fizik ve tıbbi görüntüleme ilgi çektiği belirtilmiştir [34].

Elkhoshkhany ve arkadaşları 2014 yılında yayınladıkları 2 ayrı makalede $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Nb}_2\text{O}_5\text{-Gd}_2\text{O}_3$ dörtlü cam sisteminin termal ve optik özelliklerini incelemiştir. Çalışmalarda TeO_2 bazlı camlara artan ilgi ve ZnO 'nun tellür bazlı fiberler için büyük potansiyel barındırdığı belirtilmiştir. Ayrıca literatürdeki çalışmaların nadiren gadolinyum oksitlere odaklandığı vurgulanmıştır. Yüksek saflıktaki tozların kullanıldığı çalışmada camlar ergitme-döküm tekniği ile elde edilmiştir. Homojen karışım, platin pota içinde fırına konulmuş ve 800 ile 950 °C arasında ergitme ve ardından döküm işlemleri gerçekleştirilmiştir. Bu işlemin ardından 300 ile 350 °C arasında 1 saat süreyle tavlama işlemi yapılmıştır. Camsı yapı XRD ile incelenmiştir. Bunun dışında termal analiz için 300-800 K aralığında 5, 10, 15 ve 20 °C/dk ısıtma hızında DTA analizleri yapılmıştır. Cam geçiş ve kristallenme sıcaklıkları DTA sonucu kullanılarak tespit edilmiştir. Gd_2O_3 mol oranı %0'dan %2.5'a artınca yoğunluğun, geçiş sıcaklığının, kristallenme aktivasyon enerjisinin yükseldiği, molar hacimin ise buna zıt bir sonuç izlediği görülmüştür [35,36].

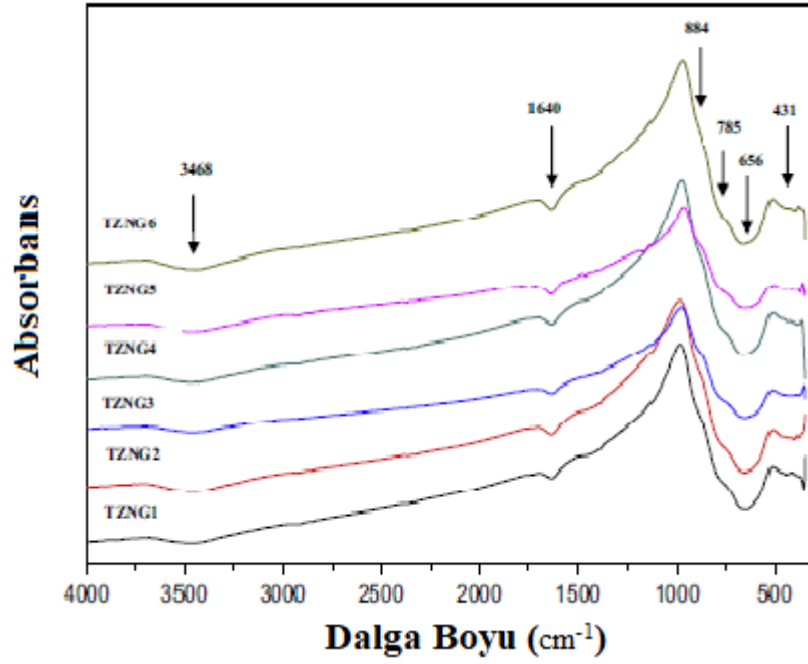


Şekil 2.4. $75\text{TeO}_2-15\text{ZnO}-9\text{Nb}_2\text{O}_5-1\text{Gd}_2\text{O}_3$ numunesinin DTA sonucu [35].



Şekil 2.5. $\text{TeO}_2-\text{ZnO}-\text{Nb}_2\text{O}_5-\text{Gd}_2\text{O}_3$ cam sisteminin XRD analizi [35].

Şekil 2.4 ve Şekil 2.5’de Elkhoshkhany ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmanın DTA ve XRD sonuçları görülmektedir.



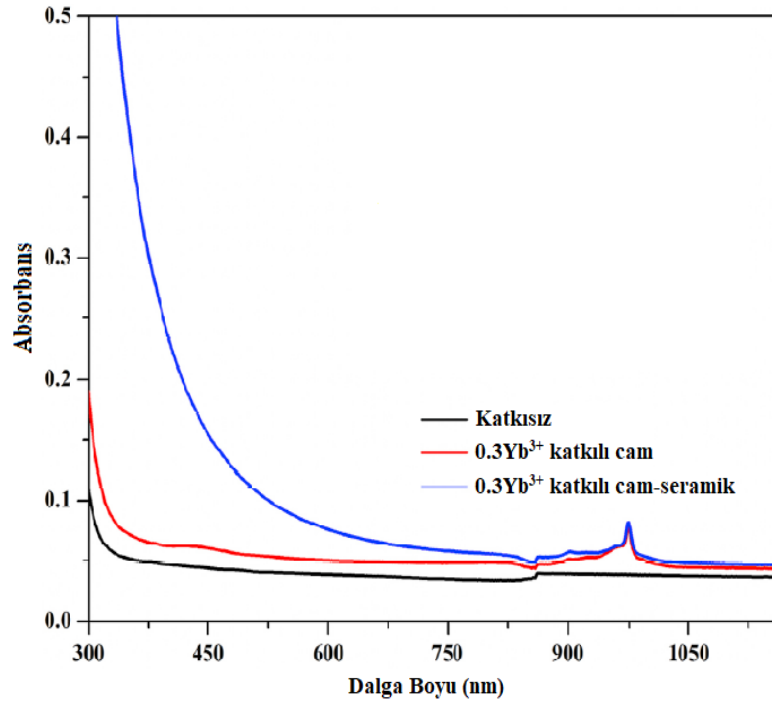
Şekil 2.6. Camların FT-IR spektrumları [36].

Şekil 2.6’da ise Elkhoshkhany ve arkadaşlarının $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Nb}_2\text{O}_5\text{-Gd}_2\text{O}_3$ cam sisteminin optik özelliklerini araştırdığı makalelerinde bulunan FT-IR analizi sonucu görülmektedir.

Shaltout ve Badr yaptıkları çalışmada $\text{TeO}_2\text{-GeO}_2\text{-K}_2\text{O-Sm}_2\text{O}_3/\text{Yb}_2\text{O}_3$ camlarına $\text{Sm}^{3+}/\text{Yb}^{3+}$ katkısının ve sıcaklığın etkisini incelemiştir. Cama Yb^{3+} katkısının 155, 375, 557, ve 828 cm^{-1} ’de anti-Stokes Raman bantlarının yoğunluklarını çok güçlü bir şekilde arttırdığı tespit edilmiştir [37].

Elkhoshkhany ve arkadaşları Yb_2O_3 içeren 2019 yılındaki bir başka çalışmalarında ise optik uygulamalar için Yb_2O_3 katkılı tellür camın özelliklerini araştırmışlardır. Geleneksel ergitme-döküm tekniği ile hazırlanan numunelerin camsı yapıya ve yüksek termal kararlılığa sahip olduğu görülmüştür. %0.50 Yb^{3+} içeren numunelerinin 998 nm’de en yüksek kazanç katsayısına; ayrıca en yüksek kırılma indisi, molar kırılma ve elektronik polarizasyon değerlerine sahip olduğu tespit edilmiştir. Bu numunenin optik amplifikatörlerin kazanç değerlerinin artmasına yardımcı olabileceği belirtilmiştir. Bu çalışmada hazırlanan tüm numunelerin ise katı hal lazerleri, sensörler, veri depolama gibi farklı alanlarda kullanılabileceği belirtilmiştir [38].

Wang ve arkadaşları Yb^{3+} katkılı cam ve cam-seramikler üzerine araştırma yapmışlardır. Bu çalışmada yakın zamanlarda Yb^{3+} katkılı cam-seramiklerin daha düşük maksimum fonon enerjisi, yüksek fotoluminesans kuantum verimi gösterdiği vurgulanmıştır. Bunun yanında Yb^{3+} katkılı tungsten-tellür camların bant genişlikleri (18-40 nm), minimum darbe süreleri (186-76 fs) ultra kısa lazerler ve amplifikatörler için kazanç ortamında kullanılabileceği belirtilmiştir. Yb^{3+} katkılı tellür camlar geniş absorpsiyon gibi daha iyi spektroskopik özelliklere sahiptir ve bu nedenle fiberler için çok uygundur, silika camlarda ise Yb^{3+} iyonları geniş bir spektral aralıkta lazer uygulamalarına izin verir. Cam ve cam-seramik numunelerde, 980 nm lazer uyarılması ile artan üst dönüşüm luminesans emisyonu gözlemlenmiştir [39].



Şekil 2.7. Katkılı cam ve cam-seramik ile katkısız cam örneklerinin absorpsiyon spektrumları [39].

Şekil 2.7'de en yüksek absorpsiyonun $0.3 Yb^{3+}$ katkılı cam-seramik numunesinde olduğu görülmektedir.

2.3. LAZERLER VE LAZER CAM

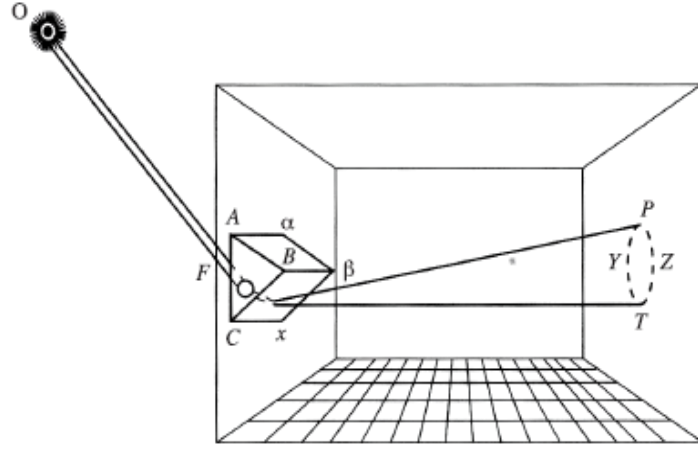
Lazer kelime olarak, radyasyonun uyarılmış emisyonu ile ışığın yükseltilmesi anlamına gelen İngilizce kelimelerin baş harflerinin sıralanması ile elde edilmiştir. Buradan hareketle bir lazerin içindeki tüm fiziksel süreçleri anlayamamız da lazerlerin çalışma prensibine dair genel bir bakış açısı edinebiliriz. Bir tanım yapılacak olursa; lazerler elektromanyetik radyasyonun uyarılmış emisyonu prensibine dayanan bir ışık kaynağıdır. Basit bir bakış açısıyla lazer; spektrumun görünür, kızılötesi ya da morötesi bölümlerindeki tek bir renkten oluşan uyumlu (koherent) bir ışık hüzmesinin kaynağıdır. Günlük hayatta yaygın olarak kullanılan lazerlerde sürekli bir ışındaki güç 1 mW ile 25 kW arasında değişebilir, ancak özel amaçlı kullanılan lazerlerde çok daha büyük değerler elde edilebilmektedir. Lazer cihazlarının çeşidi fazla, kullanım alanı ise geniştir. Darbeli lazerler bir darbe esnasında çok yüksek tepe değerlerindeki güçlere ulaşabilir, aralıklarla ortalaması alınan güç sayesinde darbeli lazerler ile sürekli dalga lazerleri karşılaştırılabilir. Daha kapsamlı bir bakış açısıyla bakıldığında her lazerin bir tek renkten oluşan, dar ve uyumlu bir ışık hüzmesi üretmediği görülmektedir. Örneğin; 20-40° arasında değişen açılarla ışınlar üreten yarı iletken diyot lazerler bulunmaktadır, inceliği ise yaklaşık bir kalem kadardır. Lazer ışınını yayan malzeme sıvı, gaz, cam, kristal yapıda bir katı veya yarı iletken bir kristal olabilir. Lazer ışınını yayan bu malzemelerin boyutları ise bir tuz tanesi kadar olabileceği gibi bir bina kadar da olabilir. Lazerler 3 ana unsurdan oluşur; birincisi lazer ışığını üreten lazer ortamıdır, ikincisi lazer ortamında ışığı yaymak için gereken uyarıyı sağlayan güç kaynağıdır, üçüncüsü ise radyasyonun uyarılmış emisyonunu sağlamak için ışığı yoğunlaştıran optik boşluktur. Bu 3 unsurun her biri de farklı lazerlerde değişik biçimlerde bulunabilir, tüm lazerlerde açıkça görülmeseler de önemli olan işlevlerinin yerine getirilmesidir [40].

Lazerleri diğer ışık kaynaklarından ayıran farklar genellikle lazerden çıkan ışık hüzmelerini tanımlarken kullandığımız özelliklerdir. Çıkan ışın dardır, tek renklidir ve uyumlu (koherent) yapıdadır. Lazer ışınının en benzersiz özelliklerinden biri içerdiği ışık dalgalarının birbiriyle aynı fazda olması özelliğidir. Gaz veya katı hal lazerlerinin çoğu, yaklaşık bir miliradyan sapma açısına sahip ışınlar yayar; bu, bir kilometre gittikten sonra yaklaşık bir metre çapa yayıldıkları anlamına gelir. Gerçek ışın

sapması, lazerin türüne ve onunla kullanılan optik cihazlara bağlıdır. Yüksek güçlü lazerlerden gelen ışınlar, birçok malzemede kaynak yapma, delme veya kesme işlemi yapabilecek kadar yüksek yoğunluklara konsantre edilebilir. Lazer ışını yalnızca odaklandığı yerde enerji verir. Odaklanmış bir lazer ışını, ışığa duyarlı bir malzeme üzerine bir nokta izi bırakabilir ve yüksek çözünürlüklü baskıya izin verebilir. Aynı şekilde, cerrahi bir lazerden gelen ışın, çevreleyen dokuya zarar vermeden mikrocerrahi uygulanacak küçük bir noktaya odaklanabilir. Lensler, bir lazer ışını içindeki paralel ışınları bir noktasal kaynaktan uzaklaşan ışınlardan çok daha küçük bir noktaya odaklayabilir; bu sayede lazerlerin sınırlı ışık üretim verimliliği telafi edilir. Çoğu lazer, yalnızca dar bir dalga boyu aralığı içeren bir ışın verir ve bu nedenle ışın, tüm pratik amaçlar için tek renkli olarak kabul edilebilir. Buna karşılık, geleneksel ışık kaynakları, görünür ve kızılötesi spektrumun çoğunda ışık yayar. Bununla birlikte, spektroskopi ve iletişimdeki bazı uygulamalar için, bu dalga boyu aralığı yeterince dar değildir. Bazı lazer türlerinin diğer ışık kaynaklarına göre daha yüksek güç ve daha uzun ömür avantajı vardır. Çoğu lazer için kullanım ömrü ile güç arasında zıt bir ilişki vardır. Yüksek güç ve odaklanabilirlik, ufak alanlara yüksek ışık yoğunluğu sağlamak için idealdir. Bazı uygulamalar için lazerler, benzer parlaklık ve maliyete sahip diğer ışık kaynaklarına göre daha uzun ömür sunar. Lazerler genel olarak düşük verime sahip kabul edilse de bazı lazerler enerjiyi ışığa dönüştürme konusunda diğer ışık kaynaklarına oranla daha verimli olabilir [40].

Lazerlerin tarihçesi ile ilgili olarak literatüre bakıldığında; elektromanyetik radyasyon ile ilgili çalışmaların ve ışık ile ilgili teorilerin temel alındığı, tarih olarak ise 17. yüzyıla kadar gidildiği görülmektedir. İlk olarak Fransız filozof ve bilim insanı Descartes ışık ile ilgili bazı teoriler ortaya koymuştur. Işık ile ilgili teorilerde Hooke, Huygens ve Newton önemli rol oynamıştır. İngiliz bilim insanı, filozof ve mimar olan Hooke; saat mekanizmaları, yerçekimi, elastik deformasyon ve gerinim arasındaki orantılılık gibi konularda çalışmalar yapmıştır. Genel olarak ise astronomi, fizik ve kimya alanında çeşitli çalışmaları bulunmaktadır. Hooke; kimya ve fizik alanındaki çalışmalarıyla ünlenen İngiliz bilim insanı Robert Boyle'un asistanlığını yapmıştır. Hooke, Boyle için daha önce icat edilmiş olan bir vakum pompası yapmıştır. Aynı dönemde Boyle, sabit sıcaklıkta kapalı bir kaptaki gazın basıncı ile hacminin çarpımının daima sabit olacağını ifade etmiştir; bu Boyle-Mariotte yasası olarak da

bilinmektedir. Hooke, optik alanında başkaları tarafından da öngörülen 2 önemli gözlem yapmıştır. İlk keşfi; ışığın iki cam plaka veya mercek arasındaki ince hava tabakasına ya da herhangi bir şeffaf madde üzerine düştüğü zaman farklı açılardan bakıldığında renginin de değişiyor gibi görüldüğüdür. İkinci keşfi ise havadaki ışığın tam olarak düz çizgi şeklinde yayılmamasıdır. Descartes ile çelişen Hooke, tam anlamıyla bir dalga teorisine geçişte önemli rol oynamıştır. Hollandalı bilim insanı Christiaan Huygens mekanik ve optiğin kurucularından biridir. Huygens Fransa'dan döndükten sonra kardeşi ile birlikte teleskoplar için lens yapımı ile uğraşmıştır. Huygens, Işığın Dalga Teorisi'ni desteklemiştir. Huygens ile Hooke, ışığın bir hareket biçimi olduğu konusunda aynı fikirdeydi. Huygens, bu hareketi bir taş fırlatıldığında suda görülen dalgaların hareketine benzetmiştir. Klasik mekaniğin öncüsü olan İngiliz bilim insanı Isaac Newton, Descartes tarafından ortaya konulan ışık teorisine karşı çıkmış ve parçacık odaklı bir teoriyi tercih etmiştir. Newton, bizzat lens ve aynalar üzerinde işlemler yaptıktan sonra tarihteki ilk yansıtmalı teleskobu icat etmiştir. Ayrıca bir prizmadan geçirerek beyaz ışığın bileşimini keşfetmiştir. Prizmadan geçen ışık duvara doğru kırıldı. Odasının duvarında canlı ve yoğun şekilde renkleri gören Newton sevinmişti, ancak daha sonra ışığın duvarda beklediği gibi dairesel şekilde olmadığını fark etti. Güneş ışınları Newton'un yaptığı dairesel delikten geçiyordu ve o dönemdeki kırılma yasalarına göre duvarda da renkleri dairesel olarak görmeliydi. Dairesel deliğin bir de dairesel bir enine kesidi vardı, ışık yönünü değiştirse bile şekli değişmemeliydi. Newton daha sonra güneş ışınlarının odaya geliş ve kırılma açılarını incelemiş, geliş ve kırılma açılarının oranlarına baktığında her renge karşılık bir oran olduğunu hızlıca fark etmiştir. Newton'a göre Güneş'ten gelen ışık uzayda yol alır ve bize ulaşır, her renk gözde farklı bir his üretir. Güneş'in doğal ışığı tüm bu ışınların toplamıdır ve beyaz görünür. Işık, gezegenlerin hareketlerini de yöneten mekanik yasalara uymak durumundadır, eğer kendi haline bırakılırsa eylemsizlik yasasına göre düz bir çizgi halinde hareket etmelidir; bundan dolayı Newton'a göre ışık, ışık kaynakları tarafından yayılan ve uzayda düz bir çizgi halinde yayılan parçacıklardan oluşur. Newton prizma deneyinin ardından bir renk teorisi oluşturmuştur [41].



Şekil 2.8. Newton'un prizma deneyinin temsili gösterimi [41].

Şekil 2.8'de Newton tarafından yapılan prizma deneyinin temsili görülmektedir. Güneş ışınları küçük küresel bir delikten geçerek bir prizma $A\alpha B\beta Cx$ tarafından kırılıp duvardaki $PYTZ$ spektrumunda görüntülenir.

