

**MALZEME KARAKTERİZASYONUNDA
FOTOAKUSTİK ÖLÇÜM TEKNİKLERİ VE UYGULAMALARININ
İNCELENMESİ**

Faruk Baturalp GÜNAY

**Yüksek Lisans Tezi
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı
Yrd. Doç. Dr. Tevhit KARACALI**

2010

Her Hakkı Saklıdır

**ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

YÜKSEK LİSANS TEZİ

**MALZEME KARAKTERİZASYONUNDA
FOTOAKUSTİK ÖLÇÜM TEKNİKLERİ VE UYGULAMALARININ
İNCELENMESİ**

Faruk Baturalp GÜNAY

ELEKTRİK ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

**ERZURUM
2010**

Her hakkı saklıdır

Yrd. Doç. Dr. Tevhit KARACALI danışmanlığında, **Faruk Baturalp GÜNAY** tarafından hazırlanan bu çalışma **19/10/2010** tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı'nda **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Başkan : Prof. Dr. Mehmet Örtgenel imza: M. Örtgenel
Üye : Y. Doç. Dr. Tevhit KARACALI imza: T. Karacali
Üye : Y. Doç. Dr. Abdulsamet HASILOĞLU imza: A. Hasiloğlu

Yukarıdaki sonucu onaylarım

Prof. Dr. Ömer AKBULUT
Enstitü Müdürü

ÖZET

Yüksek Lisans Tezi

MALZEME KARAKTERİZASYONUNDA FOTOAKUSTİK ÖLÇÜM TEKNİKLERİ VE UYGULAMALARININ İNCELENMESİ

Faruk Baturalp GÜNAY

Atatürk Üniversitesi
Fen Bilimleri Enstitüsü
Elektrik Elektronik Mühendisliği Anabilim Dalı

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Tevhit KARACALI

Bu çalışmada fotoakustik konusunda bugüne kadar yapılmış bilimsel araştırmalar derlenmiştir. Fotoakustik spektroskopi, mikroskopi gibi yöntemler ile malzeme karakterizasyonu bu çalışmanın özünü oluşturmaktadır. Gaz analizi, biyomedikal ölçümler ve yarıiletken karakterizasyonu için fotokustik ölçüm tekniklerini içeren uygulamalar ve bu uygulamalardan elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır. Gözenekli silisyumun gözenekliliğine bağlı olarak fotoakustik işaretle arasındaki ilişki, literatürdeki çalışmalardan elde edilen verilere dayanan sayısal çözümler ile gösterilmiştir.

2010, 114 Sayfa

Anahtar Kelimeler: Fotoakustik, Karakterizasyon, Spektroskopi, biyomedikal uygulamalar, ölçüm teknikleri

ABSTRACT

Master Thesis

ANALYSIS OF PHOTOACOUSTIC MEASUREMENT TECHNIQUES AND APPLICATIONS FOR MATERIAL CHARACTERIZATION

Faruk Baturalp GÜNAY

Atatürk University
Graduate School of Natural and Applied Sciences
Department of Electrical and Electronics Engineering

Supervisor: Asst. Prof. Dr. Tevhit KARACALI

In this study, all of scientific works about photoacoustic phenomena were gathered till today. Techniques as photoacoustic spectroscopy, microscopy and material characterization is the origin of this work. Applications and results of photoacoustic measurement techniques for gas analysis, biomedical measurements and semiconductor characterization were shown and explained. Relationship between porosity of porous silicon and photoacoustic signal were illuminated with numerical analysis related to academic literature.

2010, 114 pages

Keywords: Photoacoustic, Characterization, Spectroscopy, biomedical applications, measurements.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım boyunca bana her türlü maddi manevi destek sağlayan çok değerli danışman hocam Sayın Yrd. Doç. Dr. Tevhit KARACALI'ya sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Tezin başlangıcından sonuçlanmasına kadar geçen sürede her zaman yanımda olan ve maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen Bilgisayar Mühendisliği Bölümü Başkanı Sayın Yrd. Doç. Dr. A.Samet HAŞILOĞLU'na en içten teşekkürlerimi ve minnet duygularımı sunarım.

Sayırsız defa sorularımı cevaplayan ve yardımlarını esirgemeyen tezin hesaplamalarının yapılmasında katkıları olan Sayın Yrd. Doç. Dr. Bülent ÇAVUŞOĞLU'na ve Sayın Arş. Gör. Dr. Saffet Gökçen ŞEN'e, tezimi okuyarak önemli katkılarda bulunan Sayın Prof. Dr. Mehmet Ertuğrul'a ve değerli mesai arkadaşım Sayın Arş. Gör. Mete YAĞANOĞLU'na teşekkür ediyorum.

Ayrıca bütün çalışmalarımda olduğu gibi yine maddi ve manevi hiçbir yardımdan kaçınmayan, minnettar olduğum kıymetli aileme şükranlarımı sunuyorum.

Faruk Baturalp GÜNAY,

Eylül 2010

İÇİNDEKİLER

ÖZET	i
ABSTRACT	ii
TEŞEKKÜR	iii
KISALTMALAR DİZİNİ	iv
ŞEKİLLER	iv
ÇİZELGELER	xii
1. GİRİŞ	1
1.1. Tarihsel Gelişim	2
1.2. Temel Fotoakustik	4
1.3. Modüle Edilmiş Işık	9
1.4. Darbeli Işık Kaynağı	10
1.5. Gerekli Ekipman.....	11
1.5.1. Işık kaynakları	11
1.5.1.a. Nd-YAG lazerler	12
1.5.1.b. CO ₂ lazerler	12
1.5.1.c. Diyot lazerler	13
1.5.2. Akustik dönüştürücüler	13
1.5.3.a. Elektret Mikrofon.....	14
1.5.3.b. Piezoelektrik Mikrofon	15
1.5.4. Veri elde sistemi.....	16
2. KURAMSAL TEMELLER	17
2.1. FA Mikroskopi	17
2.1.1. FAM çalışma prensibi	18
2.1.2. Matematiksel modelleme	19
2.2. FA Spektroskopi	22
2.2.1. FA gaz spektroskopisi	23
2.2.2. Diğer haller için FAS yöntemi	25
2.2.2.a. Hızlandırıcı kızılötesi FAS	26
2.2.2.b. Uzak kızılötesi FAS	27
2.3. FA İşaret.....	27