Bunlardan yaklaşık 100 yıl sonra James Clerk Maxwell isimdeki İskoç bir bilim insanı farklı elektrik ve manyetik olayları genel bir biçimde tanımlayan 4 ünlü denklem ile elektrik ve manyetizma arasındaki ilişkiyi kanıtlamıştır [41]. Aşağıda bu 4 denklemin türev versiyonları ve açıklamalarına yer verilmiştir.

$$\nabla \cdot E = \frac{\rho}{\varepsilon_0} \quad (2.1)$$

Eşitlik 2.1'de Gauss Yasası'nın türev denklemi görülmektedir. Bu yasaya göre elektrik alan hacmi, içindeki yük ile orantılıdır.

$$\nabla \cdot B = 0 \quad (2.2)$$

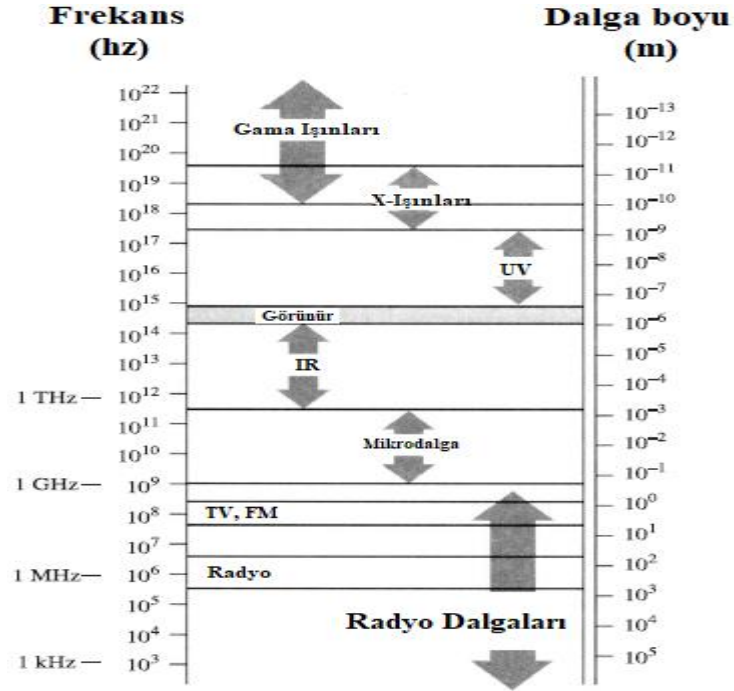
Eşitlik 2.2'de Manyetizmada Gauss Yasası'nın türev denklemi görülmektedir. Bu yasaya göre yüzey boyunca manyetik akı sifira eşittir, denklemde de görüldüğü üzere manyetik alanın diverjansı sifira eşittir.

$$\nabla \times E = -\frac{\partial B}{\partial t} \quad (2.3)$$

Eşitlik 2.3'te Faraday Yasası'nın türev denklemi görülmektedir. Faraday Yasası'na göre kapalı bir devre etrafında biriken voltaj, manyetik akının değişim hızıyla orantılıdır.

$$\nabla \times B = \mu_0 \left(J + \epsilon_0 \frac{\partial E}{\partial t} \right) \quad (2.4)$$

Eşitlik 2.4'te ise Ampere Yasası'nın türev denklemi görülmektedir. Ampere Yasası'na göre elektrik akımı ve elektrik alanlarındaki değişim nüfuz ettikleri manyetik alan ile orantılıdır. Herhangi bir kapalı döngü etrafında indüklenen manyetik alan, elektrik akımı ve kapalı yüzey boyunca olan yer değiştirme akımı ile orantılıdır.

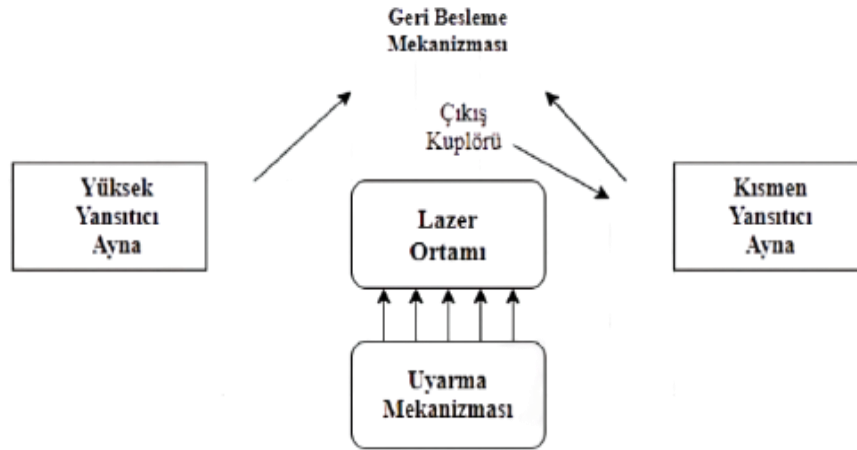


Şekil 2.9. Elektromanyetik spektrum [41].

Şekil 2.9'da elektromanyetik radyasyonun farklı frekans ve dalga boyu değerlerine göre elektromanyetik radyasyon çeşitlerinin görülebildiği elektromanyetik spektrum bulunmaktadır.

Thomas Young tarafından yapılan çift yarık deneyi ve Maxwell'in Elektromanyetik Dalga Teorisi ile insanlar ışığın dalga özelliği gösterdiğine ikna olmuşlardı. 1905

yılında Albert Einstein ışığın ikili doğasını ortaya çıkarmıştır. Fotoelektrik etki, ışığın dalga ve parçacık özelliklerine dair çok önemli bir şeyi ortaya çıkardı, ışık hem dalga hem de parçacık özelliklerini barındırabiliyordu. İlerleyen yıllarda yapılan çalışmalar ile radyasyonun uyarılmış emisyonu ile mikrodalgaların yükseltilmesi esasına dayanan ve ismini buradan alan mazer cihazları bulunmuştur. Joseph Weber, mazerlerin çalışma prensiplerine dair önemli teorik çalışmalarıyla öncü olmuştur. Columbia Üniversitesi'nde Charles H. Townes başkanlığındaki bir grup araştırmacı ilk mazeri yapmış ve kullanmışlardır. 1950'li yılların ilk yarısına denk gelen bu dönemde neredeyse eşzamanlı olarak Sovyetler Birliği'nde Nikolay Basov ve Alexander Prokhorov isimli bilim insanları da mazer üzerine çalışmışlardır. 1960 yılında ise daha önce yakut üzerine çalışmalar yapmış olan Theodore Maiman tarafından bu malzeme kullanılarak ilk lazer yapılmıştır [41].



Şekil 2.10. Lazer Şeması [40].

Şekil 2.10'da lazerlerin mekanizmasına dair bir şema görülmektedir. Lazer ortamı, bir lazerin optik kazanç kaynağıdır. Kazanç, elektriksel olarak ya da moleküler geçişlerin uyarılmış emisyonu sayesinde elde edilmektedir. Bu şemadan hareketle bir lazer sisteminin çalışabilmesi için önemli olan 3 maddeyi aşağıdaki gibi sıralayabiliriz:

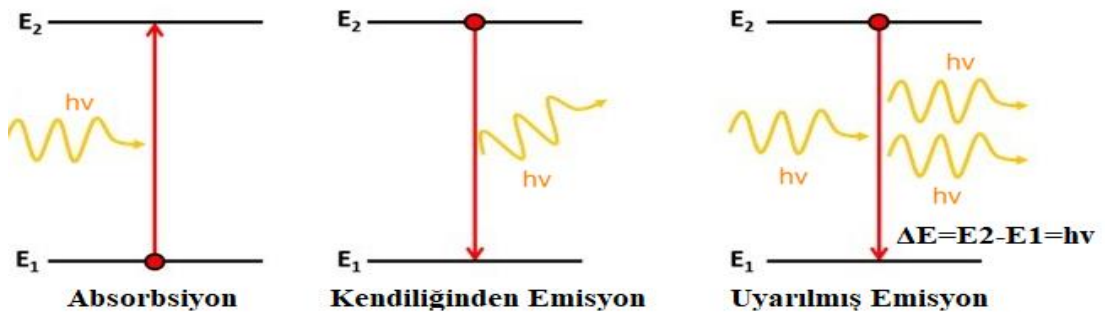
1. Işığı yükseltmek ve geçiş yapmasını sağlamak için bir aktif kazanç ya da lazer ortamı
2. Nüfus terslenmesini gerçekleştirebilmek için gerekli olan enerji pompası kaynağı

3. Optik bir boşluk ortamı oluşturan iki adet farklı özellikteki ayna

Lazerlerin çalışma prensibini anlamak ve güçlü bir ışık elde etmek için gereken 3 özellik vardır:

1. Nüfus terslenmesi gerçekleşmelidir
2. Ortamdaki enerji yoğunluğu arttırılmalıdır
3. Uyarılmış emisyon gerçekleşmelidir [40,41].

Uyarılmış emisyon fikri Albert Einstein ile ortaya çıkmıştır. Fizikçiler o dönemde bir foton ile atom etkileşime girdiği zaman soğurulabileceğini (absorbe edilebilir) ve atomu daha yüksek bir enerji seviyesine yükseltebileceğini ya da atom daha düşük bir enerji seviyesine geçerken yayılma (emisyon) işleminin gerçekleşebileceğini düşünmüşlerdir. Einstein yeni teorisi ile üçüncü bir olasılığı ortaya çıkarmıştır. Buna göre enerji seviyeleri arasında geçiş yapabilecek kadar enerjiye sahip bir foton, aynı enerjiye sahip başka bir fotonun emisyonu esnasında uyarılması ve bu sırada üst seviyedeki bir atomun alt seviyeye düşmesi gerçekleşebilecek bir diğer ihtimaldir. Normal şartlarda uyarılmış emisyon pek mümkün değildir çünkü termodinamik denge durumunda alt enerji seviyelerinde daha çok atom bulunur. Uyarılmış emisyon işlemine verilen bir diğer isim ise indüklenmiş emisyondur. Uyarılmış emisyon işlemi ile ortaya çıkan foton, ilk foton ile uyumlu (koherent) bir yapıdadır. Eğer alt enerji seviyesine inme ve ortama foton salma işlemi kendiliğinden gerçekleşirse bu olaya kendiliğinden (spontan) emisyon adı verilmektedir [40].



Şekil 2.11. Absorbsiyon ve emisyon [41].

Kazanç ortamının ışığı yükseltmesi için, pompalama adı verilen bir işlem sayesinde enerjile beslenmesi gerekir. Kısa bir tanım yapılacak olursa; pompalama, lazer ortamına enerji sağlama işlemidir. Optik, elektriksel, termal, kimyasal ya da nükleer yöntemler kullanılarak pompalama işlemi gerçekleştirilebilir. Yaygın olarak kullanılan lazerler daha çok elektriksel veya optik pompalama yöntemlerini kullanmaktadır. Uyarılma için ışınım (optik radyasyon) kullanma işlemine optik pompalama adı verilmektedir. Optik pompalama durumunda; bir flaş lambasından veya bir ark lambasından gelen ışık, lazer ortamına odaklanır. Elektrik ile pompalanan lazerler (birçok gaz lazerinde olduğu gibi) gelen pompalama ışığının fotonlarını absorbe eder, atomlar üst enerji seviyelerine uyarılmış olur. Lazer ortamı elektrik alanına maruz kaldığında elektriksel bir deşarj gerçekleşmektedir. Bazı lazerlerde atomların çarpışması sayesinde üst enerji seviyelerine uyarılma işlemi gerçekleşmektedir. Önceki sayfalarda daha önce de belirtildiği gibi nüfus terslenmesi olayının gerçekleşmesi için pompalama işlemi çok önemlidir. Pompalama ile birlikte yüksek enerji seviyesinde bulunan atom sayısı, düşük enerji seviyesindeki atom sayısından daha fazla olur [42].

Denge durumunda atomlar alt enerji seviyesinde daha çok sayıda bulunmaktadır. Termal dengedeki bir ortamda bulunan atomlar uyarılarak yüksek enerji seviyelerine yükseltildiği zaman nüfus terslenmesi adı verilen olay gerçekleşmiş olur. Nüfus terslenmesi, lazer fiziği açısından çok önemlidir. Nüfus terslenmesi işlemi gerçekleşmezse lazerler işlevsiz hale gelir [40-42].

Lazerlerin genel olarak kullanım alanları aşağıdaki gibi bazı temel ve özel başlıklar altında listelenebilir:

1. Malzeme bilimi ve yeni malzeme geliştirme çalışmaları
2. Ölçüm ve kontrol işlemleri
3. Bilgi depolama, bilgilerin okunması ve yazılması işlemleri
4. Ekranlar
5. Lazer ışık gösterileri
6. Telekomünikasyon
7. Holografi
8. Spektroskopi ve analitik kimya

9. İşaretleme ve hizalama işlemleri
10. Savunma sanayisi
11. Uzaktan algılama
12. İzotop zenginleştirme
13. Nükleer füzyon çalışmaları
14. Spektroskopi ve atomik fizik
15. Cerrahi ve tıbbi işlemler [40].

Lazerlerin tıbbi ve biyomedikal uygulamaları başlık 2.3.2'de daha detaylı olarak incelenecektir.

Lazerlerin sınıflandırılmasına bakıldığında genel olarak çalışma biçimleri ve aktif kazanç ortamları ile sınıflandırıldıkları söylenebilir.

Sürekli dalga lazerleri adından da anlaşılacağı gibi sürekli bir pompalama ile enerji kaynağının sürekli olarak enerji sağlaması ve zamana göre bakıldığında neredeyse sabit kalan bir güce sahip olan uzun süreli lazer ışık çıkışı elde edilmesi şeklinde çalışır. Telekomünikasyon, lazer ameliyatları gibi daha uzun süreli lazer işlemi gerektiren işlemler için uygundur. Darbeli lazerin çıktısı süresizdir. Darbe kelimesi aynı anda yayılan ışık hüzmelerini temsil etmektedir. Darbeli lazerler büyük çıkış güçlerine ulaşabilmektedir ve işaretleme, kesme gibi uygulamalar için kullanılabilir. Darbeli lazerlerde fiziksel işlemler çok hızlı bir şekilde gerçekleşir ve kısa aralıklarla lazer ışığı elde edilmiş olur. Tüm lazerler sürekli dalga modunda çalışmaz, darbeli moda çalışan birçok lazer bulunmaktadır. Sürekli dalga lazerleri için endüstriyel talep çok fazladır. Kazanç ortamı olarak moleküler azot kullanan nitrojen (azot) lazerleri, darbeli lazerlere popüler bir örnektir [40-42].

Özellikle aktif kazanç ortamına göre sınıflandıracak olursak, lazerleri aşağıdaki gibi başlıklara ayırabiliriz:

1. Katı hal lazerleri
2. Boya lazerleri
3. Yarı iletken lazerler

4. Gaz lazerleri
5. Kimyasal lazerler
6. Serbest elektron lazerleri
7. X-ışını lazerleri [43].

Aktif kazanç ortamı olarak katıların kullanıldığı lazerlere katı hal lazerleri adı verilmektedir. Yarı iletken lazerlerde de kazanç ortamı olarak katı kullanılsa da yarı iletken lazerler ayrı bir sınıf olarak kabul edilmektedir, çünkü pompalama ve diğer çalışma mekanizmaları katı hal lazerlerinden farklıdır. İyonların kristal veya cam formundaki şeffaf bir konak malzemeye safsızlık olarak katıldığı durumlarda katı hal lazerlerinden bir terim olarak bahsedebiliriz. Bu işlem için özellikle nadir toprak ve geçiş metali iyonları kullanılmaktadır. Konak kristalleri için ise oksit ya da florürler kullanılmaktadır. Oksit ve florürler arasında bir kıyaslama yapılacak olursa; oksitlerin daha mekanik ve termomekanik özellikler gösterdiği, florürlerin ise termooptik olarak daha iyi olduğu görülmüştür. Silika bazlı camlar da nadir toprak iyonları için kullanılmaktadır. Yapılan çalışmalar silika bazlı camların fosfat bazlı camlara oranla daha iyi termal ve mekanik özelliklere sahip olduğunu göstermiştir. Doğal halde bulunan ve değerli bir taş olan yakut, ilk lazerin yapımında kullanılmıştır. Hala bazı uygulamaları olan yakut, kazanç ortamında kullanılmakta ve yakut lazerleri bir katı hal lazeri türü olarak kabul edilmektedir. Neodimyum lazerleri en bilinen katı hal lazerleridir. Konak ortam genellikle $Y_3Al_5O_{12}$ (YAG=İtiryum Alüminyum Garnet) kristalidir; ancak başka oksit, florür camlarını ya da fosfat ve silika bazlı camları içeren lazerler de olabilir. Nd:YAG lazerler sürekli dalga ya da darbeli lazer şeklinde çalışabilir. Nd:YAG lazerler; malzeme işleme, tıbbi uygulamalar ve askeriyede hedef belirleme gibi alanlarda kullanılmaktadır. Nd:YAG dışında en dikkate değer lazerlerden biri Yb:YAG lazerleridir. Bunların dışında öne çıkan katı hal lazerleri olarak fiber lazer, Er:YAG, Tm:Ho:YAG, Alexandrite, Ti:Al₂O₃, Cr³⁺:LiSrAlF₆ ve Cr³⁺:LiCaAlF₆ lazerleri bulunmaktadır. Er:YAG lazerleri göz güvenliği açısından dalga boyunun önemli olduğu biyomedikal uygulamalar açısından önemli potansiyel barındırmaktadır. Fiber lazerlerdeki aktif ortam, nadir bir toprakla katkılanmış fiberin çekirdeğidir. En yaygın kullanılan fiber lazer tek modludur ve silikadan yapılır. Fiber lazerlerin uygulamaları son yıllarda giderek daha da ilgi çekici hale gelmektedir [43].

Boya lazerlerinde gliserol, su, etil veya metil alkol gibi sıvı bir çözücü içindeki organik boya çözeltilerinden oluşan bir aktif ortam kullanılmaktadır. Yarı iletken lazerler birçok uygulamada doğrudan kullanıldığı gibi katı hal lazerlerinde de pompalama işlevini görmesi nedeniyle oldukça yaygındır. Yarı iletken-lazer malzemelerin çoğu, periyodik tablonun 3A grubuna (Al, Ga, In gibi) ait elementlerin, 5A grubundaki (N, P, As, Sb gibi) elementlerle kombinasyonuna dayanmaktadır. Gaz lazerleri genellikle elektriksel yollarla, yani yeterince büyük bir akımın gazdan geçirilmesiyle uyarılır. He-Ne lazer, soy gaz lazerlerinin en önemlisidir. Bir gaz lazerin çalışmasında neon atomunun geçişleri çok önemlidir, pompalama işlemini büyük ölçüde kolaylaştırmak için gaz karışımına helyum eklenir. Kimyasal lazerler genellikle nüfus terslenmesinin doğrudan bir ekzotermik kimyasal reaksiyonla üretildiği bir lazer olarak tanımlanır. Kimyasal lazerler endüstride delme gibi işlemler için kullanılırlar. Kimyasal lazerler, kimyasal enerjinin elektromanyetik enerjiye doğrudan dönüştürülmesinin bir örneğidir. Kimyasal lazerler potansiyel olarak yüksek çıkış gücü sağlayabilirler; bunun nedeni, ekzotermik bir kimyasal reaksiyonda mevcut olan enerji miktarının genellikle oldukça büyük olmasıdır. Diğer lazerlerde olduğu gibi, lazer salınımına (osilasyon) geri besleme sağlamak için kimyasal lazerlerde de iki uç aynası kullanılır. X-ışını bölgesinde tutarlı salınımın gerçekleştirilmesi için gerekli olan gelişmeler nispeten daha yavaş ama istikrarlı bir şekilde gerçekleşmektedir. X-ışını lazerlerinin potansiyel uygulamaları çok önemlidir. X-ışını holografisi, X-ışını litografisi gibi uygulamalar önemli potansiyel içermektedir [43].

2.3.1. Lazer Cam

Cam malzemeler, lazer sistemlerinde farklı şekillerde bulunur ve aktif ya da pasif olarak birçok görev üstlenirler. Bunlara örnek olarak lensler, pencereler, ışık kılavuzları, ince film kaplamalar için tabakalar; çubuk, disk ve fiber şeklindeki kazanç ortamları; manyeto-optik ve akusto-optik malzemeler gösterilebilir. Lazerler ile camlar arasında doğrudan bir ilişki vardır. İhtiyaca göre istenen ve bu görevlere uygun daha iyi özellikler sergileyen yeni cam malzemeler geliştirildikçe lazer teknolojisi de ilerlemektedir. Camın kimyasal kompozisyonunun değişmesi lazerlerin parametrelerini de değiştirmektedir; bu değişikliklerin araştırılması ilk lazerin yapılmasından bu yana araştırmacıların ilgisini çekmiştir. 1960'tan sonra yıllar

ilerledikçe lazerlerde kullanılabilir bir çok cam malzeme keşfedilmiştir. Buna rağmen gerçekten lazerlerde kullanıldığı kanıtlanan ve yaygın olarak ulaşılabilen lazer camlarının sayısı çok daha azdır. 1961 yılında camın lazerler açısından faydası görüldükten sonra bir çok yeni cam malzeme incelenmiş ve kristal yerine cam kullanmanın faydaları bulunmuştur. 1960'lar hem lazer hem de lazer camları için keşif yıllarıdır. 1960'larda oksit camları üzerine çeşitli çalışmalar yapıldıktan sonra 1980'li yıllar silika camlarının geliştirilmesi, fosfat camlarının geliştirilmesi ve berilyum florür camlarının üretilmesi ile geçmiştir. 1980'li yıllarda ağır metal florür bazlı camlara odaklanılmıştır. 1980'den sonra fiber lazerlere olan ilgi artmıştır, camlar fiber yapımında da rol oynadığı için cam malzeme araştırmaları bu alana doğru odaklanmıştır [44].

Bu tez çalışmasının bir önceki başlığında lazer çeşitleri incelenirken lazerlerin aktif kazanç ortamlarına göre sınıflandırıldıklarından bahsedilmiştir. Yukarıda da görüldüğü üzere; lazer camları, lazerlerin kazanç ortamlarında kullanılmakta ve bundan dolayı lazerlerin isimlendirilmesi ile türünün belirlenmesinde önemli rol oynamaktadır. Cam malzemelerin kullanım alanı ya da yerine göre yukarıdaki paragrafta da görülen farklı şekil ve özelliklere sahip olması beklenmektedir. Bu tez çalışmasında ve genel olarak literatürde olduğu gibi lazer cam denildiğinde lazerlerin kazanç ortamına odaklanılsa da camların gerek biyomedikal gerekse diğer alanlarda farklı biçimlerde de kullanıldığı unutulmamalıdır.