2.4. FA Oda	30
2.4.1. Kapalı FA oda	31
2.4.2. Açık FA oda	31
2.4.3. Rezonatörler	32
2.4.3.a. Helmholtz rezonatörü	32
2.4.3.b. Tek boyutlu akustik rezonatör	33
2.4.3.c. Oyuk (kavite) rezonatörler	34
3. MATERYAL ve YÖNTEM.....	36
3.1. Gaz Analizi Uygulamaları	36
3.1.1. Gaz analizi uygulamalarında FA sinyal analizi	36
3.1.2. Endüstriyel uygulamalar için çok bileşenli maddelere uygulanabilen gaz analizi	38
3.1.3. FA yöntemle soluk analizinde kullanılan etilen gazının konsantrasyon ölçümü.....	39
3.1.3.a. FA oda	41
3.1.4. Katı-Hal lazeri kullanılarak metan gazının FA tespiti	41
3.1.4.a. Optik parametrik osilatör (OPO)	41
3.1.5. Darbelendirilmiş OPO ile FA yöntem vasıtasıyla C ₂ H ₄ gaz analizi.....	43
3.1.6. FA yöntem ile havada bulunan amonyak ölçümü.....	44
3.1.6.a. Kullanılan metot	44
3.1.7. Ayarlanabilir fiber lazeri ve yükseltici vasıtasıyla FA gaz analizi.....	46
3.1.7.a. FA ve harmonik tespit prensipi	46
3.1.7.b. FA sistemde kullanılan lazer altyapısı	48
3.2. Biyomedikal FA Uygulamaları	49
3.2.1. FA mikroskopi	49
3.2.2. FA tomografi	50
3.2.3. FA dalgaların biyolojik etkileri	50
3.2.4. Beynin yapısal ve fonksiyonel iç yapısını görüntülemek amacıyla oluşturulan FA tomografi.....	52
3.2.4.a. Görüntüyü yeniden oluşturma	54
3.2.5. FAT yoluyla tümördeki aşırı damar gelişiminin tespiti	55
3.2.6. Nakli yapılan dokudaki damar oluşumunun FA görüntülenmesi	55

3.2.7. Deri yüzeyine yakın damarlarda kapakçıkları FA ile görüntüleme	57
3.2.7.a. Damar ölçüm metodu	57
3.2.8. FA endoskopik görüntüleme	58
3.2.8.a. Etalon detektör	59
3.2.9. Gerçek zamanlı vücut içi FA ve ultrason görüntüleme.....	60
3.2.10. Biyomedikal FA görüntüleme için yakın-kızılötesi lazer diyot kullanımı.....	62
3.3. FA Yöntem ile Yarıiletken Karakterizasyon Uygulamaları	64
3.3.1. Bir yarıiletken-cam ikili katmanının termal özelliklerinin FA karakterizasyonu	64
3.3.2. Yarıiletken materyallerin FTIR-FAS yöntemle optik karakterizasyonu.....	67
3.3.3. RuSe ₂ yarıiletken taneciklerin FA karakterizasyonu.....	69
3.3.4. İnce filmlerin mekanik özelliklerinin FA karakterizasyonu	70
3.3.5. Elastik (Epoksi) silikon yapıların FA karakterizasyonu	61
3.3.5.a. Örnek hazırlama	72
3.3.6. CdSe kuantum noktalarının termal ve optik özelliklerinin FA karakterizasyonu	72
4. ARAŞTIRMA BULGULARI.....	75
5. SONUÇ ve ÖNERİLER.....	93
KAYNAKLAR	98
EKLER	110
EK 1	110
ÖZGEÇMİŞ	115

SİMGELER ve KISALTMALAR

A_{min}	Minimum tespit edilebilecek gaz miktarı
C_A	Akustik kapasitans
D^*	kompozit malzemenin mukavemeti
E_k	Young modülü
I_0	Işık şiddeti
I_R	Referans spektrum
I_{SB}	Örneğe ait spektrum
L_A	Akustik indüktans
E	Termal efüzivite
F	Hücre sabiti
N	Gürültü
R	Yansıma katsayısı
S	Sinyalin genliği
c	Öz ısı
k	Termal iletkenlik (kondüktivite)
l	Hücre boyu veya örnek kalınlığı
λ_c	Taşıyıcı dalga boyu
a_{eff}	Etkin termal yayınlılık
f_0	Rezonans frekansı
r_0	Görüntülenen bölgenin merkezine göre dedektörün konumu
ν_k	Poisson oranı
ν_s	Akustik hız
$\lambda_i(t)$	Anlık dalga boyu
μ_a	Absorbsiyon sabiti
σ_{rt}	Radyasyonsuz geçiş olasılığı
α	Termal yayınlılık
β	Hacimsel termal yayılım katsayısı
γ	Temas ortamlarının özgül ısılarının oranı
ρ	Yoğunluk
τ	Gecikme zaman terimi

Kısaltmalar

EDFA	Erbiyum katkılı fiber yükseltici
FA	Fotoakustik
FAM	Fotoakustik Mikroskopi
FAS	Fotoakustik Spektroskopi
FAT	Fotoakustik Tomografi
FTIR	Fourier dönüşümlü infrared spektroskopi
OPO	Optik Parametrik Osilatör
P(VdF/TrFE)	Poli-vinlidenflorid-trifluoroetilen
ppbV	Hacimsel olarak milyarda bir
PPLN	Periyodik Kutuplamalı Lityum Niobat
ppmV	Hacimsel olarak milyonda bir
SNR	İşaret gürültü oranı
TEDFL	Ayarlanabilir erbiyum katkılanmış fiber lazeri.

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1.1. Fotofon	2
Şekil 1.2. Spektrofon	3
Şekil 1.3. Temel FA yöntem oluş sırası	5
Şekil 1.4. İçerisinde örneğin, havanın ve arka zemin materyalinin bulunduğu silindirik bir FA odanın yan kesiti	6
Şekil 1.5. L uzunluğu ve R_0 çapına sahip silindirin rezonans biçimleri	9
Şekil 1.6. Modüle edilmiş ışık kaynağıyla FA yöntem	10
Şekil 1.7. Darbeli ışık kaynağıyla FA yöntem.....	10
Şekil 1.8. Nd-YAG lazerin iç yapısı	12
Şekil 1.9. Diyot lazerin (a) temel ve (b) daha detaylı yapıları	13
Şekil 1.10. Elektret Mikrofon yapısı ve bazı örnekleri	14
Şekil 1.11. Piezoelektrik Mikrofon yapısı	15
Şekil 2.1. FAM çalışma prensibi	18
Şekil 2.2. Teorik analizde kullanılan katmanlı yapı	20
Şekil 2.3. Eğilme durumları	21
Şekil 2.4. Temel gaz FAS kurulumu	25
Şekil 2.5. (a) SR ve termal kaynakların 1,5 mm'lik örneklerde enerji eğrileri (b) örnek boyutuna bağlı olarak dalga sayıları	26
Şekil 2.6. (a) İleri doğru ölçüm yöntemi (b) Geriye doğru ölçüm yöntemi.....	29
Şekil 2.7. (a) Geriye doğru ölçüm sonucu FA işaret (b) İleriye doğru ölçüm sonucu FA işaret.....	30
Şekil 2.8. Kapalı ve açık FA oda yapıları	31
Şekil 2.9. (a),(b)Tek boyutlu, (c)Helmholtz, (d),(e),(f) oyuk (kavite) rezonatörleri ..	34
Şekil 3.1. Farklı gazların analizi için uygulanan FA sistem	39
Şekil 3.2. Rezonant FA oda	41
Şekil 3.3. FA yapının şematik gösterimi	44
Şekil 3.4. NH_3 gazının ölçülmesi amacıyla kullanılan düzenek	45
Şekil 3.5. 15 dakikalık periyotlarla referans ve örnek hatlarının kullanılmasıyla ortaya çıkan NH_3 konsantrasyon ölçümleri	46
Şekil 3.6. TEDFL (a) genel FA (b) detaylı yapıları	48
Şekil 3.7. Fotomekanik eritme işlemi	52
Şekil 3.8. Fare beynindeki deri ve kafatası yapılarının FAT yöntemi deney kurulumu	54
Şekil 3.9. Nakli yapılan dokunun FA görüntülenme sistemi	56
Şekil 3.10. FA endoskopinin genel çalışma şekli	60
Şekil 3.11. (a) Ultrason için kullanılan kateter ve optik fiberin oluşturduğu FA görüntüleme yapısı (b) Lazer ışınları ve ultrason arasında örtüşme	61
Şekil 3.12. (a) Örnek tüplerin ve piezoelektrik dönüştürücünün bulunduğu kap (b) 65 ve 500 ns darbe sürelerinde elde edilen FA sinyaller	64
Şekil 3.13. x oranının fonksiyonu olarak CdTe-Cam çift katmanlı sisteminin termal difüzivitesi	66
Şekil 3.14. 220 μm kalınlığında beyaz ışık aydınlanması sonucu örnekteki sıcaklık değişimi	67
Şekil 3.15. (A) FTIR spektrumları (B) Değişik katkılama elementleriyle	

GaSb örneklerin uygulanan foton enerjisiyle oluşan FTIR spektrumları ..	69
Şekil 3.16. $kh=0.104$ değeri için 420 nm Al/236 nm Silikon Nitrit değerleri için	
(a) S_0 modu (b) A_0 modu için frekans spektrumları	71
Şekil 3.17. (a) Değişik boyutlardaki CdSe kuantum noktaların FA	
spektrumu (b) Üçüncü örneğe ait frekansla değişen FA işaret genliği	74
Şekil 4.1. (a)OPO ile 880 ppbV konsantrasyonda 1650 nm civarında oluşan	
FA sinyaller (b)OPO sisteminde metan konsantrasyonu ile FA işaret	
değişimi	76
Şekil 4.2. (a)Lazer diyot ile 1650 nm civarı oluşan soğurma spektrumu (b) Lazer	
diyot sisteminde metan konsantrasyonu ile FA işaret değişimi	77
Şekil 4.3. (a) Yöntem 1:OPO dalga boyunun yaklaşık olarak $3044,7582 \text{ cm}^{-1}$	
seviyesine ayarlanıp 30 saniyelik zamanlarda her konsantrasyon FA sinyal	
ortalaması alınması (b) Yöntem 2: Her konsantrasyon için OPO	
taraması.	78
Şekil 4.4. Optimum hava şartlarında 165 ppbV NH_3 konsantrasyon seviyesinde	
ölçülen $2f$ spektrumu	79
Şekil 4.5. NH_3 konsantrasyonunun değişimine göre FA işaretin lineer cevabı	79
Şekil 4.6. (a) Fare beynine ait içsel FA görüntü (b) FAT uygulamasından	
sonra Fare beyninin açık kafatası fotoğrafı	80
Şekil 4.7. Fare beynindeki doku değişikliğinin FAT yoluyla görüntülenmesi	81
Şekil 4.8. 0-24 saat zaman aralığında doku nakli yapılan bölgede yeni damar	
oluşumun FA işarete bağlı olarak tespit edilmesi	82
Şekil 4.9. 5, 8, 11, 14 günlerinde tümörün ve aşırı damarlaşmanın durumu	83
Şekil 4.10. Frekansa göre oluşan FA işaret gerilimi	84
Şekil 4.11. Hacimsel silikon oranına bağlı termal difüzyon	85
Şekil 4.12. Eğri uydurma yöntemleriyle elde edilen gözeneklilikle değişen etkili	
termal yayınlılık	86
Şekil 4.13. Gözenekliliğe bağlı olarak termal olarak kalın gözenekli silikondan	
elde edilen FA işaretler	88
Şekil 4.14. Gözenekliliğe bağlı olarak termal olarak ince gözenekli silikondan	
elde edilen FA işaretler	90
Şekil 4.15. FA basıncının gözenekliliğe göre değişimi	92

1. GİRİŞ

Fotoakustik (FA) 1880'li yıllarda üzerinde çalışılmaya başlanmış bir konudur. Bu çalışmada temel FA teorem kendisine yer bulmaktadır. FA spektroskopi, mikroskopi ve FA oda terimleri anlatılacaktır. Daha sonra önemli sayıda çalışmaya konu olan FA uygulamalar anlatılmaya çalışılacaktır.

Öne çıkan uygulamalarda ele alınacak ilk konu gaz analizi konusudur. Çeşitli hacim ve konsantrasyonlardaki gazların FA analizi farklı uygulamalar üzerinde anlatılmaya çalışılacaktır. Konuda ilgili yöntemlerin ölçümlerine dair hassasiyet ve kesinlik önemli hal almaktadır. Ayrıca bu uygulamaların hangi alanlarda faydalı olduğu anlatılmaya çalışılacaktır.

Daha sonraki ele alınacak uygulama konusu ise biyomedikal uygulamalardır. Bu alanda ne kadar mesafe alındığı sorusunun yanında, tomografi, endoskopi vb. tıbbi tespit ve tanı alanlarındaki FA çalışma prensipleri anlatılacaktır. Ayrıca ilgili yöntemlerin işlevliliği ve mevcut yöntemlerle mukayesesine yer verilecektir. Uygulamaların ticari nitelik taşıyıp taşımadığı bu bölümden anlaşılacaktır.

İncelenecek son uygulama konusu ise yarıiletken karakterizasyonları hakkında olacaktır. İlgili maddelerin özellikleri FA karakterizasyon yöntemleriyle tespiti incelenecektir. Ayrıca ilgili sistemlerin çalışma prensipleri üzerinde durulacaktır. Çeşitli maddeler incelendikten sonra gözenekli silikonun gözenekliliğine bağlı olarak elde edilen FA cevabın değişimi detaylıca incelenecektir. Bu uygulamada değişen parametrelerin sonuç üzerinde nasıl bir etkiye sahip olduğu tezde ele alınacaktır.