Camlar; lazerler, fiber amplifikatörler, sensörler gibi optik cihazlar için uygun olan konak malzemelerdir. Camlar; geniş şeffaflık (saydamlık) aralığı, düşük yayılma kayıpları gibi mükemmel özelliklerinden dolayı nadir toprak iyonları için gelecek vaat eden konak malzemeler olarak kullanılmaktadır. Nadir toprak iyonları ile katkılı camlar; katı hal lazerleri, optik amplifikatörler, dalga kılavuzları, sintilatörler, beyaz ışık yayan diyotlar gibi optik cihazların geliştirilmesinde katkı sağlamaktadır [45].

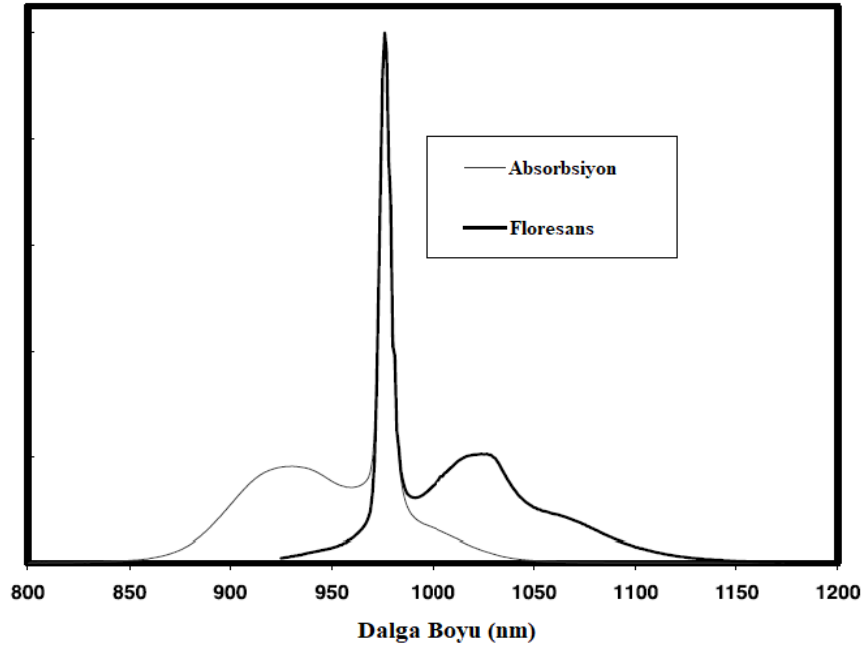
Son dönemlerde lazer cam çalışmaları için nadir toprak iyonları ile katkılanmış malzemeler, görünür ve yakın kızılötesi bölgeye kadar görülebilen güçlü emisyonla beraber mükemmel fotokararlılık ve lüminesans ömürleri nedeniyle araştırmacıların ilgisini çekmektedir. Tellür camları; yüksek şeffaflık, kimyasal ve mekanik kararlılık,

düşük erime noktası, nadir toprak iyon katkısı için yüksek çözünürlük ve düşük fonon enerjisi nedeniyle nadir toprak iyonları için uygun bir konak malzemedir. Ortalama fonon enerjisini düşürmek için kimyasal kompozisyona TeO_2 eklemek doğru bir seçim olacaktır. Yuliantini ve arkadaşları yaptıkları çalışmada $\text{BaO}-(\text{ZnO}/\text{ZnF}_2)\text{-B}_2\text{O}_3\text{-TeO}_2$ cam sistemini araştırmışlardır. Çalışmada hem ZnO hem de ZnF_2 eklenmiş camların lazer ortamı için uygun olduğu ancak ZnF_2 kullanılan camların daha çok tercih sebebi olduğu belirtilmiştir. Çalışmada geleneksel ergitme-döküm tekniği kullanılmış, kimyasallar fırında $1150\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 1,5 saat bekletilmiş daha sonra döküm ve $500\text{ }^\circ\text{C}$ 'de 1,5 saat tavlama işlemleri gerçekleştirilmiştir [46].

Lazerlerin gelişim sürecinde sürekli olarak daha yüksek çıkış gücüne sahip lazerlerin geliştirilmesi istenmiştir. Yüksek darbe enerjili son derece kısa darbeler oluşturulursa, maksimum bir tepe (pik) darbe gücü elde edilebilir. Kısa lazer darbelerini elde etmek için, amplifikasyon malzemesinin geniş bir spektral aralıkta optik amplifikasyonu desteklemesi gerekir. Yb^{3+} genellikle 950 ile 1100 nm arasında göreceli olarak geniş bir emisyon göstermektedir, dolayısıyla kısa lazer darbeleri elde etmek için uygundur. Camlar; üretim maliyetleri, kimyasal kompozisyonlarının ve dolayısıyla fiziksel özelliklerinin değişebilmesi, üretim kolaylığı gibi avantajlara sahiptir. Camlar bu avantajlarından dolayı yüksek güçlü lazerler için uygundur. Lazer malzemeleri geliştirme çalışmaları genellikle uzun floresans ömürleri, geniş emisyon spektrumları gibi optik özelliklerin gelişmesini amaçlamaktadır. Hermann ve Rüssel 2015 yılında yaptıkları çalışmada önceki çalışmalardan farklı olarak Al_2O_3 ve SiO_2 'den oluşan katkılı camlara odaklanmışlardır. Bu camların iyi fiziksel, mekanik ve kimyasal dayanıklılık özelliklerine sahip olduğu bilinmektedir. Bu camlar, cam-seramik ve biyocamların üretilmesi gibi birçok farklı kimyasal ve biyokimyasal uygulamalarda kullanılmaktadır. Hermann ve Rüssel bu çalışmada, $\text{Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$ camlarının katkılanan farklı kimyasallar ile birlikte ultra yüksek güçlü lazer uygulamalarında konak malzemesi olarak potansiyellerini araştırmışlardır. Yapılan çalışma sonucunda, camların fosfat florür cam ve kalsiyum florür kristalinden daha geniş absorpsiyon ve emisyon spektrumları sergilediği görülmüştür [47].

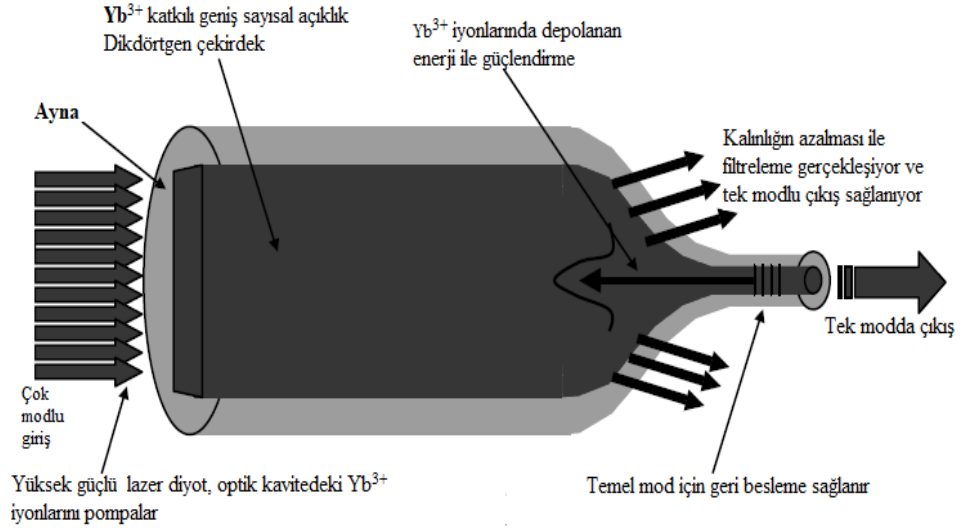
2000'li yıllardan itibaren kızılötesi katı hal lazerleri, fiber lazerler ve optik amplifikatörler için nadir toprak iyonu katkılı camlara olan ilgi artmıştır. Nadir toprak iyonları ile katkılanan camlar, görünür ve yakın kızılötesi bölgelerdeki lazer etkisi nedeniyle kapsamlı bir şekilde araştırılmıştır. Nadir toprak iyonu ile katkılanmış bir konak camlar, özellikle uzun dalga boyu geçişleri için daha yüksek bir lüminesans kuantum verimliliğine sahiptir. Neodimyum ile katkılanan birçok cam; çok sayıda uygulamada verimli lazerler olarak sıkça kullanılmıştır, çünkü bunlar oda sıcaklığında bile yüksek verimlilikle çalıştırılabilirler. Yakın kızılötesi bölgesinde çalışan katı hal lazerleri; optik iletişim, radar ve tıbbi enstrümantasyon gibi alanlarda önemli uygulamalara sahiptir. Nd^{3+} iyonlarının floresans özellikleri konak malzemeye bağlıdır ve yüksek kuantum verimliliğine sahip Nd^{3+} iyonları içeren yeni lazer cam malzemeler geliştirmek için birçok çalışma yapılmıştır. Tellür camlarının iletim aralıkları silika camdan daha geniştir ve çok daha düşük fonon enerjisine sahiptir, üstelik kararlılık ve korozyon direnci açısından florür camlardan da üstündür. Yakın kızılötesi lazer geçişlerini incelemek için çok çeşitli konak lazer cam malzemeler hazırlanmıştır; bunlar arasında bulunan TeO_2 camları, lazer camlarının geliştirilmesinde öne çıkmıştır. Ağır metal oksitlerin TeO_2 içeren cam sistemine dahil edilmesi fonon enerjisini azaltır ve camların termal kararlılığında bir artışa neden olur. TeO_2 camları, büyük konsantrasyonlarda nadir toprak iyonlarını dahil etme kabiliyetleri nedeniyle yeni fotonik cihazlarda potansiyel uygulamalar bulmaktadır. Neodimyum gibi nadir toprak elementleri içeren cam kompozisyonları, yüksek ortalama güçlü lazer sistemlerinde aktif malzemelerden istenen özelliklerin büyük bölümünü karşılamaktadır. Bu tarz uygulamalar için en popüler lazer camlar Nd: fosfat camlarıdır. Nd: fosfat camlarının keşfi eskiye dayansa da hala yüksek optik kaliteye sahip Nd: fosfat camları bulunmaktadır. Neodimyum lazer camları için birçok avantaj sağlasa da kristal malzemelere kıyasla verimlilik ve termomekanik dezavantajları bulunmaktadır. Cam malzemelerin büyük boyutlarda ve güçlü optik kalitede elde edilebilmesi potansiyel uygulamalar için avantajdır. Lazer cam, kimyasal kompozisyonundaki değişiklikler yoluyla belirli uygulamalar için özelleştirilebilir. Yüksek güçlü lazer sistemlerinde kullanılan lazer camlarda; termal iletkenliği maksimize etmek ve termal genleşmeyi, elastik modülü ve de Poisson oranını en aza indirmek istenir. Yüksek kırılma tokluğuna sahip bir kimyasal kompozisyon da istenmektedir [48,49].

Dejneka ve arkadaşları yaptıkları çalışmada, 980-nm fiber lazerler için $\text{La}_2\text{O}_3\text{-Al}_2\text{O}_3\text{-SiO}_2$ camlarını araştırmış, Yb^{3+} iyonlarını ise katkılayıcı olarak kullanmışlardır. Yb^{3+} , yaklaşık 850 ila 1050 nm arasında absorpsiyon bandına ve 950 ila 1150 nm arasında verimli floresansa sahiptir. Yb^{3+} , 980 nm'de çok güçlü bir floresansa sahiptir, ancak aynı dalga boyunda absorpsiyon da maksimumdur, bu durumda kazancın elde edilmesi ya da lazer mekanizmasının çalışması için terslenme %50'den büyük olmalıdır. Bundan dolayı Yb^{3+} düşük pompalama uygulanan fiber lazerler için pek uygun değildir. Bu sorunu çözmek için çıkışa doğru gittikçe giderek incelen bir fiber lazer kullanılmıştır. 2 W, 920-nm geniş şeritli bir diyottan gelen ışık, iki silindirik mercekle aracılığıyla çok modlu bir fiberin dikdörtgen çekirdeğine bağlanır. Çekirdek, diyotun yayma açıklığına ve minimum çekirdek alanına en uygun bağlantıyı sağlamak için dikdörtgen şeklindedir [50].



Şekil 2.12. $60\text{SiO}_2\text{-}28\text{Al}_2\text{O}_3\text{-}11.75\text{La}_2\text{O}_3\text{-}0.25\text{Yb}_2\text{O}_3$ camında Yb^{3+} iyonlarının absorpsiyon ve floresans spektrumu [50].

Şekil 2.12'de Yb^{3+} iyonlarının absorpsiyon ve floresans spektrumları görülmektedir. Özellikle 980 nm dalga boyu civarındaki örtüşme dikkat çekicidir.



Şekil 2.13. Yeni tip fiber lazer şeması [50].

Şekil 2.13'te Dejneka ve arkadaşları tarafından tasarlanan fiber lazerin şeması görülmektedir.

Pugliese ve arkadaşları, silika camlarına alternatif olarak Er, Nd ve Yb katkılı fosfat camları üzerine bir çalışma yapmışlardır. Pugliese ve arkadaşları tarafından yapılan çalışmada, lazer sistemleri için aktif ortam olarak kullanılacak yeni Er, Nd ve Yb katkılı özel fosfat lazer camlarının tasarımı, işlenmesi ve karakterizasyonu üzerine bilgiler verilmiştir. Silikadan çok daha iyi termomekanik özelliklere sahip olan fosfat camları; nispeten kolay işlenebilir, yüksek kazanç ve mükemmel optik özellikler göstermektedir. Fosfat camları; düşük ısıl iletkenlikleri nedeniyle lazer camları arasında öne çıkamamaktadır, Pugliese ve arkadaşları bu dezavantajı yok edebilmek amacıyla bu çalışmayı yapmıştır. Düşük ısıl iletkenliği olan camlar yüksek güçlü lazer sistemlerine uygun değildir. Geleneksel ergitme-döküm tekniği ile yapılan çalışmada %1 mol Er₂O₃, %0,3 mol Nd₂O₃ ve %2,4 mol Yb₂O₃ katkılanma için kullanılmıştır. Konak olarak ise P₂O₅-K₂O-Al₂O₃-B₂O₃-SiO₂-PbO-La₂O₃ cam kompozisyonu kullanılmıştır. 3 numunenin cam geçiş sıcaklıkları 522-540 °C arasındadır. Yb₂O₃ katkılı camın, Nd₂O₃ katkılı camdan daha uzun floresans ömrüne sahip olduğu tespit edilmiştir [51].

2.3.2. Lazerlerin Biyomedikal Uygulamaları

Lazerler tıp alanında teşhis ve tedavi amaçlı olarak birçok cihaz ya da uygulamada kullanılmaktadır. Lazerler bundan dolayı biyomedikal mühendisliğinin ilgi alanına girmektedir. Lazerlerin tıbbi amaçlarla kullanımı giderek yaygınlaşmaktadır, lazerlerin potansiyel uygulamaları için ışık ve doku arasındaki etkileşimi iyi anlamak gerekir. Lazerlerin tıp alanındaki kullanımı teşhis ve tedavi amaçlı uygulamaları kapsamaktadır. Lazerler birçok tıbbi uygulamada kullanılmakta ve bu uygulamalarda farklı lazer çeşitleri kullanılmaktadır. Lazerlerin tek bir noktaya odaklanabilmesi, istenildiğinde yüksek çıkış gücüne sahip olabilmesi ve uyumlu (koherent) olması nedeniyle başarıyla noninvazif işlemler uygulanabilmektedir. Teşhis ve tedavi işlemlerinin başarısı ışık-doku etkileşimindeki optik parametrelere bağlıdır. Lazerler; lazerden gelen elektromanyetik radyasyon ve insan dokusu arasında uygun/güvenli bir etkileşimin olduğu durumlarda tıbbi uygulamalarda kullanılabilir. Tüm bu işlemler “biyomedikal optik” alanında incelenmektedir.

Biyomedikal optik ve biyofotonik birbirine yakın alanlardır. Biyofotonik; ışık ve biyolojik nesnelere arasındaki etkileşimi inceler, biyomedikal mühendisliği ise daha çok fotonun tıbbi uygulamalarına ağırlık vermektedir. Biyofotonik, adından da anlaşılacağı üzere biyoloji ve fotonun kombinasyonudur. Biyofotonik farklı alanlardan birçok araştırmacının ilgilendiği disiplinler arası bir alandır. Biyofotonik; biyoloji, tıp, eczacılık bilimi, çevre bilimi ve tarımda biyolojik nesnelere (moleküller, hücreler ve doku) incelerken ışığın kullanılmasını temel alır. Biyofotonik, optik mikroskopun icat edildiği 16. yüzyıla kadar uzanmaktadır. Optik teknolojiler; biyolojideki temel araştırmaların yanı sıra hem tıbbi teşhis hem de tedavi için kliniklerde ve hastanelerde vazgeçilmezdir. Örneğin; endoskopi, akış sitometrisi, ve floresan in situ hibridizasyon (FISH) kanserin erken tespiti ve prognozu için (örn: meme kanseri, mide kanseri ve lösemi) kullanılırken, optik koherens tomografi (OKT) ve lazer destekli in situ keratomileusis (LASIK) oftalmolojide güçlü teşhis ve cerrahi araçlarıdır. Işık moleküller, hücreler ve doku ile çoklu ışık-madde etkileşim süreçleriyle etkileşime girer. Bu ilkedan hareketle birçok optik cihaz ve uygulama geliştirilmiştir. Bunlar arasında; Raman spektroskopisi, anti-Stokes Raman spektroskopisi, FT-IR, ultraviyole-görünür spektroskopisi, kızılötesi spektroskopisi,

floreseans spektroskopisi, optogenetik, lazer cerrahisi, optik cımbız, optik tuzaklama, hücre ayırıştırma, fototermal spektroskopisi, plazmonik algılama, fotoakustik görüntüleme gibi teknolojiler bulunmaktadır [52].

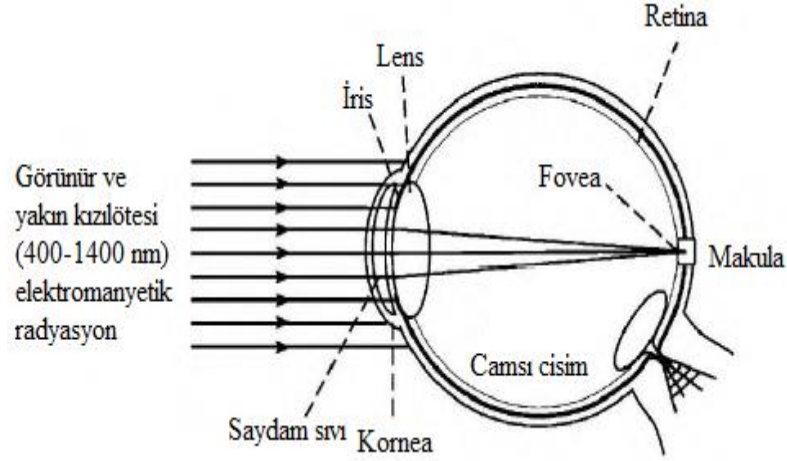
Lazerlerin yaygın kullanımı sebebiyle, bu teknolojinin kötüye kullanılması ya da yanlış kullanılmasıyla oluşacak potansiyel tehlikeler hakkında bilgili olmamız gereklidir. Bunun yanında, ışık-doku etkileşimini anlayabilmek için de lazer güvenliği ile ilgili bilgiler önemlidir. Lazerlerin günlük hayatta yaygın kullanılan versiyonları genellikle düşük güçlü ve daha zararsızdır ancak özel amaçlarla üretilen yüksek güçlü lazerlere daha çok dikkat edilmesi gerekmektedir.

Lazerler, optik radyasyon ışınları yayar. Optik radyasyon (ultraviyole, görünür ve kızılötesi) iyonlaştırıcı olmayan radyasyon olarak tanımlanmaktadır. Çeşitli biyolojik etkilere neden olduğu bilinen X-ışınları ve gama ışınları gibi iyonlaştırıcı radyasyon türlerinden farkını belirtmek için bu tanım kullanılmaktadır [53].

Lazerler yol açabilecekleri potansiyel tehlikelere göre aşağıdaki gibi sınıflandırılabilir:

1. Göz tehlikeleri: Lazer dalga boyuna bağlı olarak akut maruziyet sonucu kornea ve/veya retina yanıkları görülebilir; kronik maruziyette ise kornea veya lentiküler opasiteler (katarakt) ya da retina hasarı ileri seviyelere kadar mümkün olabilir.
2. Deri tehlikeleri: İleri derecelere kadar deri yanıkları mümkündür. Bazı spesifik ultraviyole dalga boylarında karsinogenez (tümör oluşumu) meydana gelebilir.
3. Kimyasal tehlikeler: Lazerlerde kullanılan bazı malzemeler (özellikle boya ve kimyasal lazerlerde) tehlikeli olabilir ve/veya toksik maddeler içerebilir. Lazerin neden olduğu reaksiyonlar tehlikeli partikülleri ve gazları serbest bırakabilir.
4. Elektriksel tehlikeler: Başta yüksek güçlü lazer sistemleri olmak üzere, tüm lazerlerde ölümcül elektriksel tehlikeler mevcut olabilir.
5. Diğer tehlikeler: Hatalı optik pompalardan kaynaklanan patlamalar, yangın tehlikeleri, arızalı ve yüksek voltajlı (>15 kV) güç kaynaklarından kaynaklanan X-ışını, çok yüksek enerjili lazerlerden kaynaklanan aşırı gürültü [53].