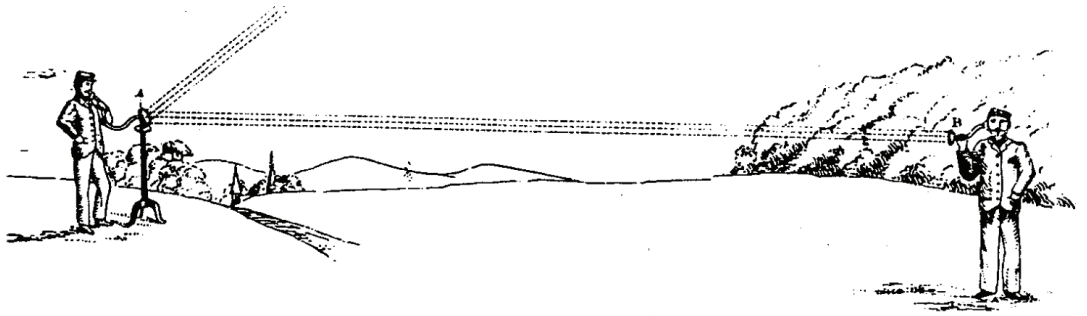
Bütün bu uygulamaların önemli sonuçları ayrıca ele alınmaktadır. Ancak konuya tarihsel gelişim ve gerekli temel bilgilerin verildiği bir bölümle başlamak gereklidir.

Temel olarak bu bölümü FA konusunun tarihsel gelişim, temel fotoakustik, modüle edilmiş ışık kaynağı, darbelendirilmiş ışık kaynağı, FA sistemin temel elemanları ve gerekli ekipman olarak toplam altı başlıkta toplayabiliriz:

1.1. Tarihsel Gelişim

FA etki, emilim ve bölgesel termal uyarıma bağlı olarak ışık ve akustik dalgalar arasındaki dönüşüm olarak tarif edilir. Örnek üzerine düşen seri darbeleri ışık, soğurular ve enerjisel olarak ısı şeklinde yayılır. Söz konusu ısı çevreleyen ortamdaki basınç değişimine bağlı olarak tespit edilen ses dalgalarına sebep olur. Mikrofon ve lazerin keşfiyle FA giderek artan alanda uygulanabilecek şekilde spektroskopik analizde kullanılabilir çok önemli bir yöntem olarak karşımıza çıkmaktadır.

FA ve etkileri ilk olarak Alexander Graham Bell tarafından keşfedilmiştir. Bell'in konuyla ilgili çalışması Kablosuz İletişim üzerinedir. Bu çalışmada, Bell "fotofon" olarak isimlendirilen icadında, ses modüleli ayna tarafından yansıtılmış güneş ışınlarıyla ses işaretlerini taşımaya başlamıştır. Işık tarafından aydınlatılan selenyum göze bağlantılı olan telefon ahizesinden elde edilen ses alınmıştır.

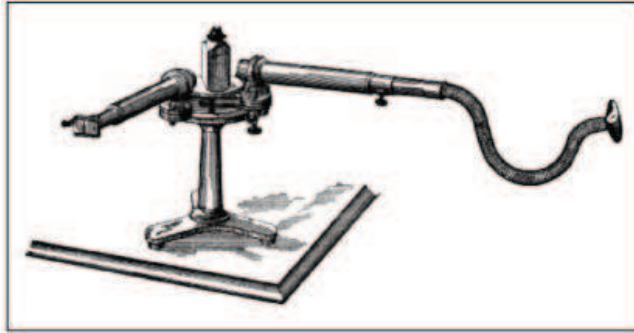


Şekil 1.1. Fotofon (Spike 2006)

Bell fotofon üzerine çalışmalarını yürütürken, kHz mertebesinde seri darbelerle gelen ışığın, katı örnekten ses üretebildiğini keşfetmiştir. Bu frekansta mekanik olarak, kesik güneş ışığı elde etmek için Bell dönen boşluklu bir teker yapısı kullanmıştır. Söz

konusu yapıya dayanarak yaptığı incelemelerde örnek tarafından soğurulduğu düşünülen ışıkla ilgili olarak, akustik sinyalin örneğin içyapısına bağlı olduğunu gözlemlemiştir.

Bell, daha sonraları FA etkiyi incelerken çeşitli uygulamalar yapmıştır. Bu uygulamalardan biride Spektrofon'dur. Bu cihazda spektroskopi amacıyla alışımlı spektroskoplarda kullanılan mercek yerine, kulaklık olarak nitelendirilebilecek bir duyma cihazı konulmuştur. Spektrofon, ışık uygulanan bir örneğin ses vasıtasıyla analizini yapabilmekteydi. Bell söz konusu sistemle çalışırken, spektroskopi alanında kulağın, sonuçların kesinliği bakımından göz ile mukayese edilemeyeceğini vurgulamıştır. Diğer taraftan, bu tespit gözle görülebilir spektrum için geçerlilik taşımaktadır. Çünkü spektrofon daha önce tespit edilemeyen, bir başka ifadeyle görülebilir spektrumun ötesinde spektroskopi imkânı sunmaktaydı (Spike 2006).



Şekil 1.2. Spektrofon (Spike 2006)

Ayrıca Bell'in başlangıç niteliğindeki çalışmaları sadece katı hal üzerineydi. Buna karşın, John Tyndall ve Wilhelm Roentgen benzeri deneyleri sıvı ve gaz haller üzerinde gerçekleştirmiştir. Tyndall, örnekten elde edilen sesin soğurulan ısıya, bir diğer ifadeyle uygulanan ışığın yoğunluğuna orantılı olduğunu keşfetmiştir.

Bell'in 1880'lerde başlattığı ve akademik çevreler arasında büyük ilgi uyandıran çalışmalar ve spektroskopi alanındaki uygulamalar sonraki yıllarda aynı heyecanı oluşturmamış, sonraki yarım asır boyunca FA ve uygulamaları, önemli bir inceleme konusu olmaktan çıkmıştır.

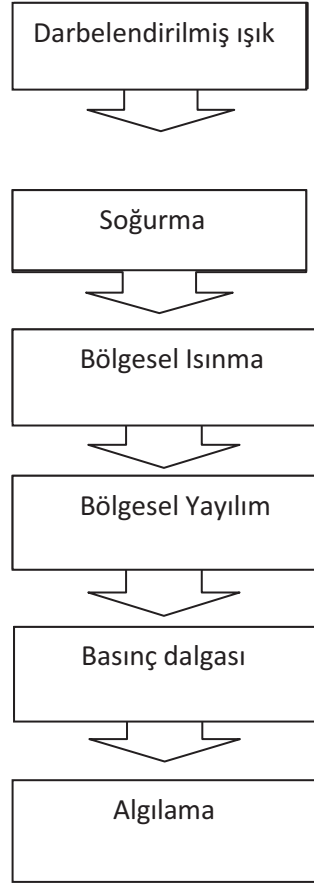
1938 yılında, M.L. Viengrov FA gaz analizi konusunu ele alarak FA konusunu bilimsel çevrelerin gündemine tekrar getirmiştir. Ayrıca, ilgili konu daha sonraki yıllarda FA etkiyle alakalı en yaygın uygulama olarak karşımıza çıkar. Bu konu hakkındaki çalışmada, N₂ gazı içerisinde %0.2 oranındaki CO₂ tespit edilebilmiştir.

1970'li yılların başında lazer teknolojisinin geliştirilmesiyle FA hakkında önemli araştırma ve uygulamalar yapıldı. Lazerler sonuç olarak elde edilen ses genliği ve hassasiyetini önemli derecede artıracak şekilde, istenilen frekansta yüksek ışık yoğunluğu sahip olduğu gözlemlendi. Bu gelişmelerden sonra, FA kendine daha geniş uygulama alanları bulmaya başladı. Yetmişli yıllarda, bir balon tarafından taşınan FA detektörün nitrik oksit çıkışına bağlı olarak ozon tabakasındaki incelmeyi gözlemlemesi fizik alanından bir örnek olarak verilebilir. Daha sonraki yıllardan günümüze kadar ise FA hakkındaki incelemeler bu çalışmada vurgulanmaya çalışılan alanlarda yoğunlaşmıştır.

1.2. Temel Fotoakustik

Bu bölümde, temel olarak genel FA konusu ve etkileri temel seviyede anlatılacaktır. Hem kısaca genel uygulamanın kısa bir özeti, hem de temel teorik bilgi bu bölümde gösterilmektedir.

FA etkinin genel uygulamasını sırasıyla şöyle anlatabiliriz. İlk olarak, uygulanan ışın örnek madde tarafından soğurulur. Daha sonra ise bileşen molekülleri termal olarak uyarılır. Bir sonraki adımda ise, darbelenmiş ışın yapısı sebebiyle oluşan, örnekten çevreleyen gaza doğru periyodik ısı akışı basınç dalgalarının oluşumuna sebebiyet verir. Son olarak söz konusu basınç dalgaları bir akustik sensör tarafından algılanır.

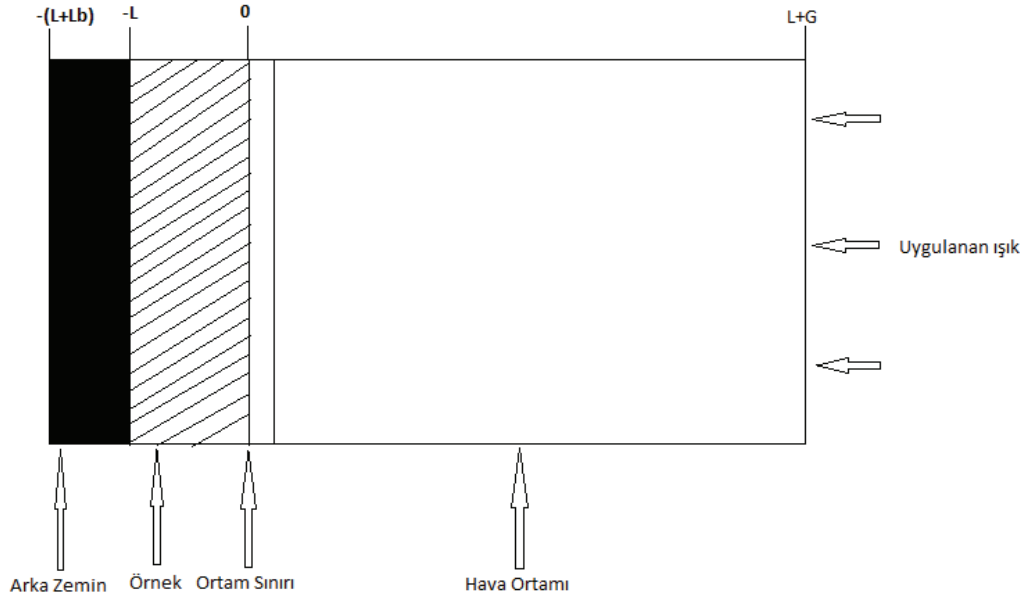


Şekil 1.3. Temel FA yöntem oluş sırası

Teorik olarak genel bilgiyi ise aşağıdaki gibi anlatabiliriz. İnceleme yapılan örneğin üzerine düşen huzmenin şiddeti I_0 olarak isimlendirilirse, huzmenin belli bir x uzunluğundaki şiddeti Lambert denkleminde göre,

$$I = I_0 e^{-\mu_a x} \quad (1.1)$$

olarak bulunur. Burada μ_a olarak gösterilen terim örneğin soğurma sabitini ifade etmektedir. Denkleminde (1.1) görülen belli bir katman kalınlığı sonucu ışık huzmesinin şiddetinin uzunluğuna ve soğurmaya bağlı biçimde üstel olarak azaldığıdır. Çünkü x yüzeyden derine doğru iken negatif olarak büyür.



Şekil 1.4. İçerisinde örneğin, havanın ve arka zemin materyalinin bulunduğu silindirik bir FA odanın yan kesiti

Buradan elde edilen sonuç sabit bir değeri teşkil eder. Ancak, bu şiddetin darbelendirme işlevi içinde belli bir frekansa tabi olduğu hatırlanırsa denklem aşağıdaki hali alır (Rosencwaig 1975).

$$I = \frac{1}{2} \mu_a I_0 e^{\mu_a x} [1 + \cos \omega t] \quad (1.2)$$

Gerek örnek, gerekse çevreleyen gaz aşağıdaki ısı-difüzyon denklemiyle örtüşür (Rosencwaig 1975).

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha} \frac{\partial T}{\partial x} - \frac{\mu_a \sigma_{rt} I_0}{2k} e^{\mu_a x} [1 + \cos \omega t], \quad -l \leq x \leq 0 \quad (1.3)$$

σ_{rt} İfadesi burada radyasyonsuz geçiş olasılığını temsil etmektedir. Söz konusu olasılık çoğu maddenin oda sıcaklığındaki değeri esas alınarak, $\sigma_{rt} = 1$ olarak farz edilir. Bununla beraber α ile gösterilen termal yayınlılık $\alpha = \frac{k}{\rho c}$ birim hacimdeki iletilen

ısının, yine birim hacimdeki depo edilen ısıya oranını k ile gösterilen termal iletkenlik birim zamanda belli kalınlığa sahip bir tabaka alanı için 1 Kelvin sıcaklık farkı oluşturmak amacıyla geçen ısı miktarını (W/K), ρ örneğin yoğunluğunu, c ise yine örneğin öz ısısını ifade etmektedir.

Diğer taraftan, arka zemin ve hava için ısı-difüzyon denklemleri ise aşağıdaki gibi verilmektedir.