Yüksek güçlü lazer ışınları cildi yakabilir ancak lazer ışınlarının en önemli tehlikeleri vücudun ışığa en duyarlı kısmı olan gözlerdir. Lazer ışığı gözün ışığa tepki veren hücre tabakası olan retinadaki bir noktaya odaklanan paralel ışınlar halinde gelir. Yeterli güce sahip bir lazer ışınına sadece maruz kalmak bile kalıcı göz hasarına neden olabilir. Güvenlik standartlarını yazanlar göz tehlikelerine önem vermişlerdir. Gözdeki yapılara verilen zarar genel olarak doku hacmi başına en çok ışın enerjisini hangi yapının emdiğine bağlıdır. Lazer emisyon dalga boyu, görünür ve yakın kızılötesi spektral bölgelerde (0,4 μm ila 1,4 μm) meydana geldiğinde retinaya etki etmesi mümkündür. Işık, doğrudan lazerden veya bir yansımadan gelerek göze ulaşabilir. Tesadüfi ışın maruziyeti, kornea ve merceğin (lens) odaklanma etkisine bağlı olarak retinada yüksek bir etki bırakmaktadır. Ultraviyole ve uzak kızılötesi spektral bölgelerdeki lazer emisyonları esas olarak korneada etkiler gösterir. Ancak belirli dalga boylarındaki lazer radyasyonu o yapıya zarar verebilir. Güvenlik açısından bakıldığında, lazerlerin cilde etkisinin genellikle ikincil öneme sahip olduğu düşünülmektedir. Bununla birlikte, ultraviyole spektral bölgede emisyon yapan lazerlerin daha yaygın kullanımı ve daha yüksek güçlü lazerlerin kullanımı ile cilde olan etkileri daha büyük önem kazanmıştır. 230 nm ila 380 nm dalga boyu aralığında eritem, cilt kanseri ve hızlandırılmış cilt yaşlanması mümkündür. 700-1000 nm aralığında (kızılötesi) en önemli etkiler cilt yanıkları ve aşırı kuru cilt olacaktır. Yüksek güçlü lazerlerin bazı uygulamaları, özellikle malzeme işlemede solunum tehlikelerine neden olabilir. Kesme ve delme işlemleri potansiyel olarak tehlikeli duman ve buharlar oluşturabilir. Yüksek voltaj tehlikeleri çok dikkat çekmese de ölümcüldür. Lazerle ilişkili en ölümcül tehlikeler elektrikle ilgilidir. Elektrik çarpması nedeniyle lazerlerle ilişkili birkaç ölümcül kaza olmuştur. İnsanlar bir lazer sisteminin tehlikeli ve yüksek voltajlı bileşenleriyle çalışırken güvenlik prosedürlerine uymadıklarında bu kazalar meydana gelmiştir. Güvenlik açısından lazer; son derece yoğun, monokromatik elektromanyetik radyasyonun bir kaynağı olarak düşünülebilir. Geleneksel ışık kaynaklarında ışık her yöne yayılmaktadır, ışık her yere yayıldığı için parlaklık düşüktür; oysa lazerler tek yönlüdür. Bu gözlerimizin güvenliği açısından önemlidir çünkü lazerler tek bir noktaya yoğun bir elektromanyetik radyasyon göndermektedir. Bu noktada dalga boyu, ışın yoğunluğu ve lazere olan uzaklık gibi optik parametreler önemlidir [53].



Şekil 2.14. İnsan gözünün yapısı [53].

Şekil 2.14'te gözün yapısı ile görünür ve yakın kızılötesi dalga boylarına sahip ışınların göz üzerine etkisi görülmektedir.

Lazerlerin dokulara olan etkisini termal ve termal olmayan etkiler şeklinde ikiye ayırabiliriz. Bu tez çalışmasında daha önce de bahsedildiği üzere; lazerler ameliyatlarda ve genel olarak kesme işlemlerinde kullanılmaktadır, üstelik lazer cerrahisi adı verilen bir alan da bulunmaktadır.

İki foton uyarmalı floresans mikroskopisi ve femtosaniye lazerlerin kombinasyonu biyomedikal uygulamalar için büyük potansiyel taşımaktadır. Boyutu da küçük olan bu cihazlara "lazer mikro neşter" adı verilmektedir. Bu sayede işlem yapılacak bölge hem görüntülenmekte hem de istenen şekilde tedavi edilmektedir. Ses telleri gibi yüksek bir hassasiyetle çalışma gerektiren durumlarda çevredeki dokuya zarar vermeden tıbbi operasyonlar gerçekleştirilebilmektedir. Femtosaniye lazerler göz cerrahisi için kullanılmıştır ve floresans mikroskopisi biyomedikal görüntülemeye üç boyutlu yapıları görüntülemek için kullanılmıştır. Her iki işlemin avantajlarını bir araya getiren bu yeni cihaz, 250 mikrometreye kadar dokuya nüfuz edebilir ve 3 boyutlu alanda tek tek hücreleri hedefleyebilir. Bu işlem sayesinde iyileşme çok daha hızlı olacak ve dokunun alınması daha hassas olacaktır. Ek olarak, probun görüntüleme özellikleri nedeniyle, hastalıklı hücrelerin yok edilmeden önce hızlı ve doğru bir şekilde tanımlanabilmesi sağlanır [54].

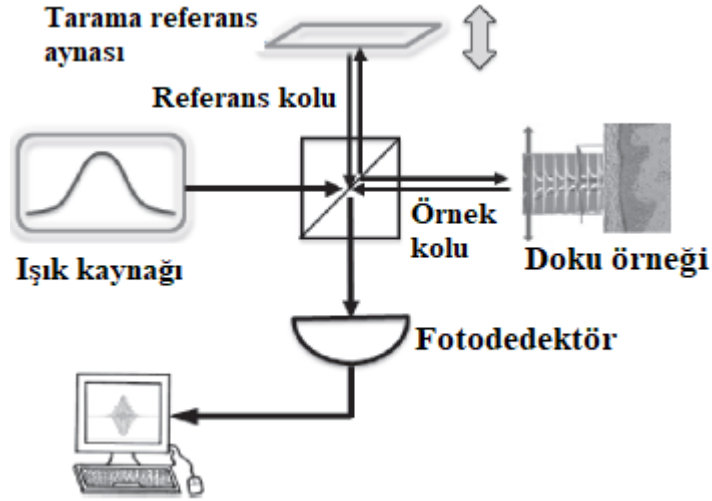
Lazerlerin tıp alanında tedavi amaçlı kullanımları için en önemli örneklerden biri düşük seviyeli lazer (ışık) terapisi. Düşük seviyeli lazer terapisi; yaralanmalara ve lezyonlara düşük güçlü, monokromatik ve uyumlu (koherent) ışığın uygulanması işlemidir. Lazerler, kendilerini diğer ışık kaynaklarından ayıran eşsiz özellikleri sayesinde cilt hastalıklarının tedavisinde başarıyla kullanılmaktadır. Düşük seviyeli lazer (ışık) terapisi; iyileşmenin uyarılması, ağrı ve iltihaplanmaların giderilmesi ve yeniden işlevini yerine getirebilecek hale gelmesi gibi durumlarda tedavi amaçlı kullanılmaktadır. İnsan derisi ışığa diğer organlardan daha fazla maruz kalır, kırmızı ve kızılötesi dalga boyları ile etkileşime girdiğinde ise uygun/iyi bir yanıt vermektedir. Tıpta kullanımı da olan yüksek güçlü lazerlerin aksine düşük seviyeli lazerler dokuya zarar verecek kadar güç sağlamazlar, ancak iyileşmeyi başlatmak için yeterli enerji sağlarlar. Düşük seviyeli lazer terapisi 1960'ların sonlarında keşfedilmiştir ancak cilt hastalıkları ve cilt gençleştirme için yaygın olarak kullanımı daha sonraki yıllarda gerçekleşmiştir. Düşük seviyeli lazer (ışık) terapisi bir fototerapi türüdür. Düşük seviyeli lazer terapisi, fototerapi veya fotobiyomodülasyon; biyolojik aktiviteyi değiştirmek için termal olmayan bir ışınım ile fotonların kullanımını ifade eder. Düşük seviyeli lazer terapisi, uyumlu ışık kaynakları (lazerler) veya filtreli lambalardan veya ışık yayan diyotlardan (LED) oluşan uyumlu olmayan ışık kaynaklarını ya da bazen her ikisinin bir kombinasyonunu kullanır. Düşük seviyeli lazer terapisinin başlıca tıbbi uygulamaları arasında; akne, melanom dışı cilt kanserleri, cilt gençleştirme, vitiligo, yara iyileşmesi, hiperpigmentasyon, cilt dokusunu ve sıkılığını ve esnekliğini iyileştirmek, lenfatik sistem aktivitesini arttırmak, yaşlanma karşıtı işlemler, rosacea, ameliyat sonrası dikiş bölgelerinin iyileşmesinin hızlanması gibi uygulamalar/tedaviler bulunmaktadır. Son birkaç on yılda, ablatif olmayan lazer tedavileri çeşitli estetik amaçlarla kullanılmaktadır; bu işlemlere genel olarak "fotogençleştirme" adı verilmektedir. Düşük seviyeli lazer terapisinin 415-940 nm arasındaki dalga boylarında çeşitli uygulamaları bulunmaktadır. Fotobiyostimülasyon ile ilişkili mekanizma henüz tam olarak anlaşılmamıştır. Düşük seviyeli lazer terapisinin moleküler, hücresel ve doku seviyelerinde geniş bir etki yelpazesine sahip olduğu görülmektedir. Temel biyolojik mekanizmanın; kırmızı ve yakın kızılötesi ışığının mitokondriyal kromoforlar tarafından (özellikle mitokondri içinde bulunan sitokrom c oksidaz) ve belki de hücrelerin plazma membranında bulunan fotoalıcılar tarafından absorpsiyonuna dayandığı bilinmektedir. Biyolojik bir yanıt sağlamak için

ışınların emilimi (absorpsiyon) gerçekleştirilmelidir. Fototerapi, 390–1100 nm arasındaki dalga boylarına sahip ışığı kullanır; Normal koşullarda düşük güç yoğunlukları kullanır ($<100 \text{ mW/cm}^2$). Yüzeysel dokuyu tedavi etmek için 390 nm ile 600 nm aralığındaki dalga boyları kullanılır ve daha derinlere nüfuz eden 600 nm ile 1,100 nm aralığındaki daha uzun dalga boyları, daha derindeki dokuları tedavi etmek için kullanılır. Düşük seviyeli lazer terapisinde HeNe, yakut, GaAs gibi lazerler kullanılmaktadır. Ayrıca fotogenleştirme işlemlerinde Nd:YAG ve erbiyum fiber lazerleri kullanılmaktadır. Düşük seviyeli lazer terapisi, moleküler ve hücrenel mekanizmalar hakkında belirsizlikler ya da dozimetri parametreleri açısından farklılıklar nedeniyle tartışmalı olsa da noninvazif yapısı ve neredeyse hiç yan etkinin olmaması sebebiyle tercih sebebidir [55].

Lazerlerin kullanım alanlarından bir diğeri lazer destekli ilaç taşıyıcı sistemlerdir. Transdermal ilaç taşıyıcı sistemler, sistemik ve topikal ilaçların uygulanmasında ilgi görmüştür. Deri yoluyla ilaç taşınması, kutanöz (cilt) bariyerin işlevi ile sınırlıdır. Lazer destekli ilaç taşıyıcı sistemler azaltılmış başlangıç süresiyle ilaç alımını kolaylaştırma potansiyeline sahiptir. Yapılan çalışmalar sonucu, yakut lazer tarafından üretilen fotomekanik dalganın in vivo topikal uygulama ile 5-ALA'nın cilt taşınmasını artırabileceği gösterilmiştir. Er:YAG lazerlerinin, lipofilik ve hidrofilik ilaçların deri üzerinden in vitro olarak verilmesi üzerindeki etkileri incelenmiştir. Sonuç olarak; Er:YAG lazer ile ön işlemden geçirilmiş deri boyunca ilaçların nüfuzunda önemli bir artış olduğunu ve hidrofilik moleküllerin deri bariyerini lipofilik ilaçlara göre daha kolay geçebildiği görülmüştür. Lazer yoğunluğunun ve nokta boyutunun, ilaçların transdermal dağıtımını kontrol etmede önemli bir rol oynadığı bulunmuştur [56].

Lazerlerin teşhis amaçlı mikroskopi uygulamaları yıllar geçtikçe bulunan yeni teknikler sayesinde giderek artmıştır. Lazer taramalı konfokal mikroskoplar ve optik koherens tomografi (OKT) bunlardan ikisidir. OKT, doku içinde çeşitli derinliklerden geri saçılan kızılötesi ışığının interferometri ölçümüne dayanan, gelişmekte olan bir in vivo görüntüleme tekniğidir. OKT; dokuların mikroyapısal morfolojisinin yüksek çözünürlüklü, yüksek hızlı, iki veya üç boyutlu şekilde kesitlerinin alınarak görselleştirilmesini sağlar. OKT, oftalmolojide yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun yanında hem araştırma hem de klinik uygulamalar için kardiyojoloji, gastroenteroloji,

üroloji, cerrahi, nöroloji, romatoloji, pnömoloji, jinekoloji ve diş hekimliği gibi alanlarda da kullanılmaktadır. OKT görüntülerinde intradermal veya subepidermal kabarcıklar kolaylıkla tespit edilebilir. OKT görüntüleri, genişlemiş kan damarlarını veya vasküler anormallikleri açıkça ayırt edebilir. OKT'nin cilt kanseri uygulamaları umut vericidir [56].

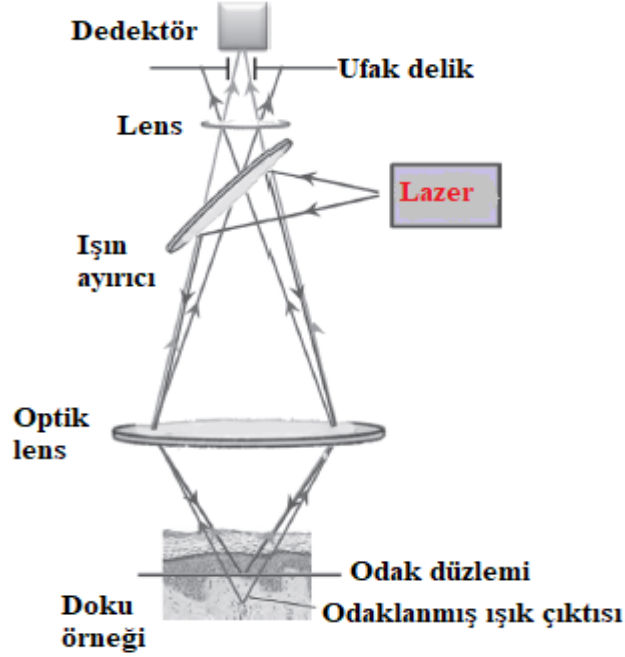


Şekil 2. 15. OKT şeması [56].

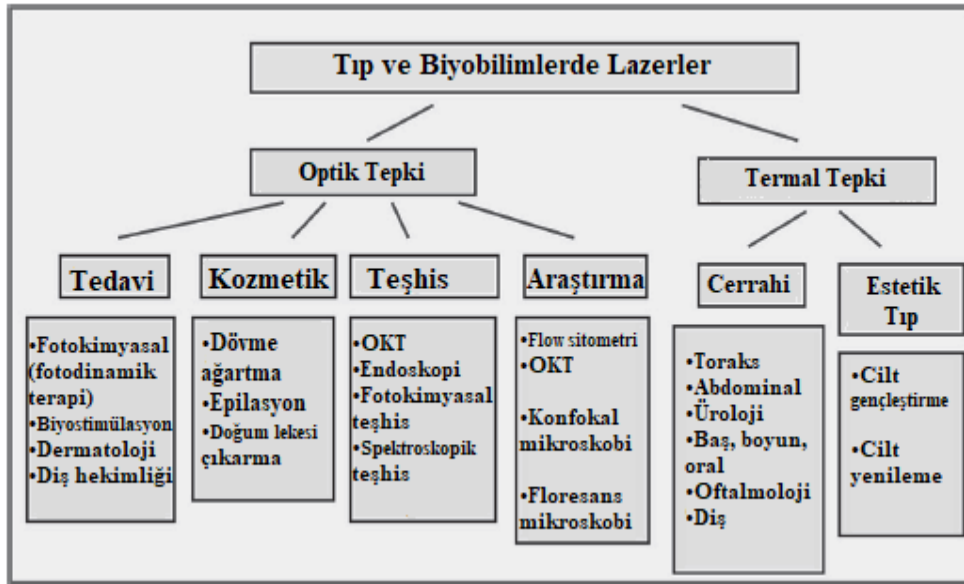
Şekil 2.15'te OKT'ye ait bir şema görülmektedir. OKT, doku içinde farklı derinliklerden yansıyan ışığı tespit etmek için bir interferometre kullanır. Dedektörün ışık dalgalarının girişimini ölçmesi için numune kolunun uzunluğu referans kolunkine eşit olmalıdır. Referans aynası tarandıkça (çift yönlü ok) dokuda farklı derinlikler tespit edilir [56].

Lazer taramalı konfokal mikroskop, canlı ve sabit örneklerde optik kesitlerin görüntülenmesi için biyolojik ve tıbbi bilimlerde çok çeşitli araştırmalarda kullanılmaktadır. Penetrasyon derinliği ile sınırlı olan lazer taramalı konfokal mikroskop, esas olarak epidermis ve yüzeysel dermis için uygundur. Bununla birlikte, noninvazif olması ve görüntüleme hızı avantajlarıdır. İnflamatuvar hücre göçü, kan akışı, yara iyileşmesi ve melanin içeriğindeki değişiklikler gibi dinamik süreçler gerçek zamanlı olarak görselleştirilebilir. Konfokal mikroskoplar, doku içindeki bir odak noktasından odak düzlemine yerleştirilmiş bir deliğe dönen ışığı yansıtır. Küçük

delik, odak noktasına yukarıdan, aşağıdan veya bitişikten dönen ışığın geçmesini engeller. Odaklanmış lazer ışını veya numune daha sonra odak düzleminde dokunun bir görüntüsünü oluşturmak için taranır. Bu çalışma sistemine dair şema şekil 2. 16'da görülmektedir [56].



Şekil 2. 16. Lazer taramalı konfokal mikroskop şeması [56].



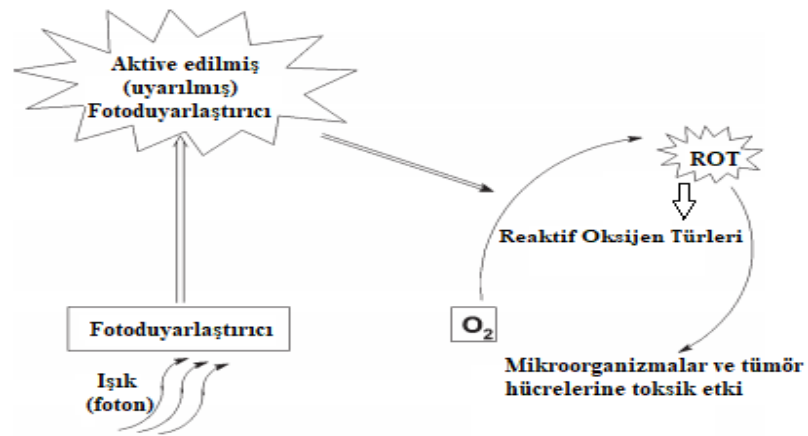
Şekil 2.17. Lazerlerin genel tıbbi uygulamaları [57].

Şekil 2.17’de lazerlerin tıp ve biyobilimlerde kullanımına dair şema görülmektedir. Şekilde de görüldüğü üzere; lazerlerin tıbbi uygulamaları, ışınların emilimine (absorpsiyon) dayanan optik ve daha yüksek gücün ısıya dönüşmesine dayanan termal tepki şeklinde ikiye ayrılmaktadır. Çizelge 2.1’de ise; tıpta kullanılan bazı lazer türleri, çalışma modları, dalga boyları ve hangi uygulamalarda kullanıldıkları görülmektedir.

Çizelge 2.1. Tıpta bazı lazer türleri ve uygulama alanları [57].