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha_b} \frac{\partial T}{\partial t}, \quad -l - l_b \leq x \leq -l \quad (1.4)$$

$$\frac{\partial^2 T}{\partial x^2} = \frac{1}{\alpha_g} \frac{\partial T}{\partial t}, \quad 0 \leq x \leq l_g \quad (1.5)$$

Üstteki ilgili denklemlerin (1.3), (1.4) ve (1.5) karmaşık değerli sonuçlarının reel kısımları zaman ve konumun bir fonksiyonu olarak ortam ve örnek sıcaklığının ilgisini verir. Bu sonuçlara bakarak ortam sıcaklığı aşağıdaki şekilde yorumlanabilir (Rosencwaig 1975).

$$T(x, t) = Re[T(x, t)] + T_0 \quad (1.6)$$

Burada T_0 ortamın ilk sıcaklığı olarak açıklanmaktadır. Hatırlatılması gereken bir noktada ortam sınırlarının l_g ve $-l - l_b$ arasında olduğudur. Temel olarak sıcaklıkların artış ve azalışı yukarıdaki denklemlerle izah edilir. Negatif yöndeki $e^{\mu a x}$ teriminden dolayı örnekten uzaklaştıkça FA sinyal zayıflama eğilimine girmektedir. Bundan dolayı ilgili alıcı sensörün, sinyali en verimli haliyle algılayacak uzaklığa yerleştirilmesi gerekmektedir. Söz konusu uzaklığın termal difüzyon uzaklığı $\mu = \sqrt{\frac{2\alpha}{\omega}}$ olduğu tespit edilmiştir.

Lazer ve mikrofon yapılarının geliştirilmesiyle daha modern bir hal alan FA analiz yöntemleri Bell'in tekerlekli yapısıyla çok ayrışamamıştır. Temel olarak, FA sistemin

odada bulunan örneğe fiziksel olarak kesilmiş ya da darbelendirilmiş ışık gönderme mantığı değişmemiştir (Rosencwaig 1976).

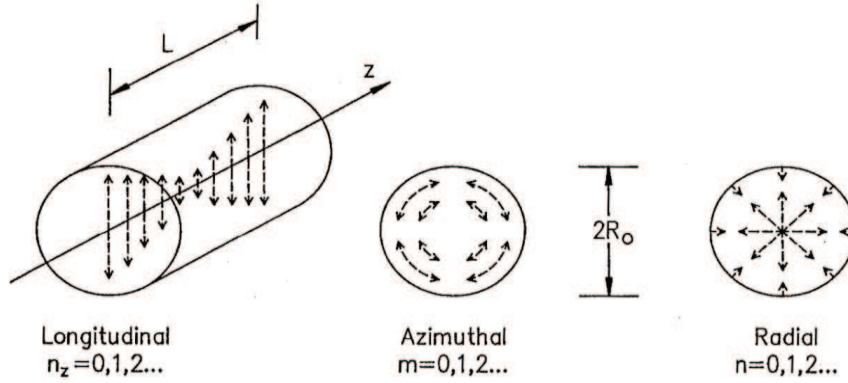
Kullanılan ışık yapısı mikrodalgadan x-ışınlarına kadar geniş bir yelpaze içinde bulunsa da, lazer ve xenon lambaların kullanılması genel tercih olarak öne çıkmaktadır. Diğer taraftan akustik sinyaller mikrofon ya da piezo sensörler tarafından algılanmaktadır. FA ölçümde hassasiyet önemlidir. Hassasiyeti sağlamak için ise FA odanın ortam dışı gürültülerden ve titreşimlerden etkili olarak yalıtılması gerekmektedir. Oda ve düzeneğin kendisinden kaynaklanan etkenlerinde minimize edilmesi sağlanmalıdır. Ayrıca bu etkenler incelemeci tarafından dikkate alınmalıdır.

FA oda yapılarında ise akustik rezonans konusundaki avantajları nedeniyle silindirik veya küresel simetri yapıları öne çıkmaktadır. Mevcut sinyal FA odaya ait rezonans frekansı ile uygulanan lazer tarafından şekillenir. Söz konusu rezonans ses sinyalini yükseltip algılanacak bir seviyeye çıkarmakta yardımcı olur.

Modern FA araştırmalarda akustik rezonans önemli bir yer tutmaktadır ve matematiksel modelleme gerekir. Mükemmel yalıtılmış silindir yapı ve kayıpsız gaz durumunu temel olarak ideal olarak oluşturulmuş, L uzunluğuna ve R_0 çapına sahip silindir yapıya ait rezonans frekansının matematiksel ifadesi aşağıdaki gibidir (Spike 2006).

$$f_{nmn_z} = \frac{c}{2} \left[\left(\frac{\alpha_{mn}}{R_0} \right)^2 + \left(\frac{n_z}{L} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (1.7)$$

İlgili n, m, n_z 5terimleri sırasıyla çapsal, azimuthal ve uzunluk modlarını göstermektedir. α_{mn} İse Bessel fonksiyonundan elde edilmektedir (Spike 2006).



Şekil 1.5. L uzunluğu ve R_0 çapına sahip silindirin rezonans biçimleri (Hess and Miklos 2006)

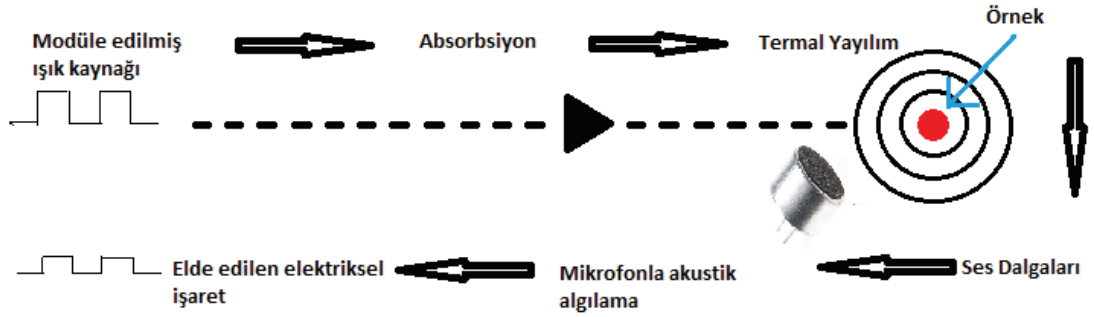
Rezonans kalitesinin bir ölçütü olarak, Q faktörü bir akustik sinyalin ne kadar yükseltildiğini gösterir. Azami olarak söz konusu yükseltme katsayıları silindirik oda yapısı için yaklaşık 1000, küresel oda yapısı için yaklaşık 10000 olarak belirlenmiştir (Spike 2006).

Rezonans biçimlerinin gelişmiş bilgisayar tabanlı kontrol sistemleriyle ayarlanabilmesi, FA yöntemleri, inceleme yapılması istenen gazların termofiziksel ve kinetik özelliklerinin tespiti konusunda güvenilir kılabilir. Diğer taraftan, çok önemli miktarda gaz konsantrasyonlarını tahlil edebilmesinden ötürü FA yöntem hava kirliliğini tespit ve gaz analizi konularında önemli hale gelmektedir. Geleneksel gaz analiz yöntemlerine kıyasla FA yöntem yüksek derecede hassasiyet sağlarken, taşınabilir derecede az yer kaplar. Ayrıca düşük maliyetli ekipmanların geliştirilmesi artık bu yöntemin geniş bir uygulama alanına sahip olmasını sağlamaktadır. Gelecekte de ekipman maliyetlerinin düşmesiyle birlikte FA yöntemin uygulama alanının genişleyip araştırma alanından sanayi alanına kayacağı varsayılmaktadır.