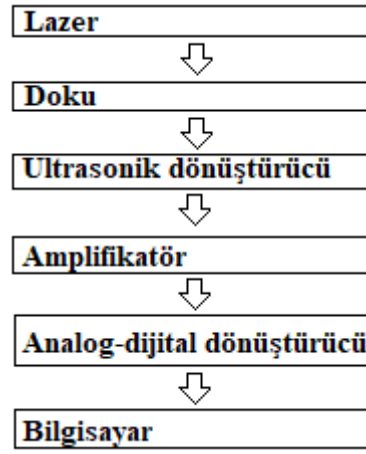
Lazer Türü	Çalışma Modu	Dalga boyu (µm)	Uygulama
Karbondioksit	Sürekli dalga, darbeleri	10.6	Cerrahi: genel ve göz; diş tedavisi
Argon	Sürekli dalga	0.488, 0.514	Retinadaki kan damarlarının kapatılması, göz mikrocerrahi, plastik cerrahi, fotodinamik terapi
Nd:YAG	Sürekli dalga, Q-anahtarlamalı	1.06	Genel cerrahi, diş hekimliği: tedavi ve cerrahi
Nd:YAG	Q-anahtarlamalı (frekans ikiye katlama)	0.532	Cerrahi, oftalmoloji, dermatoloji, kozmetik, fotodinamik terapi
Yakut	Q-anahtarlamalı	0.694	Plastik cerrahi, dermatoloji, fotodinamik terapi
Er:YAG	Q-anahtarlamalı	2.94	Cilt yenileme (yüzeysel ablasyon), diş tedavisi ve cerrahi
Ho:YAG	Sürekli dalga, darbeleri	2.12	Ablasyon, kesi, doku buharlaştırma, tümör tedavisi
Diyot lazerler	Sürekli dalga, darbeleri	0.63, 0.82, 0.83, 0.98, 1.45	Fotodinamik terapi, endovenöz tedavi, estetik tıp, vasküler lezyonlar
Alexandrite	Sürekli dalga, Q-anahtarlamalı	0.755	Pigmente lezyonlar, dövme ağartma, vasküler lezyonlar, cilt tedavisi, epilasyon
Boya lazerleri	Sürekli dalga, Q-anahtarlamalı, ayarlanabilir	0.570, 0.650	Kötü huylu dokuların tedavisi, fotodinamik terapi, kozmetik, vasküler lezyonlar, epilasyon

Fotodinamik terapi, oksijen ile ışığa duyarlaştırıcı (fotoduyarlaştırıcı) bir madde ve ışığı kullanan tıbbi bir tedavidir. Fotoduyarlaştırıcının ışığa maruz kalması, singlet oksijen ve serbest radikaller gibi oksijen türlerinin oluşumuna neden olarak ışık hasarına ve hücre ölümüne neden olur. Klinik olarak bu reaksiyon sitotoksik ve vaskülotoksiktir. Fotodinamik terapi, belirli bir dalga boyunda görünür ışığa maruz bırakılarak ışığa duyarlaştırıcıyı etkinleştiren bir ışık kaynağı gerektirir. Işığa duyarlaştırıcının (fotoduyarlaştırıcı) aktivasyonu için lazerler kullanılmaktadır; Nd:YAG lazerler geçmişte bu işlem için kullanılsa da günümüzde kullanımı kolay, taşınabilir ve uygun maliyetli diyot lazerler kullanılmaktadır. Fotodinamik terapi; fotoradyasyon tedavisi, fototerapi veya fotokemoterapi olarak da bilinmektedir. Fotodinamik terapi daha çok kanser tedavisi için kullanılsa da diş hekimliğinde de uygulamaları bulunmaktadır. Bazı çalışmalar, fotodinamik terapinin antimikrobiyal özelliklere sahip olduğunu göstermiştir. Fotodinamik antimikrobiyal kemoterapi, ilaca dirençli organizmalar için alternatif bir antibakteriyel, antifungal ve antiviral tedavi yöntemidir. Kullanılan ajana göre hastaya verilen fotoduyarlaştırıcı üzerine yapılan ışınlamanın ardından düşük enerjili bir temel durumdan uyarılmış bir singlet duruma geçiş yapar. Fotoduyarlaştırıcı daha sonra floresans emisyonu yoluyla temel durumuna geri dönebilir veya daha yüksek bir triplet durumuna geçiş yapabilir. Bunun üzerine endojen oksijen ile reaksiyona girer, bu sayede hedef dokunun hızlı ve seçici bir şekilde tahrip olması sağlanır [58]. Fotodinamik terapi mekanizması şekil 2.18'de görülmektedir.



Şekil 2.18. Fotodinamik reaksiyon şeması [58].

Fotoakustik tomografi, fotoakustik etkiyi temel alan bir biyomedikal görüntüleme yöntemidir. Fiziksel bir olgu olan fotoakustik etki ilk olarak Alexander Graham Bell tarafından bildirilmiştir. Kısa lazer darbeleri ile termal ve akustik tepki elde etmek üzere hedef doku ışınlanır. Emilen ışık ısıya dönüşür ve termoelastik genişleme sayesinde basınç artışına dönüştürülür. Basınç artışı ile bir ultrasonik dalga yayılır, bu dalga ultrasonik dönüştürücü tarafından algılanır. Sinyal yükseltildikten sonra dijitalleştirilir ve bilgisayara aktarılır. Böylece görüntü elde edilmiş olur. Görüntünün kontrastı, fotoakustik uyarma esnasındaki absorpsiyona bağlıdır [59].



Şekil 2.19. Fotoakustik tomografi blok diyagramı [59].

Bu başlıkta lazerlerin biyomedikal uygulamalarına değinilmiştir. Biyomedikal mühendisliği üzerine çalışan araştırmacılar; daha hızlı sonuç veren, daha doğru sonuçlar veren, daha iyi özelliklere sahip ve daha ucuz tıbbi cihazlar geliştirmeye devam edecektir. Sürekli gerçek zamanlı fizyolojik geri bildirim elde edebilmek için giderek daha küçük boyutlu cihazlar geliştirilmektedir. Gerçek zamanlı görüntüleme gibi teknolojiler sayesinde erken uyarı sistemleri teşhis konusunda büyük katkılar sağlamaya devam edecektir. Elektromanyetik radyasyon ve biyolojik dokular arasındaki etkileşime dair bilgilerimiz arttıkça tıpta optik cihazların kullanım alanları çoğalacak ve daha gelişmiş tıbbi cihazlar elde edilecektir.

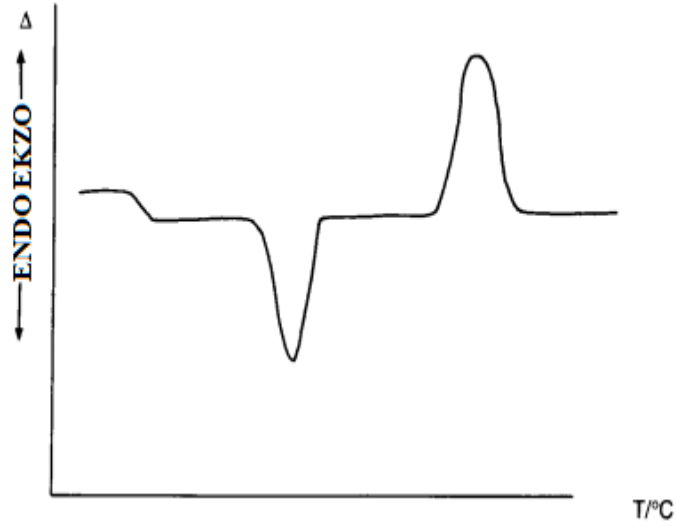
2.4. GELENEKSEL ERGİTME-DÖKÜM TEKNİĞİ

Kökenleri eskiye dayanan ergitme-döküm yöntemi günümüze hala geçerliliğini korumaktadır. Kimyasal buhar biriktirme ve sol-jel teknikleri geliştirilmeden önce; ergitme döküm tekniği, yeterli boyutlarda cam malzeme elde edilebilen tek yöntemdir. Hammaddelerin viskoz bir sıvıya füzyonu, ardından kalıba dökülmesi ve cam halini alması prensibine dayanmaktadır. Bu teknik sayesinde; camların bileşenleri, bileşen sayısı, boyutu, şekli ve ürün sayısı araştırmacıların denetimindedir. İstenilen özelliklere sahip ürünler elde etmek için belirli miktarlardaki toz hammaddeler karıştırılır ve ardından yüksek sıcaklıktaki bir fırının içine yerleştirilir. Seri üretime izin verecek şekilde tasarlanmış fırın mekanizmaları mevcuttur. Uygulamanın türüne bağlı olarak, ergitilmiş ürün bazen bir pota içerisinde yavaş şekilde soğutulur ve böylece oldukça homojen ve katı durumdaki malzemeler elde edilir. Geçmişte kil potalar kullanılmıştır ancak günümüzde bu durum geçerli değildir. Ergitme-döküm tekniğinin avantajlarından bir tanesi ürünlerin geometrisini belirleme konusunda esneklik sağlamasıdır. Elde edilen camlar genellikle düşük termal iletkenliğe sahip olması ve termal gerilimi ortadan kaldırmak amacıyla tavlansızdır. Çok büyük darbeli lazerler gibi performansın malzeme boyutuna bağlı olduğu durumlarda ergitme-döküm tekniği kullanmak avantajlıdır. Ergitme-döküm tekniğinin kimyasal buhar biriktirme ve sol-jel tekniklerine göre bir diğer avantajı bileşim (kimyasal kompozisyon) konusundaki esnekliktir. Ergitme-döküm tekniği bileşenler arasında stokiometri gerektirmediği için yüzde birkaç ila birkaç onluğa kadar değişen oranlarda ve çok sayıda bileşenle cam malzeme hazırlamak mümkündür. Nadir toprak veya geçiş metali iyonlarının yüzde birkaç veya daha az oranda katkılanması bu özellikle sayesinde mümkün olmaktadır, bu durum özel bazı camlar için oldukça önemlidir. Bu özel camlara örnek olarak lazer camlar gösterilebilir. Toz halindeki hammaddeleri kullanan ergitme-döküm tekniği, sıvı hammaddelerin kullanıldığı kimyasal buhar biriktirme ve sol-jel tekniklerine kıyasla optik iletişim gibi yüksek saflıktaki camlar istenen alanlar için dezavantajlıdır. Yüksek sıcaklıklar altında cam eriyiği ile reaksiyona giren pota veya diğer fırın malzemeleri nedeniyle saflığı korumak zordur. Saflığı korumak amacıyla platin potalar kullanılmaktadır. Bu

teknikğin bir diğerk dezavantajı ise ısıya dayanıklı hammaddeler içeren camların hazırlanmasının zor olmasıdır [60].

2.5. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA)

Yeni bir malzeme hazırlandıktan sonra saflık ve kararlılık açısından bilinen malzemelere karşı kontrol edilir. Bu işlem için en bilinen yol erime noktasını tespit etmektir. Geçişleri tespit etmek ve kristallenme işlemini daha iyi anlayabilmek için DTA kullanılır. DTA; numunenin sıcaklığı programlandığı esnada numune ve referans malzeme arasındaki sıcaklık farkının, belirli bir atmosfer içindeki zaman veya sıcaklığa karşı gözlemlendiği bir analiz tekniğidir. DTA eğrileri; cam geçişleri, kristalleşme, erime gibi durumlar hakkında bilgi edinmemizi sağlar. Sistem; sensörler, amplifikatör, fırın ve fırının sıcaklık sensörü, bilgisayar ve kayıt cihazı veya veri toplama cihazından oluşur [61].



Şekil 2.20. Tipik bir DTA eğrisi [61].

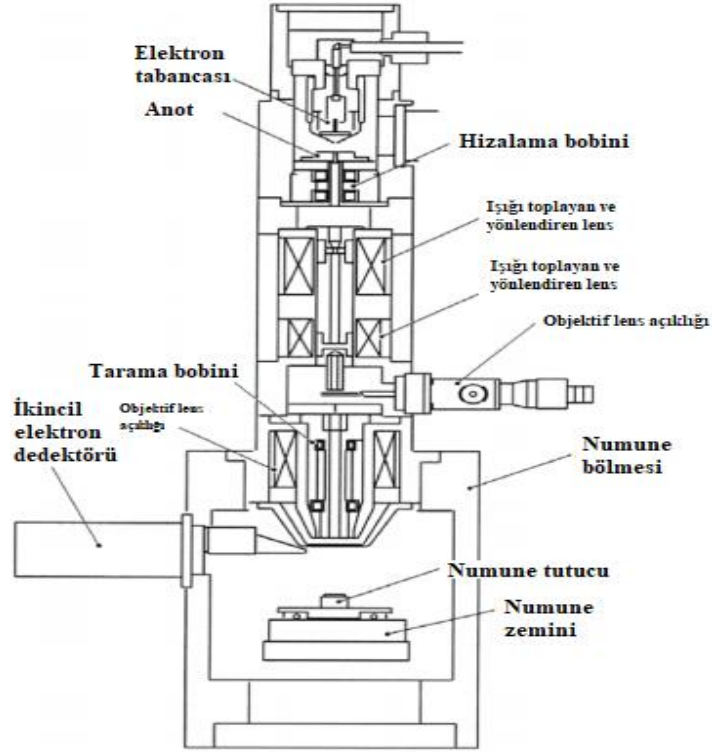
Şekil 2.20’de diferansiyel termal analiz sonucunda elde edilen tipik bir eğri görülmektedir. Piklerin yönüne bakılarak reaksiyonun endotermik ya da ekzotermik olduğuna karar verilebilir.

2.6. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ

XRD; faz bileşimi, yapı, doku, toz numuneler, katı numuneler, sıvı numuneler gibi malzeme özelliklerini analiz etmeye yarayan bir yöntemdir. Fazların tanımlanması; yeni numuneden elde edilen X-ışını kırınım modeli ile referans veri tabanının kıyaslanması ile elde edilir. Saf maddelerin veya karışımların kalitatif ve kantitatif analizi, sıcaklık veya ortam dışı etkilerin analizi, mühendislik ürünü malzemelerin kristalit boyutu, mühendislik ürünü malzemelerin mikroyapısal analizi gibi konular X-ışını kırınımının ilgi alanına girmektedir. XRD; malzemelerin karakterizasyonu, faz bileşimi ve içeriği, seramik ve biyomalzemeler için üretim parametrelerinin optimizasyonu, bir fazın kristalliğinin belirlenmesi, karışımlarda amorf faz içeriklerinin belirlenmesi gibi amaçlarla çok çeşitli alanlarda kullanılmaktadır. X-ışını toz kırınımında numune rastgele yönlendirilmiş sonsuz sayıda kristalitten oluşur. Geliş ve kırınım açıları değiştirilerek toz kırınım grafiği elde edilir. Tek kristal XRD’de farklı yansımalar bulmak için kristal döndürülür. Kristal yapı içindeki atomik düzen, açılardan ve yansımaların yoğunluklarından belirlenebilir [62].

2.7. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ

Taramalı elektron mikroskobu (SEM), mikroyapı morfolojisi ve kimyasal bileşim karakterizasyonlarının analizi için kullanılan cihazlardan biridir. Çözünürlük sınırı, iki farklı cismin birbirinden ayırt edilebileceği minimum mesafe olarak tanımlanmaktadır. Çözünürlük sınırı ışık kaynağının dalga boyuna bağlıdır. SEM’de görüntü oluşumu elektron demeti ve numune etkileşimlerinden doğan sinyallerin alınması ile gerçekleşir. Elektron tabancası elektronları üretir. Elektron ışınının çapı büyüktür, bu nedenle elektromanyetik lens ve açıklıklar kullanılır. Bu sayede elektronlar odaklanmış olur. Elektronların saçılmadan hareketi için yüksek vakumlu bir ortam kullanılır. Numune bölmesi, numune yüzeyinin gerçek zamanlı olarak görülmesini sağlar. Bu işlem yüzeyde toplanan ikincil elektronların katkısıyla olur. İkincil elektronlar konumu işaret eder ve yüksek çözünürlüklü topografik bilgi sağlar. Sintilatörler elektronların enerjisini fotonlara dönüştürür. İkincil elektronların kaçımın dedektöre ulaştığına bağlı olarak yüzey dokusu ve pürüzlülüğü görselleştirilir. Şekil 2.21’de geleneksel bir SEM yapısı görülmektedir [63].

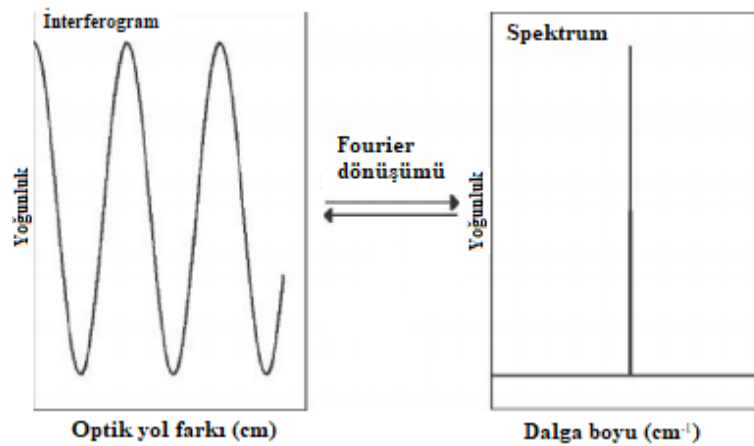


Şekil 2.21 Geleneksel SEM yapısı [63].

2.8. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)

Kızılötesi spektrumların analizi sayesinde numune içerisinde hangi moleküllerin yer aldığı ve hangi konsantrasyonlarda buldukları tespit edilebilir. Bu amaçla kullanılan farklı spektrometreler olsa da en bilineni FT-IR analizidir. Yüzde (%) geçirgenlik spektrumları kalitatif analiz için oldukça faydalıdır. Literatür ile spektral karşılaştırmalar yapmak için absorbands veya geçirgenlik spektrumları kullanılmaktadır. Kızılötesi spektrumda piklerin nispeten büyük olması gibi bir durum mevcuttur. Kalın bir numune kullanıldığında ve numune dalga aralığındaki tüm ışığı absorbe ettiğinde ucu kesilmiş gibi ya da adeta kutu şeklinde bir pik meydana gelmektedir. Cihaz, sonsuz büyüklükteki absorbandsları ölçmek yerine ölçümü bir değerde keserek kesik bir tepe (pik) görünümü verir. Tepe konumları moleküler yapı ile bağlantılıdır. Yeni numunenin spektrumu ile referans spektrum karşılaştırılırken tepe konumlarının ve yüksekliklerinin ne kadar eşleştiğine bakılır. Bu şekilde, iki malzemenin aynı olup olmadığı sorusunun cevabı bulunabilir. Bilinmeyen bir spektrumu yorumlamak spektrumları karşılaştırmaktan daha zor olacaktır. Kızılötesi spektroskopi ile katı, sıvı, gaz, toz, polimer, organik, inorganik maddeler ile saf

maddeler ve karışımlar analiz edilebilir. Tepe konumları moleküler yapıyı, tepe yoğunlukları numunedeki moleküllerin konsantrasyonlarını verir; tepe genişlikleri ise pH ve hidrojen bağı gibi kimyasal matris özelliklerine duyarlıdır. Kızılötesi spektroskopisi; ucuz, hızlı ve kolaydır. Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi interferometre adı verilen bir optik cihaz barındırır. İnterferometre iki ışın arasındaki girişim modelini ölçer. Tek ışık demeti ikiye ayrılır, farklı yollardan geçtikten sonra tekrar birleştirilirler ve interferometreden ayrılırlar. Fourier teoremi; x ve y şeklinde grafikleri olan birçok matematiksel fonksiyonun, sinüs ve kosinüs dalgalarının bir süperpozisyonu olarak ifade edilebileceğini belirtmektedir. Işık interferometreden geçtikten sonra interferograma dönüştürülür. Dedektör bunu algılar ve Fourier dönüşümü ile spektrum elde edilir [64]. İnterferometreden spektrum elde etme işlemi Şekil 2.22’de görülmektedir.



Şekil 2.22. İnterferogram ve spektrum arasındaki ilişki [64].

2.9. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ

UV-VIS spektroskopisi çeşitli bileşikler analiz etmek amacıyla yaygın olarak kullanılan bir spektrofotometrik tekniktir. Elektromanyetik radyasyonların çeşitli dalga boylarındaki madde ile etkileşimlerinin ölçülmesi prensibine dayanır. UV-VIS spektroskopisindeki temel olgu ışığın absorpsiyonudur. UV-VIS spektroskopisi; ultraviyole ve görünür bölgelerinde ışığın yoğunluğunu ölçmek için kullanılan çok eski bir analitik tekniktir. Elektromanyetik radyasyonların dalga boyları çoğunlukla nanometre olarak ifade edilir. Analit, belirli dalga boyundaki ışığı emer ve ardından analit tarafından emilen elektromanyetik radyasyon miktarı ölçülür. Ölçülen miktar ile

oluşturulan spektrum analit ve elektromanyetik radyasyonun etkileşimi ile oluşmuş olur. Bu sayede organik, inorganik, biyokimyasal ve farmasötik bileşiklerin analizi için bir yol elde edilmiş olur. Emilim işlemi moleküllerin enerji seviyelerinde meydana geldiği için bu yönteme “elektronik spektroskopi” adı da verilmektedir. Analit konsantrasyonu arttıkça ışığın emilimi de doğru orantılı olarak artmaktadır, ancak ışığın iletimi eksponansiyel olarak azalır. Absorbe edicinin elektronik konfigürasyonuna bağlı olarak emilim (absorpsiyon) işlemi gerçekleşmektedir. Bir elektronik enerji seviyesi çeşitli titreşim enerji seviyelerinden oluşmaktadır. Foton-molekül etkileşimi gerçekleştiğinde foton tarafından sağlanan enerji ile bu enerji seviyeleri arasında geçiş gerçekleşebilir. Tipik bir ultraviyole-görünür ışık spektrumu, absorpsiyon yoğunluğuna karşı dalga boyu ya da frekans grafiğinin çizdirilmesi şeklinde elde edilir. Ultraviyole-görünür bölgedeki soğurma işlemi valans elektronların temel durumdan uyarılmış duruma geçmesi ile ilgilidir. Absorbe edilen ışığın dalga boyu, temel durum ve yükseltildiği enerji seviyesi arasındaki enerji farkına bağlıdır. Bir UV-VIS spektrofotometresi; polikromatik ışık kaynakları, ışık kaynağından gelen ışığı monokromatik hale getiren bir monokromatör, gelen ışığı belirleyen giriş aralığı, ışığı dalga boylarına ayıran bir dispersiyon cihazı, çıkış aralığı, numune/referans için bölümler, dedektör ve sonuçları gösteren bir ekrandan oluşur [65].

BÖLÜM 3

DENEYSEL ÇALIŞMALAR

3.1. CAM MALZEMELERİN HAZIRLANMASI

Bu çalışmada yüksek saflıktaki tellür dioksit (TeO_2) (%99,995; Sigma Aldrich), çinko oksit (ZnO) (%99,99; Sigma Aldrich), iterbiyum (III) oksit (Yb_2O_3) (%99,99; Sigma Aldrich) ve gadolinyum (III) oksit (Gd_2O_3) (\geq %99,99; Sigma Aldrich) tozları kullanılarak cam malzemeler elde edilmiştir. Bu çalışma kapsamında 1'er adet katkısız cam ve kristal, 5 adet de katkılı cam malzemenin üretimi gerçekleştirilmiştir. Tüm numuneler 800 °C'de geleneksel ergitme-döküm tekniği ile elde edilmiştir. Camlar için belirlenen mol yüzdeleri Çizelge 3.1'de görülmektedir. TZ1K, TZ1C ile aynı bileşime sahiptir ve hemen soğutulmadan 6 saat fırında kalarak kristallendirilmiştir.

Çizelge 3.1. Üretilen camların kısaltmaları ve bileşimleri.

Bileşim/Kısaltma	TZ1C	TZYG1	TZYG2	TZYG3	TZYG4	TZYG5
TeO_2	%70	%70	%70	%70	%78,5	%58,5
ZnO	%30	%29,3	%29	%28,5	%20	%40
Yb_2O_3	—	%0,5	%0,5	%0,5	%0,5	%0,5
Gd_2O_3	—	%0,2	%0,5	%1	%1	%1

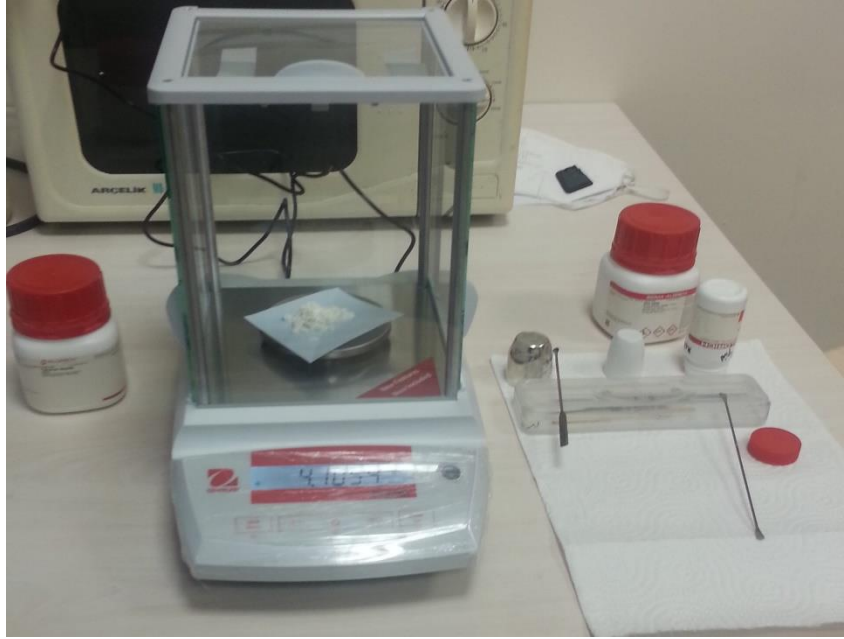
Yüksek saflıktaki kimyasal sarf malzemeleri, belirlenen mol yüzdeleri ve karışımın toplam 5 gram olması göz önüne alınarak hassas terazide tartılmıştır. Çizelge 3.2'de kullanılan bileşimlerdeki toz miktarları görülmektedir.

Çizelge 3.2. Bileşimlerdeki toz miktarları (gram cinsinden).

Bileşim/Kısaltma	TZ1C	TZYG1	TZYG2	TZYG3	TZYG4	TZYG5
TeO_2	4,1032	4,0401	4,0156	3,9755	4,2568	3,5496
ZnO	0,8968	0,8624	0,8484	0,8254	0,5531	1,2377
Yb_2O_3	—	0,0713	0,0708	0,0701	0,0669	0,0749
Gd_2O_3	—	0,0262	0,0652	0,1289	0,1232	0,1378

Çizelge 3.1 ve Çizelge 3.2'ye TZ1C, TZYG1, TZYG2, TZYG3 sıralamasıyla bakılırsa Gd_2O_3 miktarının giderek arttığı, TZYG4, TZYG3, TZ1C, TZYG5 sıralamasıyla bakılırsa da ZnO miktarının giderek arttığı görülecektir.

Şekil 3.1'de tozların hassas terazide tartılma işlemi görülmektedir. Tozlar tek tek Çizelge 3.2'ye uygun olarak tartıldıktan sonra yaklaşık 10 dakika boyunca karıştırılmıştır.



Şekil 3.1. Kimyasal tozların hassas terazide tartılması.

Karışım halindeki tozlar platin kroze içinde elektrikli fırına yerleştirilmiş ve 800 °C'ye ayarlanmıştır. 800 °C'de 1 saat fırın atmosferinde bekletildikten sonra metal kalıba dökülmüştür. Şekil 3.2'de bu tez çalışmasında kullanılan "Daihan" WiseTherm F/FH kül fırını görülmektedir.



Şekil 3.2. Üretimde kullanılan fırın.



Şekil 3.3. Metal kalıba döküm işlemi.

Camlar metal kalıba döküldükten sonra platin kroze su yardımıyla soğutulmuştur. Üretim işleminin son aşaması olarak elde edilen şeffaf cam malzemeler 250 °C’de 12 saat boyunca tavlınmıştır. Döküm sonrası platin kroze kalan eriyikler de analizlerde kullanılmak üzere numune kaplarına yerleştirilmiştir. Cam malzemeler daha sonra termal ve mekanik baskıdan kurtulması için oda sıcaklığında güvenli bir şekilde beklemeye alınmıştır. TZ1K numunesinin üretiminde alümina kroze kullanılmıştır.



Şekil 3.4. Tavlama işleminde kullanılan etüv.

Şekil 3.4'te 250 °C'de tavlama yapılan etüv bulunmaktadır.

Elde edilen cam numunelere pürüzsüz hale gelmeleri için zımparalar yardımıyla parlatma işlemi uygulanmıştır. Parlatma işlemi sayesinde gelen ışık cam numunelerinden daha kolay bir şekilde geçebilecektir. Saf su ve etanol yardımıyla numuneler, en iriden en ince dişe doğru (500, 800, 1500) zımparadan geçirilmiştir. Kalıptan çıkarılan cam numunelerin her iki yüzü de en az 10 dakika boyunca farklı zımpara kalınlıklarına maruz bırakılmıştır. Şekil 3.5'te parlatma işlemi görülmektedir.



Şekil 3.5. Numunelerin parlatılması ve parlatma malzemeleri.

3.2. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA)

Diferansiyel termal analiz için döküm sonrası krozede kalan parçacıklar kullanılmıştır. Diferansiyel termal analizde Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü'nde bulunan Hitachi STA7300 analiz cihazı kullanılmıştır. Şekil 3.6'da DTA cihazı görülmektedir. Numuneler 10, 15, 20 ,25 °C/dk ısıtma hızlarıyla analiz edilmiştir.



Şekil 3.6. DTA cihazı.

3.3 X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ

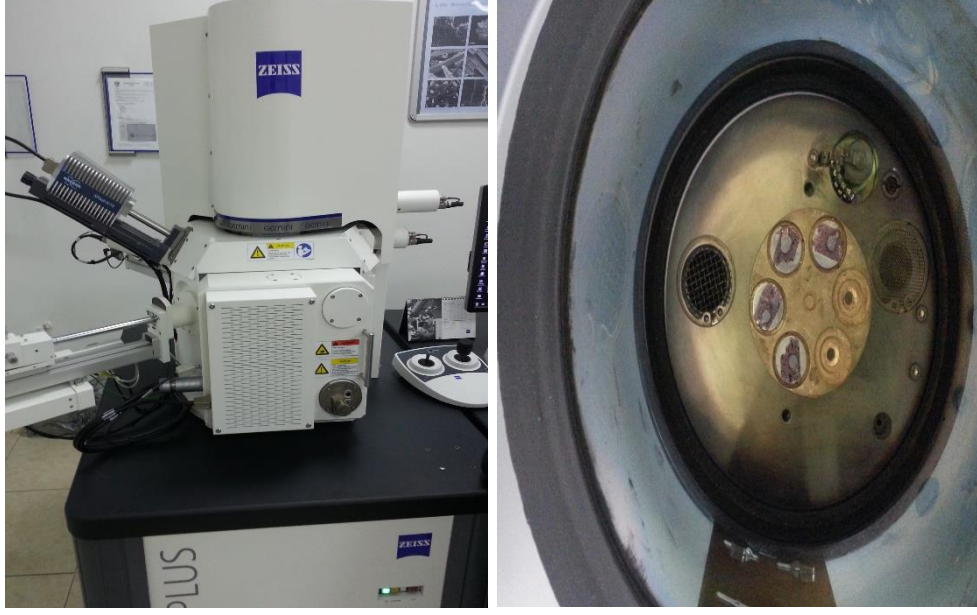
XRD için öncelikle numunelerin DTA sonuçlarındaki piklere bakılarak kristallenme sıcaklığı belirlendi. TZYG3 kısaltmasına sahip numunede iki ayrı pik tespit edildi, diğer numunelerde ise 1 pik olduğu için tek sıcaklığa ayarlanarak numunelere yarım saat ısıtma işlemi uygulandı. Fırın, her numune için ayrı ayrı (TZYG3 için 2 ayrı işlem ve 2 farklı sıcaklık) sıcaklıklara ayarlandı ve kristallenme sıcaklığına eriştiğinde yarım saat bekletildi. Daha sonra soğutulularak XRD için agat havanda ezildi ve toz haline getirildi. XRD analizi için Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü'nde bulunan Rigaku'nun Ultima IV model XRD cihazı kullanılmıştır. Şekil 3.7'de platin kroze kapağında bulunan, ısıtma işlemlerinden geçirilmiş numune görülmektedir, şekilde numunenin toz haline getirilmeden önceki hali verilmiştir. TZYG3 için tavlama sıcaklıkları 495 °C ve 557 °C; TZYG4 ve TZYG5 için tavlama sıcaklıkları 480 °C ve 490 °C şeklindedir.



Şekil 3.7. Kroze kapağında ısı işlem görmüş numune.

3.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ

SEM analizi için numunelerin hazırlanması işlemi, XRD için numune hazırlama işlemiyle birlikte yürütülmüştür. Şekil 3.7’de görülen numunelerin çoğunluğu XRD için toz haline getirilirken altta görülen 1 büyük parça SEM analizi için ayrılmış ve numune kabına konulmuştur. Tüm SEM numuneleri hazır olduktan sonra numuneler, hidroflorik asit (HF) (yaklaşık %5) ve sudan oluşan tehlikeli bir çözeltinin içinde cımbız yardımıyla kısa süre bekletildi. Daha sonra numuneler su içinde bekletildi ve temizlendikten sonra kurularak kesitleri incelenebilir hale getirilmiş oldu. SEM analizinin gerçekleştirilmesi için Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü’nde bulunan Carl Zeiss Ultra Plus Gemini Fesem SEM analiz cihazı kullanılmıştır. SEM analizi öncesinde numunelerin kaplanması için ise Q150R Rotary Pumped Sputter Coater cihazı kullanılmıştır. Şekil 3.8’de SEM cihazı ve kaplanmış numuneler görülmektedir.



Şekil 3.8. (a) SEM cihazı ve (b) kaplanmış numuneler.

3.5. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)

Cam malzemeler, Fourier dönüşümlü kızılötesi spektroskopisi için agat havanda ezilerek toz haline getirilmiştir. Şekil 3.9’da numunelerin toz haline getirilmesi işlemi görülmektedir. FT-IR analizi için Karabük Üniversitesi Demir Çelik Enstitüsü’nde bulunan Bruker Alpha Spektrometre’si kullanılmıştır.



Şekil 3.9. Agat havanda toz haline getirme işlemi.

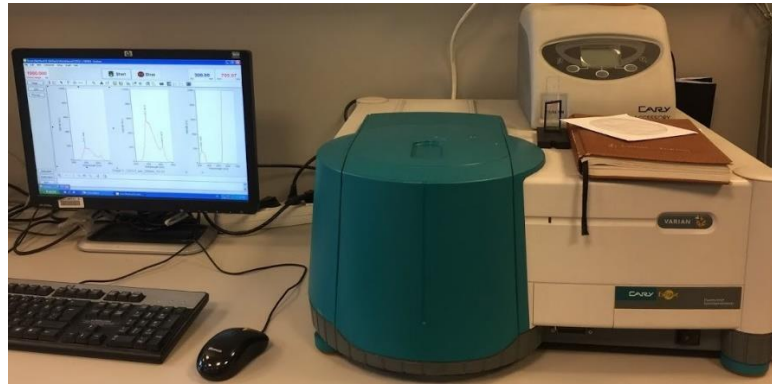
3.6. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ

UV-VIS absorpsiyon spektroskopisi analizi için İstanbul Teknik Üniversitesi'nde bulunan Scinco marka S-3100 model spektrofotometre kullanılmıştır. Şekil 3.10'da UV-VIS absorpsiyon spektrofotometresi görülmektedir.

Absorpsiyon spektroskopisinin tamamlayıcısı olarak nitelendirilebilecek olan emisyon analizi için "Varian Cary Eclipse" model floresans spektrofotometresi kullanılmıştır.



Şekil 3.10. UV-VIS absorpsiyon spektrofotometresi.



Şekil 3.11. Emisyon spektrofotometresi.

Şekil 3.11'de hakkında bilgi verilen emisyon spektrofotometresi bulunmaktadır.





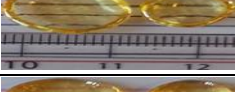
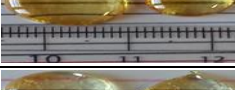
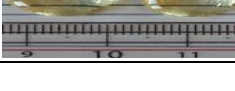
BÖLÜM 4

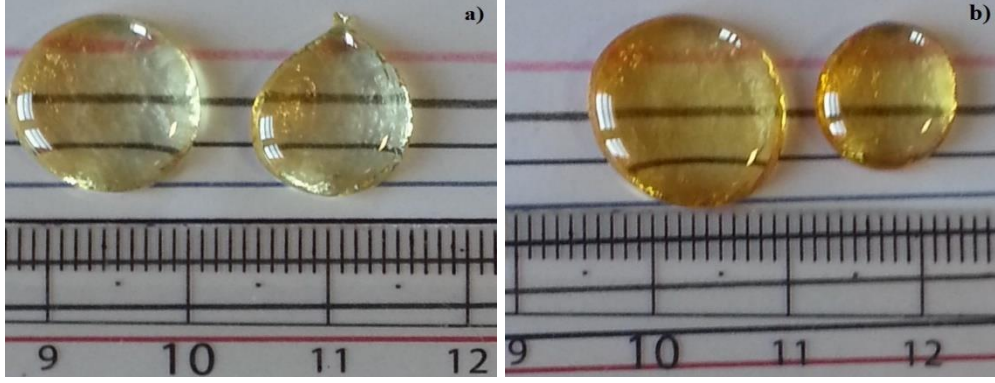
DENEYSEL SONUÇLAR

4.1. CAM MALZEMELERİN HAZIRLANMASI

Bu tez çalışmasında iterbiyum ve gadolinyum katkılı şeffaf lazer camların üretimi başarıyla gerçekleştirilmiştir. Elde edilen numunelerin tamamının sarı renkte ve şeffaf olduğu görülmüştür. ZnO oranının arttığı TZYG5 kısaltmalı numunede en açık sarı renk ve daha yüksek saydamlık gözlemlenmiştir. Saydamlığı en düşük olan numune beklendiği üzere TZ1K olmuştur. Katkılı her numune için yuvarlak kalıplara döküm yapılmış ve her bileşim için 2 adet cam elde edilmiştir, bunun yanında döküm sonrası platin krozede kalan parçalar da bulunmaktadır. Çizelge 4.1’de; üretilen tüm numuneler, numunelere ait kırılmış fotoğraflar ve diğer bilgiler verilmiştir.

Çizelge 4.1. Numuneler ve özellikleri.

Numara	Kısaltma	FOTOĞRAF (KIRPILMIŞ)	TeO ₂	ZnO	Yb ₂ O ₃	Gd ₂ O ₃
1	TZ1K		%70	%30	—	—
2	TZ1C		%70	%30	—	—
3	TZYG1		%70	%29,3	%0,5	%0,2
4	TZYG2		%70	%29	%0,5	%0,5
5	TZYG3		%70	%28,5	%0,5	%1
6	TZYG4		%78,5	%20	%0,5	%1
7	TZYG5		%58,5	%40	%0,5	%1

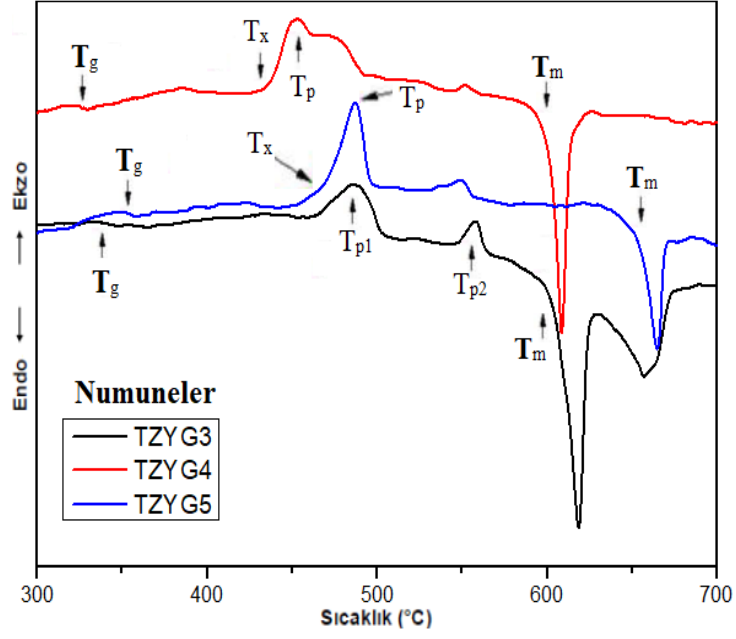


Şekil 4.1. (a) TZYG5 ve (b) TZYG4 numuneleri.

Şekil 4.1’de TZYG4’e göre TeO_2 miktarının azaldığı ve ZnO miktarının arttığı TZYG5 numunesinin görüntüsü verilmiştir. Bu sayede TZYG4 ve TZYG5 numuneleri renk ve boyut açısından daha kolay şekilde kıyaslanabilecektir. ZnO oranının numuneler içinde en çok olduğu TZYG5 numunesinin aynı zamanda en açık sarı renkteki numune olduğu bu şekil yardımıyla görülebilecektir. TZYG5 dışındaki numunelerin renkleri birbirine daha yakındır.

4.2. DİFERANSİYEL TERMAL ANALİZ (DTA)

Diferansiyel termal analiz ile numunelerin ısıl analizleri gerçekleştirilmiştir. Bu analiz sayesinde numunelerin cam geçiş ve kristallenme sıcaklıkları gibi parametreler elde edilmiştir. Bu sayede numunelerdeki değişen kimyasal bileşen oranlarının numuneleri nasıl etkilediği DTA ile görülebilmektedir.