1.3. Modüle Edilmiş Işık Kaynağı

Modüle edilmiş ışık kaynakları FA bünyesinde özellikle gaz analizi amacıyla kullanılır. Gaz hal için soğurma yapan temel yapı molekül yapısıdır. Yukarıda kısaca bahsedildiği

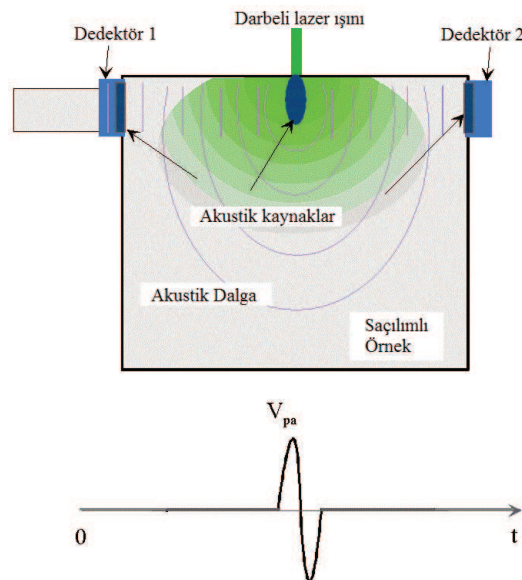
üzere, hassasiyet rezonans yükseltilmesi yoluyla artırılabilir. Bu sistemdeki avantaj faz kilitlemeli tespit sisteminin düşük seviyeli gürültü alışına sahip olmasıdır.



Şekil 1.6. Modüle edilmiş ışık kaynağıyla FA yöntem (Atasoy 2005)

1.4. Darbeli Işık Kaynağı

Darbeli ışık kaynakları ise katı ve sıvı analizleri için kullanılır. Homojen olmayan sıvı, jel ve katı yapılarda ses hızıyla orantılı olarak sinyalin zamana bağlı olarak durumu soğurma yapılan derinliğin tespiti açısından önemlidir. Basınç sensörleri tarafından taranan örnek materyalin yanal dağılım görüntüsü elde edilir. Bu yöntem tomografik taramalar için kullanılır (Atasoy 2005).



Şekil 1.7. Darbeli ışık kaynağıyla FA yöntem (Anonim1 2010)

1.5. Gerekli Ekipman

FA inceleme teknikleri sayesinde çeşitli nitelik ve haldeki maddeler incelenebilmektedir. Temel FA mantığı içerisinde inceleme için gerekli olan ekipman çeşitlilik arz etmektedir. Bu çeşitlilik ve gerekli teknik ekipman inceleme altındaki madde ve ortam şartlarına göre değişebilmektedir. Ayrıca zamanla beraber incelemelerin yoğunlaşarak daha fazla veri toplanması ve teknolojinin ilerlemesiyle beraber ihtiyaç olan ekipmanda değişim sözkonusu olmuştur (Spike 2006).

İlk FA uygulamalarında darbeli ışık elde etmek için çeşitli şekillerde kullanılan delikli tekerlek yapısı kullanılmaktaydı. Bu sistem halen çeşitli FA uygulamalarında kendine yer bulmaktadır.

Daha sonraki uygulamalarda ise inceleme altındaki maddelerin fiziksel ve kimyasal özelliklerini ortaya çıkarmaya daha uygun yüksek frekanslar ve çıkış güçlerine sahip darbeli lazerler ve led diyotlar kullanılmıştır. Akustik dönüştürücü konusunda benzer durumdadır. İlk FA uygulamalarında normal ve elektret mikrofonlar kullanılmıştır. Bu sistemler uygulamalarda artık daha az kullanılmaktadır. Basınca duyarlı piezoelektrik dönüştürücüler günümüzde bu konuda daha fazla yer bulmaktadır (Atasoy 2005).

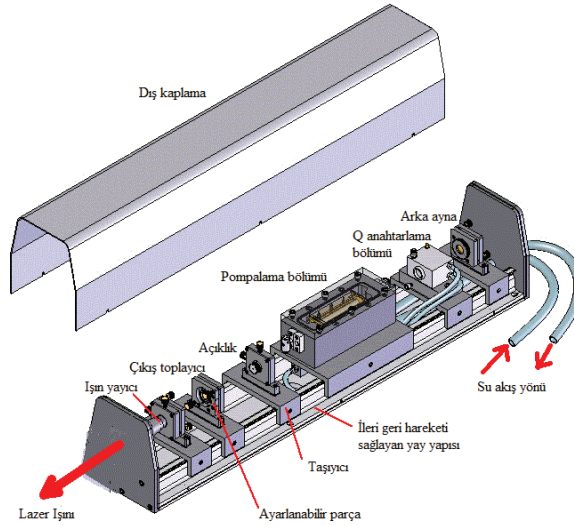
Gerekli veri elde ve kayıt sistemlerinin temel mantığında ise elde edilen işaretin dijital osiloskopta görüntülenip bilgisayar ortamında ayrıntılarıyla kayıt edilip yorumlanması bulunmaktadır. Aşağıda genel olarak kullanılmakta olan FA sistemlerdeki gerekli ekipman hakkında daha detaylı bilgi verilmektedir.

1.5.1. Işık kaynakları

Işık kaynakları olarak LED ve güçlü lamba çeşitleri kullanılmakta fakat lazer yapıları daha çok öne çıkmaktadır. İlgili lazer türlerini sırayla şöyle açıklarız.

1.5.1.a. Nd-YAG lazerler

Neodyum katkılı Yitriyum-Aluminyum-Garnet ortama sahip bir katı hal lazeridir. Flaş lambası veya diyotlar ile uyarılır. Lazer ışığının dalga boyu $1.06\mu\text{m}$ (kızılaltı bölge) ve oluşan demet optik fiber kullanılarak istenilen noktaya taşınır. DC ark lambaları ile uyarılan Nd-YAG lazerler, 5kW'a kadar güce sahip sürekli dalga boylu lazer ışığı üretebilir. Flaş lambaları ile uyarılan atımlı Nd-YAG lazerleri, ortalama gücü yaklaşık 6009 W olan ve atım süresi 1ms ile 50 ms arasında değişen lazer atımları üretebilir (Şekil 1.8). Kullanım alanındaki avantajı, lazer ışığının optik fiber yoluyla çalışılacak parça üzerine taşınabilmesidir. Bu özellik kullanımı kolaylaştırır ve demet anahtarlaması, bölüştürülmesi ve şekillendirilmesi için olasılıkları oluşturur. FA uygulamaların dışında Nd-YAG lazerler, sanayide metalleri özellikle de yansıtıcı metalleri kesme, delme işlemlerinde tercih edilir. Ayrıca seramik gibi metal olmayan materyalleri işlemede kullanılır.