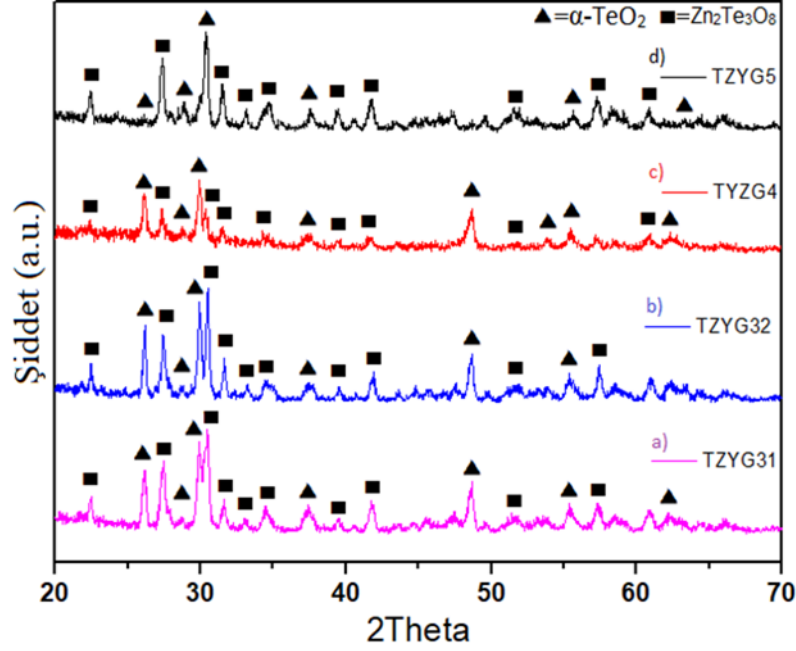


Şekil 4.2. TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 DTA grafiği.

Şekil 4.2’de TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 numunelerinin 10 °C/dakika ısıtma hızındaki DTA sonuçları görülmektedir. Şekilde de görüldüğü gibi, grafik 300-700 °C arası göstermektedir. Termal analiz sonucunda cam geçiş sıcaklıklarının (T_g) yaklaşık 325 ila 350 °C arasında değiştiği tespit edilmiştir. TZYG4 ve TZYG5 için onset kristallenme sıcaklıkları (T_x) sırasıyla yaklaşık 439 °C ve 469 °C olarak bulunmuştur. TZYG4 ve TZYG5 numuneleri için kristallenme pikleri yaklaşık 453 °C ve 486 °C olarak hesaplanmıştır. TZYG3 numunesi iki adet ekzotermik pike sahiptir, diğer numunelerdeki ikinci pikler yeterince büyük olmadığı için ihmal edilmiştir. TZYG3 numunesine ait kristallenme pikleri ise yaklaşık 486 °C ve 558 °C şeklindedir. TZYG3 numunesinin cam geçiş sıcaklığı yaklaşık 326 °C, onset kristallenme sıcaklığı yaklaşık 455 °C ve erime sıcaklığı 591,5 °C olarak tespit edilmiştir. Cam numunelerin bileşimlerindeki çinko oksit oranı arttıkça cam geçiş ve erime sıcaklıkları (T_m) da artmaktadır. Diğer bir ifadeyle ZnO oranı azalıp TeO₂ oranı arttıkça cam geçiş, onset kristallenme ve erime sıcaklıkları azalmaktadır. Bundan dolayı yüksek ZnO içeren cam numunelerin kristal fazları daha yüksek sıcaklıklarda mümkün olmaktadır. Buradan, değişen ZnO oranlarının dörtlü cam sistemlerine olan etkisi anlaşılabilir.

4.3. X-IŞINI KIRINIMI (XRD) ANALİZİ

Şekil 4.3'te TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 numunelerine ait XRD analizi sonuçları bir arada verilmiştir. TZYG3 numunesinin 2 piki için de XRD analiz sonucu vardır.

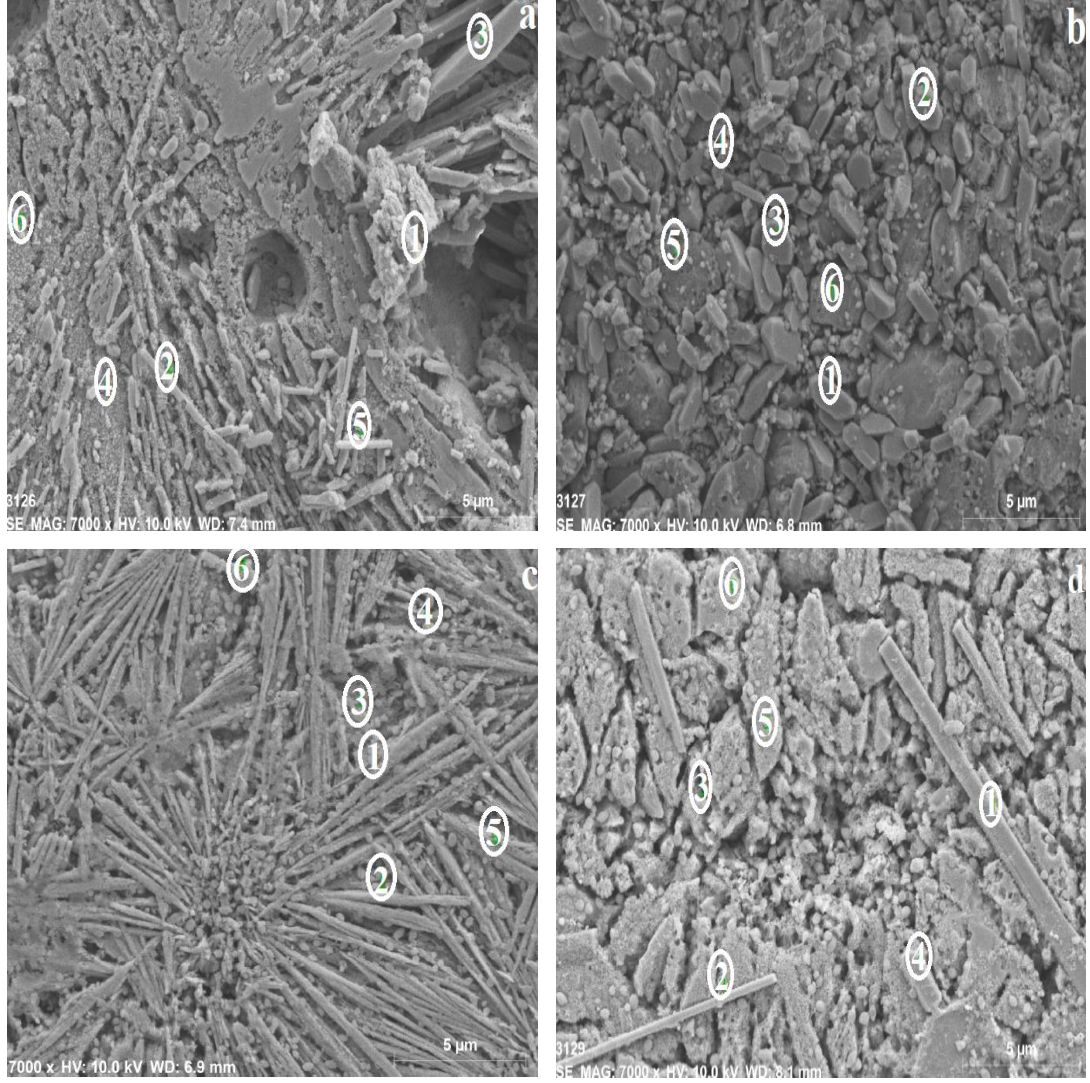


Şekil 4.3. XRD sonuçları.

XRD analizi sonucunda kristal fazlarını belirlemek için Uluslararası Kırınım Verileri Merkezi'nin (ICDD) verileri ile karşılaştırma yapılır. XRD analizi ile 2 farklı kristal fazı tespit edilmiştir. Numunelerin XRD pikleri tetragonal α -TeO₂ (paratellürit) (PDF Card No.:00-042-1365) ve monoklinik Zn₂Te₃O₈ (PDF Card No.:01-072-1283) fazlarına aittir. Şekil 4.3'te de görüldüğü üzere grafiğin düşük değerlerinde daha yoğun ve büyük pikler bulunmaktadır.

4.4. TARAMALI ELEKTRON MİKROSKOBU (SEM) ANALİZİ

Şekil 4.4'te TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 numunelerine ait yüzey morfolojisi görüntüleri bulunmaktadır. SEM cihazında bulunan EDX (Enerji Dağılımlı X-ışını) dedektörü sayesinde numunelerin hangi noktada hangi bileşimleri içerdiği tespit edilmiştir. EDX sonuçları çizelge 4.2'de verilmiştir.



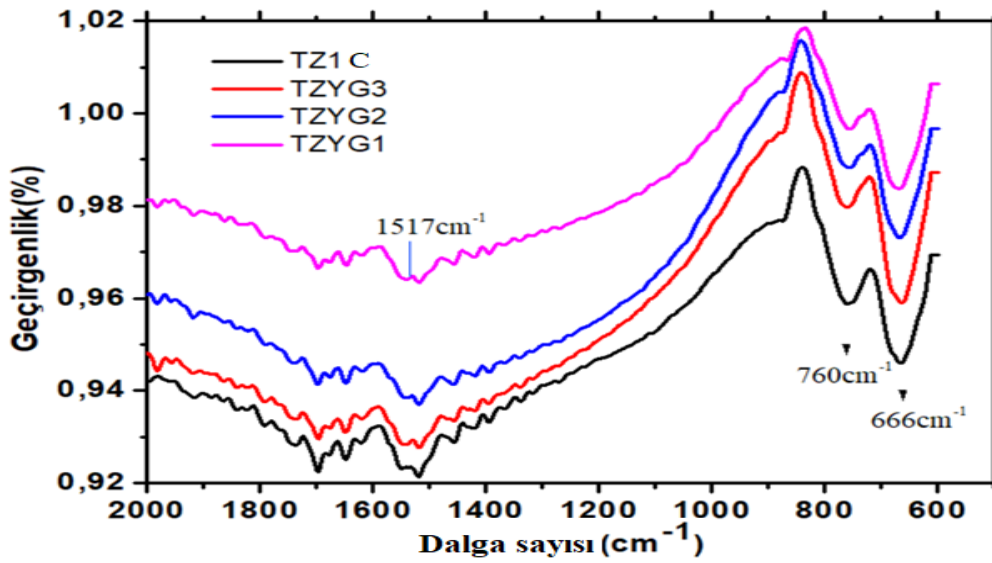
Şekil 4.4. Cam numunelerin yüzeylerinin morfolojisi: a)TZYG3 1. pik, b)TZYG3 2. pik, c)TZYG4, d)TZYG5.

SEM analizi sonucunda genel olarak çubuksu yapılar görülmektedir. Çizelge 4.2'ye bakılacak olursa, Şekil 4.4'te işaretlenen ve EDX dedektörü ile tespit edilen bölgelerdeki kimyasal bileşimler bölgeden bölgeye farklılık göstermektedir; bu farklılıklar da yüzey morfolojisini etkilemiştir. TZYG3 numunesinin 2. kristallenme pikine ait görselde diğer görsellerden farklı bir yapı gözlemlenmiştir, EDX sonuçlarına göre bu numunenin Zn içeriğinin diğerlerine göre daha az olduğu görülmektedir. Bu nedenle çubuksu yapının monoklinik $Zn_2Te_3O_8$ nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir. EDX sonuçları ile numunelerin başka elementler tarafından kontaminasyona uğramadığı görülmektedir.

Çizelge 4.2. Numunelerin EDX analizleri.

Numune	Spektrum	Kütle Yüzdesi (%)				
		O	Zn	Te	Gd	Yb
a	1	15,52	3,16	76,62	3,50	1,20
	2	12,49	3,09	75,04	5,37	4,02
	3	14,62	0,93	84,43	0,02	0
	4	14,94	23,09	53,09	6,15	2,72
	5	16,71	6,35	66,65	6	4,29
	6	13,52	18,07	44,40	10,98	13,03
b	1	12,31	0	87,69	0	0
	2	7,45	0	92,27	0	0,29
	3	5,97	0	94,03	0	0
	4	10,75	0,38	88,87	0	0
	5	12,30	22,89	62,62	0,23	1,96
	6	14,20	24,60	60,78	0	0,42
c	1	15,94	4,02	78,55	1,48	0
	2	17,73	3,28	75,45	3,41	0,13
	3	12,87	15,27	25,01	21,05	25,80
	4	12,52	16,53	26,69	20,64	23,62
	5	15,03	2,44	79,54	1,90	1,10
	6	17,64	3,25	76,38	1,58	1,16
d	1	22,02	53,93	22,83	1,22	0
	2	15,91	43	39,69	0	1,40
	3	9,62	21,08	34,02	12,97	22,31
	4	20,73	52,34	22,29	3,79	0,84
	5	14,09	25	47,62	8,32	4,98
	6	15,79	25,92	49,70	5,45	3,14

4.5. FOURIER DÖNÜŞÜMLÜ KIZILÖTESİ SPEKTROSKOPİSİ (FT-IR)



Şekil 4.5. Numunelerin FT-IR spektrumları.

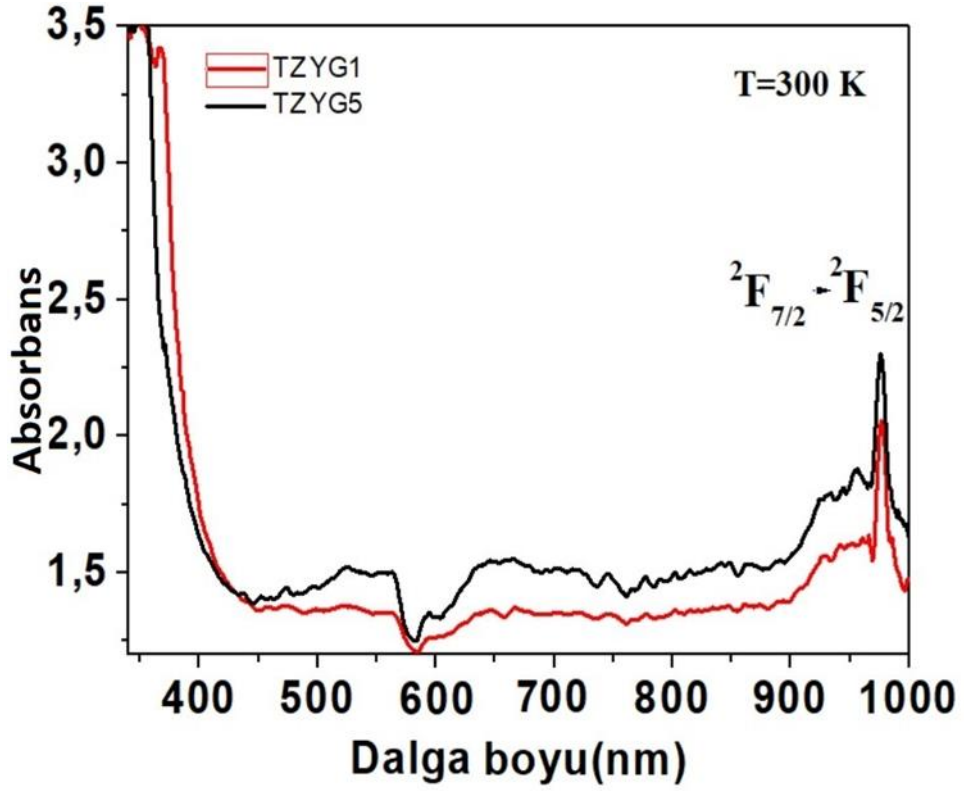
Şekil 4.5’te katkısız TZ1C, 0.2 mol% katkılı TZYG1, 0.5 mol% katkılı TZYG2, ve 1.0 mol% katkılı TZYG3 numunelerine ait FT-IR spektrumları bulunmaktadır. Analiz sonucunda 3 farklı spektrum tespit edilmiştir. Bu spektrumlara ait soğurma tepeleri sırasıyla 666 cm^{-1} , 760 cm^{-1} ve 1517 cm^{-1} olarak belirlenmiştir. İçerdikleri konsantrasyonlara bağlı olarak numunelerin spektrum değerleri; birinci bölgede $611,88-719,98\text{ cm}^{-1}$, ikinci bölgede $719,98-840,32\text{ cm}^{-1}$ ve üçüncü bölgede $840,32-2000\text{ cm}^{-1}$ band aralıklarında değişim göstermektedir. Katkılanan konsantrasyonlar ile küçük oranlarda band değişimleri gerçekleşmiştir. Bu değişimin temel sebebinin optik cam numunelerin “oksijenle bağ yapmayan” (non-bridging oxide) ve “oksijenle bağ yapan” (bridging oxide) yapısından kaynaklandığı düşünülmektedir. Çizelge 4.3’te soğurma bandlarına dair değerler yer almaktadır.

Çizelge 4.3. Numunelerin FT-IR spektrumlarının band değişimleri.

Numune	611,88-719,98 cm^{-1}	719,98-840,32 cm^{-1}	840,32-2000 cm^{-1}
TZ1C	666,95	760,78	1517,48
TZYG1	668,99	756,70	1519,52
TZYG2	668,99	754,66	1517,48
TZYG3	662,87	762,82	1517,48

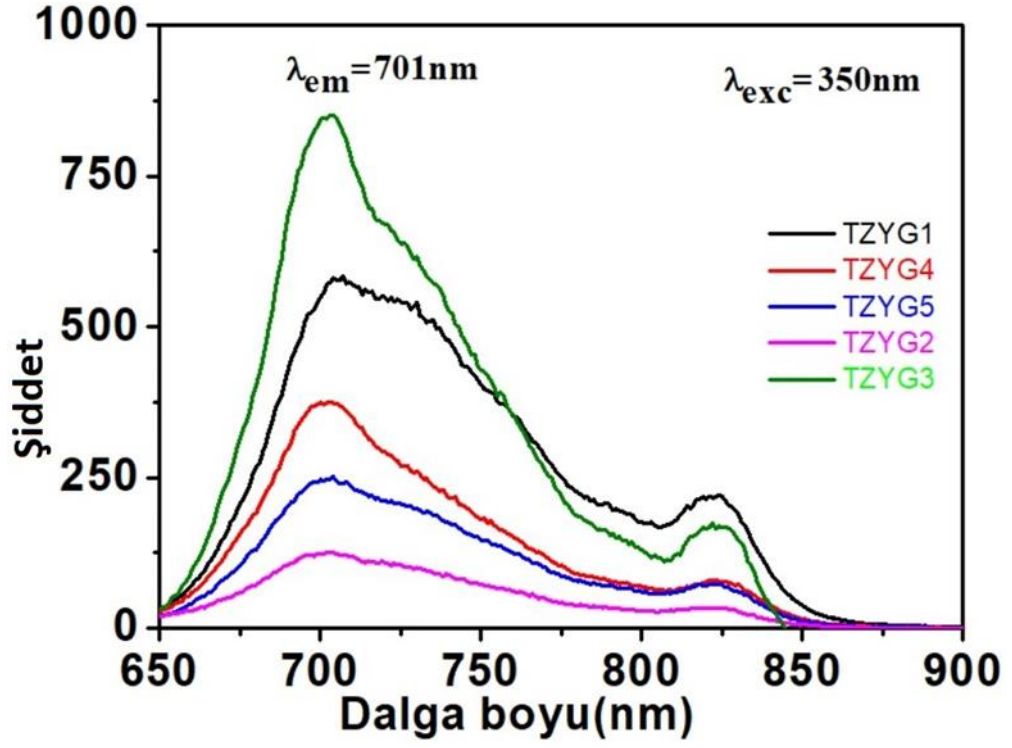
4.6. UV-VIS SPEKTROSKOPİSİ

Şekil 4.6’da TZYG1 ve TZYG5 numunelerine ait soğurma spektrumu bulunmaktadır. Camların boyutları ve parlatma işlemlerinin yeterliliği bu analiz için etken olmuştur. TZYG1, TYZG4 ve TZYG5 numunelerinin kalınlıkları sırasıyla 2.91 mm, 3.98 mm ve 3.96 mm şeklindedir.



Şekil 4.6. Numunelerin soğurma spektrumları.

TZYG1 ve TZYG5 numunelerine ait soğurma spektrumlarındaki pikler ve geçişler Şekil 4.6'da görülmektedir. Elektromanyetik spektrumun ultraviyole ve görünür spektral bölgelerini içine alan kısımda elektronik geçişler meydana gelmektedir. Şekil 4.6'da da temel durumdan uyarılmış duruma bir geçiş olduğu görülmektedir. Soğurma spektrumu şekilde de görüldüğü üzere 400-1100 nm arasında ölçülmüş olup 1000 nm civarında Yb iyonuna ait soğurma bandı bulunmaktadır. Bu soğurma bandı Yb iyonunun ${}^2F_{5/2} - {}^2F_{7/2}$ elektronik geçişine karşılık gelmektedir.



Şekil 4.7. Numunelerin emisyon spektrumları.

Şekil 4.7'de 350 nm'de uyarılan numunelere ait emisyon spektrumları görülmektedir.

BÖLÜM 5

GENEL SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Bu tez çalışmasında, $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Yb}_2\text{O}_3\text{-Gd}_2\text{O}_3$ kimyasal kompozisyonu ile 1 adet alümina kroze ile kristallendirme, 6 kez de platin kroze ile cam yapma işlemleri uygulanmış ve toplamda 7 farklı numune türü başarıyla elde edilmiştir. Tüm deneysel işlemlerde yüksek saflıktaki kimyasal tozlar kullanılmış ve 800 °C'de kül fırını yardımıyla numuneler elde edilmiştir. Tüm cam elde etme işlemlerinde, numuneler fırın atmosferinde 800 °C'de 1 saat bekletilmiş ve metal kalıba döküm işlemi gerçekleştirilmiştir. Kristallendirme çalışmasında ise, numune fırından hemen çıkarılmamış, 6 saat beklemiş ve kontrollü olarak oda sıcaklığına soğumuştur. TZYG1, TZYG2, TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 numuneleri iterbiyum ve gadolinyum ile katkılanmış numunelerdir. Lazerlerin tıp alanındaki uygulamaları bilinmekte ve giderek daha da gelişmektedir. Bu tez çalışmasında üretilen yeni cam malzemeler ile daha gelişmiş lazerlerin elde edilebilmesi ve biyomedikal cihazların yeni biyomalzemeler yardımıyla daha iyi özelliklere sahip olması amaçlanmıştır. Optik sistemlerde ya da lazer sistemlerinde birçok cam malzeme farklı amaçlarla kullanılmaktadır. Lazer camlar ise lazerlerin türünü bile belirleyecek kadar önemlidir. Bu çalışmada MRI için kontrast ajanı olarak kullanıldığı bilinen gadolinyumun farklı amaçlarla lazer camlarında kullanılması hedeflenmiştir. $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Yb}_2\text{O}_3$ şeklindeki üçlü cam sistemine gadolinyum da eklenerek tamamen özgün ve yeni bir dördü cam sistemi elde edilmiştir. Böylece literatürde pek fazla üzerinde çalışılmayan gadolinyum için yeni bir kullanım alanı denenmiş ve gadolinyum katkılı cam malzemelerin araştırılması konusunda literatüre katkı sağlanmıştır. $\text{TeO}_2\text{-ZnO}$; çeşitli özellikleri araştırılmış ve literatürde birlikte kullanım örnekleri görülen bir ikili cam sistemidir, iterbiyum ise lazer cam çalışmalarında kullanılan nadir toprak elementlerinden biridir. Bu çalışma ile $\text{TeO}_2\text{-ZnO}$ cam sisteminin dördü çalışmasına katkı sağlanmış ve değişen ZnO oranının dördü cam sistemleri üzerindeki etkisi araştırılmıştır.

Numunelere dair analiz sonuçları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

1. DTA sonucuna göre TZYG3, TZYG4, TZYG5 numunelerinin geçiş sıcaklıklarının yaklaşık 325 ila 350 °C arasında olduğu tespit edilmiştir. TZYG4 ve TZYG5 numunelerinin ekzotermik kristallenme pikleri yaklaşık 453 ve 486 °C olarak bulunmuştur. TZYG3 numunesi ihmal edilemeyecek kadar büyük ikinci bir kristallenme pikine sahiptir. TZYG3 numunesinin kristallenme pikleri yaklaşık 486 °C ve 558 °C olarak tespit edilmiştir. TZYG3 numunesinin geçiş sıcaklığı yaklaşık 326 °C, onset kristallenme sıcaklığı yaklaşık 455 °C ve erime sıcaklığı 591,5 °C olarak bulunmuştur.
2. ZnO miktarı arttıkça geçiş, kristallenme ve erime sıcaklıkları gibi önemli değerler de artmaktadır. ZnO miktarının artması bu değerleri adeta ötelemektedir. Benzer şekilde, ZnO miktarının en fazla olduğu TZYG5 numunesinin diğer cam numunelerine oranla bariz şekilde daha açık sarı renkte olduğu görülmüştür.
3. XRD analizi sonucunda TZYG3, TZYG4 ve TZYG5 numuneleri için yapılan XRD analizi ile 2 farklı kristal fazı tespit edilmiştir. Numunelerin XRD pikleri tetragonal α -TeO₂ (paratellürit) ve monoklinik Zn₂Te₃O₈ fazlarına aittir.
4. SEM analizi ile yüzey morfolojisinde çubuksu yapılar olduğu görülmüştür. EDX dedektörü ile tespit edilen bölgelerdeki kimyasal bileşimler bölgeden bölgeye farklılık göstermektedir; bu farklılıklar da yüzey morfolojisini etkilemiştir. Çubuksu yapının Zn₂Te₃O₈ nedeniyle oluştuğu düşünülmektedir.
5. FT-IR analizi ile 666 cm⁻¹, 760 cm⁻¹ ve 1517 cm⁻¹ noktalarında soğurma tepeleri tespit edilmiştir. FT-IR analizi sonucunda oluşan spektrumda 3 farklı bölge tespit edilmiştir.
6. TZYG1, TYZG4 ve TZYG5 numunelerinin kalınlıkları sırasıyla 2.91 mm, 3.98 mm ve 3.96 mm şeklindedir.

Gadolinium ve iterbiyum katkılı camları incelemek için farklı oranlarda katkılama yapılarak camların analizleri yapılabilir. Gadoliniumun yanında başka bir nadir toprak elementi ile katkılama yapılarak bu camların özellikleri araştırılabilir. Kimyasal kompozisyonun dışında üretim parametrelerinde değişiklikler yapılabilir. Yapılacak farklı analizler ile bu yeni cam kompozisyonunun başka özellikleri tespit edilebilir. Bu sayede gadolinium oksit camlarının ya da $\text{TeO}_2\text{-ZnO-Yb}_2\text{O}_3\text{-Gd}_2\text{O}_3$ dörtdü cam sisteminin özellikleri detaylı olarak belirlenebilecek ve lazer uygulamaları için potansiyeli değerlendirilecektir.

KAYNAKLAR

1. Park, J. B., "Biomaterials", The Biomedical Engineering Handbook 2nd edition, Ed. Joseph D. Bronzino, **CRC Press**, Boca Raton, 612-619 (2000).
2. Pavlovic, M., "What Are Biomaterials?", Bioengineering: A Conceptual Approach, **Springer International Publishing**, Cham (Switzerland), 229-244 (2015).
3. Güven, Ş.Y., "Biyouyumluluk ve biyomalzemelerin seçimi", **Suleyman Demirel University Journal of Engineering Sciences and Design**, 2 (3), 303-311 (2014).
4. Raghavendra, G. M., Varaprasad, K. and Jayaramudu, T., "Biomaterials: Design, Development and Biomedical Applications", Nanotechnology Applications for Tissue Engineering, **Elsevier**, Oxford/Massachusetts, 21-44 (2015).
5. Tüylek, Z., "Biyomateryaller ve sağlıkta kullanımı", **Bozok Tıp Dergisi**, 7, 80-89 (2017).
6. Helmus, M., Gibbons, D. and Cebon, D., "Biocompatibility: Meeting a Key Functional Requirement of Next- Generation Medical Devices", **Toxicologic Pathology**, 36, 70-80 (2008).
7. Parida, P., Behera, A. and Mishra, S., "Classification of Biomaterials used in Medicine", **International Journal of Advances in Applied Sciences**, 1 (3), 31-35 (2012).
8. Stroganova, E.E., Mikhailenko, N.Y. and Moroz, O.A. "Glass-Based Biomaterials: Present and Future (A Review)", **Glass and Ceramics**, 60, 315–319 (2003).
9. Zallen, R., "The Physics of Amorphous Solids", **John Wiley**, New York, 1–32 (1983).
10. Scholze, H., "Glass – Nature, Structure, and Properties", **Springer**, New York, 1–5 (1991).
11. Gibbs, P., "Is glass liquid or solid.", **Glass Worldwide**, 11, 14-18 (2007).
12. Ojovan, M., "Viscosity and Glass Transition in Amorphous Oxides", **Advances in Condensed Matter Physics**, Article ID 817829, 23 pages (2008).
13. Özsoy, S., "Fiber optik 2. Baskı", **Birsen Yayınevi**, İstanbul, 108-123 (2001).
14. El-Mallawany, R., "Tellurite glasses handbook: physical properties and data", **CRC Press**, Boca Raton, 1-7 (201)

15. Shelby, J. E., "Introduction to glass science and technology 2nd Ed.", *Royal Society of Chemistry*, Cambridge, 249-258 (2005).
16. El-Mallawany, R., "Tellurite glasses part 1. Elastic properties", *Materials Chemistry and Physics*, 53.2, 93-120 (1998).
17. Zhang, B., Xu, C., Xu, G., Xiang, S. and Zhu, Y., "Thermochromic and infrared emissivity characteristics of cobalt doped zinc oxide for smart stealth in visible-infrared region", *Optical Materials*, 86, 464-470 (2018).
18. Bakin, A., El-Shaer, A., Mofor, A. and Schlenker, E., "ZnMgO-ZnO quantum wells embedded in ZnO nanopillars: Towards realisation of nano-LEDs", *Physica Status Solidi (c)*, 4, 158-161 (2007).
19. Padmavathy, N., Rajagopalan V., "Enhanced bioactivity of ZnO nanoparticles-an antimicrobial study", *Science and Technology of Advanced Materials*, 9(3), 7 pages (2008).
20. Li, Jiang., Sun, Zhenrong., Zhu, Xiaorong., Zeng, Heping., Xu, Zhizhan., Wang, Zugeng., Lin, Jian., Huang, Wenhai., Armstrong, Robert. and Lay, Peter., "Optical bistability for ZnO-Nb₂O₅-TeO₂ glasses", *Optical Materials*, 25, 401-405 (2004).
21. Bürger, H., Kneipp, K., Hobert, H. and Vogel, W., "Glass formation, properties and structure in the TeO₂-ZnO system", *Journal of Non-Crystalline Solids*, 151,134-142 (1992).
22. Nukui, A., Taniguchi, T. and Miyata, M., "In situ high-temperature X-ray observation of structural changes of tellurite glasses with p-block oxides; ZnO-TeO₂ glasses", *Journal of Non-crystalline Solids*, 293, 255-260 (2001).
23. Öveçoğlu, L., Ozalp, M., Özen, G., Altın, F. and Kalem, V., "Crystallization Behaviour of some TeO₂ ZnO Glasses", *Key Engineering Materials*, 264, 1891-1894 (2004).
24. Humphries, M., "Rare earth elements: the global supply chain", *Congressional Research Service*, 1-19 (2010).
25. Dokumacı, D., "Manyetik Rezonans Görüntüleme Kontrast Maddeleri ve Yan Etkileri", *Harran Üniversitesi Tıp Fakültesi Dergisi*, 9, 119-125 (2012).
26. McDonald, M., Watkin, K., "Investigations into the Physicochemical Properties of Dextran Small Particulate Gadolinium Oxide Nanoparticles", *Academic radiology*, 13, 421-427 (2006).

27. Mortezaazadeh, T., Gholibegloo, E., riyahi alam, Nader., Dehghani, Sadegh., Haghgoo, Soheila., Ghanaati, H. and Khoobi, M., "Gadolinium (III) oxide nanoparticles coated with folic acid-functionalized poly(β -cyclodextrin-co-pentetic acid) as a biocompatible targeted nano-contrast agent for cancer diagnostic: in vitro and in vivo studies", *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*, 487-500 (2019).
28. Khan, S. A., Gambhir, S. and Ahmad, A., "Extracellular biosynthesis of gadolinium oxide (Gd₂O₃) nanoparticles, their biodistribution and bioconjugation with the chemically modified anticancer drug taxol", *Beilstein Journal of Nanotechnology*, vol. 5, 249-257 (2014).
29. Engelbrecht, M., Ruehl, A., Wandt, D. and Kracht, D., "Single Frequency Ytterbium-Doped Fiber Laser with 26 nm Tuning Range", *Optics Express*, 15, 4617-4622 (2007).
30. Paschotta, R., Nilsson, J., Tropper, A. C. and Hanna, D. C., "Ytterbium-doped fiber amplifiers", *IEEE Journal of Quantum Electronics*, vol. 33, no. 7, 1049-1056 (1997).
31. Samanta, B., Dibakar, D. and Subhankar G., "Synthesis and different optical properties of Gd₂O₃ doped sodium zinc tellurite glasses." *Physica B: Condensed Matter*, 515, 82-88 (2017).
32. Kaewkhao, J., Wantana, N., Kaewjaeng, S., Kothan, S. and Kim, H. J., "Luminescence characteristics of Dy³⁺ doped Gd₂O₃-CaO-SiO₂-B₂O₃ scintillating glasses", *Journal of Rare Earths*, 34, 583-589 (2016).
33. Eevon, C., Halimah, M. K., Azlan, M. N., El-Mallawany, R. and Hii, S. L., "Optical and thermal properties of TeO₂-B₂O₃-Gd₂O₃ glass systems", *Materials Science-Poland*, 517-525 (2019).
34. Sun, X. Y., Lin, L. W., Wu, Y. T., Gao, P. and Xiao, Z. H., "Enhanced Ce³⁺ emission in B₂O₃-GeO₂-Gd₂O₃ scintillating glasses induced by melting temperature", *Opt. Mater*, Express 5, 920-925 (2015)
35. Elkhoshkhany, N., Abbas, R., El-Mallawany, R. and K., S., H., Sharba., "Thermal properties of quaternary TeO₂-ZnO-Nb₂O₅-Gd₂O₃ glasses", *Ceramics International*, 40(8 PART A), 11985-11994 (2014).
36. Elkhoshkhany, N., Abbas, R., El-Mallawany, R. and Fraih, A. J., "Optical Properties of quaternary TeO₂-ZnO-Nb₂O₅-Gd₂O₃ glasses", *Ceramics International*, 40(9 PART A), 14477-14481 (2014).
37. Shaltout, I. and Badr, Y., "Effects of Sm³⁺/Yb³⁺ co-doping and temperature on the Raman, IR spectra and structure of [TeO₂-GeO₂-K₂O-Sm₂O₃/Yb₂O₃] glasses", *Physica B: Condensed Matter*. 381, 187-193 (2006).

38. Elkhoshkhany, N., Marzouk, S., El-Sherbiny, M. and Ahmed, A., "Properties of tellurite glass doped with ytterbium oxide for optical applications", *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 30, 6963-6976 (2019).
39. Wang, X., Li, W., Zhao, H., Wang, S., Jia, S., Dong, Y., Du, Y., Brambilla, G. and Wang, P., "Yb³⁺-Yb³⁺ cooperative upconversion in oxyfluoride glass and glass ceramics", *Journal of Luminescence*, 226, 117461 (2020).
40. Hecht, J., "The Laser Guidebook. 2nd ed.", *McGraw-Hill*, New York, 1-96 (1999)
41. Bertolotti, M., "The history of the laser", *IOP Publishing*, Bristol, 12-239 (2005).
42. Csele, M., "Fundamentals of light sources and lasers", *John Wiley & Sons*, New Jersey, 93-156 (2011).
43. Svelto, O. and Hanna, D., "Principles Of Lasers 5th ed.", *Springer*, New York, 375-470 (2010).
44. Weber, M. J., "Science and technology of laser glass", *Journal of Non-Crystalline Solids*, 123(1-3), 208-222 (1990).
45. Subrahmanyam, T., Gopal, K.R., Suvarna, R.P., Jamalaih, B.C. and Kumar, M.V., "Luminescent properties of Tb³⁺-doped TeO₂-WO₃-GeO₂ glasses for green laser applications", *Optical Materials*, 80, 154-159 (2018).
46. Yuliantini, L., Kaewnuam, E., Hidayat, R., Djamal, M., Boonin, K., Yasaka, P., Wongdeeying, C., Kiwsakunkran, N., and Kaewkhao, J., "Yellow and blue emission from BaO-(ZnO/ZnF₂)- B₂O₃-TeO₂ glasses doped with Dy³⁺ for laser medium and scintillation material applications", *Optical Materials*, 85, 382-390 (2018).
47. Herrmann, A. and Rüssel, C., "New Aluminosilicate Glasses as High-Power Laser Materials", *International Journal of Applied Glass Science*, 6(3), 210-219 (2015).
48. Ravi, O., Prasad, K., Jain, R., Venkataswamy, M., Chaurasia, S. and Deva Prasad Raju, B., "Lasing transition at 1.06 μm emission in Nd³⁺ -doped borate-based tellurium calcium zinc niobium oxide glasses for high-power solid-state lasers Luminescence", *The Journal of Biological and Chemical Luminescence*, Aug:32(5), 688-694 (2017).
49. Hayden, J. S., Sapak, D. L. and Hoffmann, H. J., "Advances In Glasses For High Average Power Laser Systems," *SPIE*, 1021, High Power Solid State Lasers, 36-41 (1989).

50. Dejneka, M.J., Hanson, B.Z., Crigler, S.G., Zenteno, L.A., Minelly, J.D., Allan, D.C., Miller, W.J. and Kuksenkov, D., "La₂O₃-Al₂O₃-SiO₂ Glasses for High-Power, Yb³⁺-Doped, 980-nm Fiber Lasers", *Journal of the American Ceramic Society*, 85(5), 1100-1106 (2002).
51. Pugliese, D., Boetti, N. G., Ceci-Ginistrelli, E., Gallichi-Nottiani, D., Janner, D., Lousteau, J. and Milanese, D., "Multicomponent Rare Earth-Doped Phosphate Glasses for Compact Lasers and Amplifiers", 20th International Conference on Transparent Optical Networks, *IEEE*, 1-4 (2018).
52. Goda, K., "Biophotonics and beyond", *APL Photonics*, 4, 050401, 1-4 (2019).
53. Niemz, M., "Laser-Tissue Interaction 3rd ed.", *Springer*, Berlin/Heidelberg/New York, 249-260 (2007).
54. Hoy, C.L., Durr, N.J., Chen, P., Piyawattanametha, W., Ra, H., Solgaard, O. and Ben-Yakar, A., "Miniaturized probe for femtosecond laser microsurgery and two-photon imaging", *Optics Express*, 16(13), 9996-10005 (2008).
55. Avci, P., Gupta, A., Sadasivam, M., Vecchio, D., Pam, Z., Pam, N. and Hamblin, M. R., "Low-level laser (light) therapy (LLLT) in skin: stimulating, healing, restoring", *Seminars in cutaneous medicine and surgery*, 32(1), 41-52 (2013).
56. Yin, R., Kositratna, G. and Anderson, R. R., "Laser and intense pulsed light treatment of skin", Handbook of Photomedicine, *CRC Press*, Boca Raton, 709-711 (2013).
57. Popov, S., "Fiber laser overview and medical applications", Tunable laser applications 3rd. edition, *CRC Press*, Boca Raton, 265-266 (2008).
58. Konopka, K. and Goslinski, T., "Photodynamic therapy in dentistry", *Journal of dental research*, 86(8), 694-707 (2007).
59. Wang, L. V., "Photoacoustic tomography", Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue 2nd Edition, *Springer*, Dordrecht/Heidelberg/London/New York, 743-744 (2011).
60. Yamane, M. and Asahara, Y., "Glasses for photonics", *Cambridge University Press*, Cambridge, 15-18 (2000).
61. Haines, P. J. and Wilburn, F. W., "Differential Thermal Analysis And Differential Scanning Calorimetry", Thermal Methods of Analysis: Principles, Applications and Problems, *Springer Science + Business Media*, Dordrecht, 63-66 (1995).
62. Ermrich, M. and Opper, D., "XRD for the analyst: Getting acquainted with the principles", *Panalytical*, Kassel, 1-27 (2013).

63. Zhou W., Apkarian R., Wang Z.L. and Joy D., “Fundamentals of Scanning Electron Microscopy (SEM)”, *Scanning Microscopy for Nanotechnology*, **Springer**, New York, 1-10 (2006).
64. Smith, B. C., “Fundamentals of Fourier transform infrared spectroscopy”, **CRC Press**, Boca Raton, 1-31 (2011).
65. Akash, M. S. H. and Rehman, K., “Essentials of Pharmaceutical Analysis”, **Springer Nature Singapore**, Singapore, 29-38 (2020).

ÖZGEÇMİŞ

Serkan KEMİK 1995 yılında Karabük'te doğdu; ilk ve orta öğrenimini aynı şehirde tamamladı. Safranbolu Anadolu Öğretmen Lisesi'nden mezun oldu. 2013 yılında Karabük Üniversitesi Mühendislik Fakültesi Biyomedikal Mühendisliği Bölümü'nde öğrenime başlayıp 2018 yılında onur derecesi ile mezun oldu. Biyomedikal mühendisliği endüstri stajlarını; 2015 yılında Hacettepe Üniversitesi Hastaneleri'nde, 2016 yılında ise KBÜ Karabük Eğitim ve Araştırma Hastanesi'nde tamamlamıştır. 2018 yılında Karabük Üniversitesi Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nde Biyomedikal Mühendisliği anabilim dalında yüksek lisans eğitimine başlamıştır. Bunların yanında, 2015 yılında başladığı Anadolu Üniversitesi Açıköğretim Fakültesi İnsan Kaynakları Yönetimi Bölümü'nden 2017 yılında iyi derece ile mezun oldu. 2018 yılında başladığı Anadolu Üniversitesi İktisat Fakültesi Kamu Yönetimi Bölümü'nden ise 2020 yılında iyi derece ile mezun olmuştur.

ADRES BİLGİLERİ

Adres : Barış Mahallesi
Bostanbükü Bulvarı 14E
Safranbolu / KARABÜK
Tel : (505) 320 2495
E-posta : serkankemik78@gmail.com