Şekil 1.8. Nd-YAG lazerin iç yapısı (Anonim2 2010)

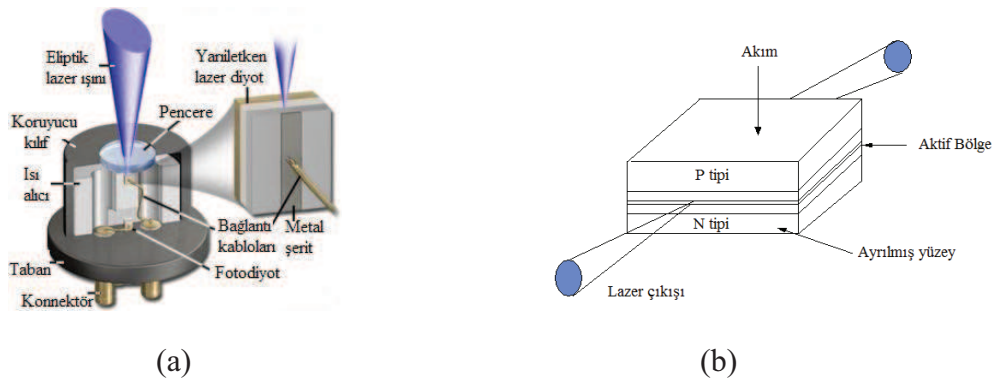
1.5.1.b. CO₂ lazerler

CO₂ lazeri, kızıl-altı bölgede, aktif ortamı karbon dioksit olan lazerlerdir. Dalga boyu $10,6\mu\text{m}$ olan CO₂ lazeri 40kW'a kadar güce sahip olabilir. Rezonatör içinde yüksek

gerilim ile uyarılan gaz sonucu oluşan demet, bir noktaya aynalar veya mercekler ile taşınır. İşlemedeki başarı gazın saflığına bağlıdır. FA uygulamaların haricinde, özellikle endüstride özellikle 2-12 kW'a kadar güç gerektiren uygulamalarda kullanılır. CO₂ lazeri birçok metal, plastik, ağaç, kuvars, seramik ve cam işlemede tercih edilmektedir

1.5.1.c. Diyot lazerler

Yarı iletken lazerlerdir ve p-n ekleminden elektrik akımı geçirilmesi ile elde edilen bir aktif ortama sahiptir. Yarıiletken diyotlar önemli elektronik parçalardır. Uygulamaya göre seçilebilen değişik güç ve dalga boyunda bulunan yarı iletken diyotlar, telekomünikasyonda kolay monte edilebilir olması ve fiber optik iletişim ile kolaylıkla etkileşebilen ışık kaynakları olduğundan dolayı tercih edilirler. Rangefinder gibi ölçü aletlerinde, Barkot okuyucularda kullanılırlar. Ayrıca görülebilir lazerler özellikle kırmızı ve yeşil lazer pointer olarak kullanım alanına sahiptirler. Yüksek hız ve düşük maliyet nedeniyle hem FA uygulamalarda hem de diğer endüstriyel uygulamalarda tercih edilirler.



Şekil 1.9. Diyot lazerin (a) temel ve (b) daha detaylı yapıları (Anonim3 2010 ve Çakmak 2006)

1.5.2. Akustik dönüştürücüler

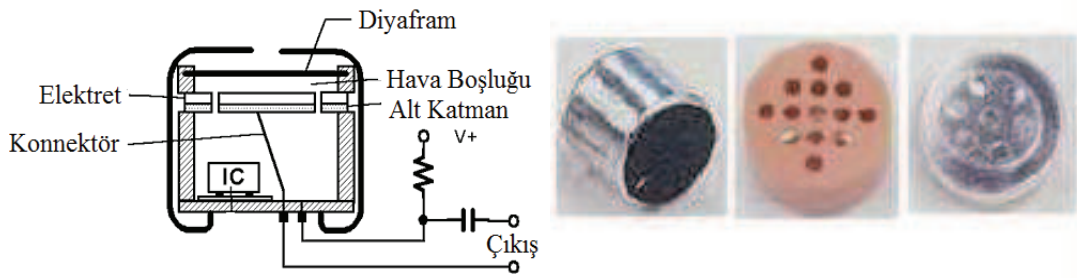
FA uygulamalarda istenilen sonuç olarak ortaya çıkan inceleme altındaki maddelerdeki titreşim veya çevreleyen gazdaki basınç dalgasını tespit etmek amacıyla akustik

dönüştürücüler kullanılmaktadır. Uygulamalarda sözkonusu dönüştürücüler uygulanan maddelere, çevreleyen gaz ortamına ve ışık kaynağında uygulanan frekansa göre seçilmektedir.

Ayrıca kullanılacak akustik dönüştürücünün çevresel gürültüden minimum şekilde etkilenmesi ve elde edilen işaretin hassas ve kararlı halde bir sonraki birime iletmesi uygulamalarda önem verilen bir husus olarak karşımıza çıkmaktadır. Günümüzde FA uygulamalarında genel olarak kullanılmakta olan iki çeşit akustik dönüştürücü mevcuttur.

1.5.2.a. Elektret Mikrofon

Daha çok FA araştırmaların ilk döneminde ve temel nitelik oluşturan uygulamalarda kullanılmış olup, bu alanda günümüzde piezoelektrik alıcılar kadar yaygın değildir. Halka biçiminde ve ince bir yapıya sahip olan yarıiletken yapının iki yüzü, üretim esnasında (-) ve (+) yüklerle yüklenir. Söz konusu elektrik yükü yıllarca sabit bir değerde kalır. Diyafram elektret kapsüle bağlanmıştır. Diyaframın hareketi elektretin hareketini sağlar. Elektret hareketi ise kapsülün molekül yapısındaki değişmeyi tetikleyerek, elektrotlar arasında bir gerilim oluşturur. Yüksek ve alçak frekans değerlerinde kullanılabilmeleri, DC beslemeye ihtiyaç duymamaları, yüksek hassasiyete sahip olmaları, kullanımı kolaylaştıran küçük boyutları ve yüksek direnç değerlerine sahip olmaları elektret mikrofonlarını öne çıkaran özelliklerdir (Anonim4 2003).

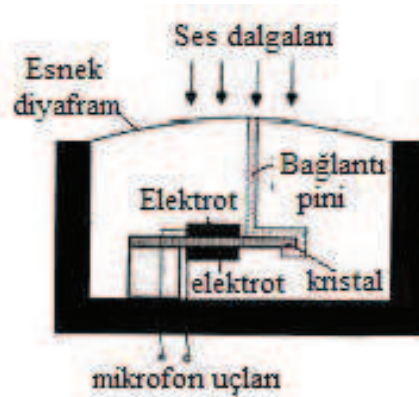


Şekil 1.10. Elektret Mikrofon yapısı ve bazı örnekleri (Anonim4 2003)

1.5.2.b. Piezoelektrik Mikrofon

Herhangi bir kristale uygulanan kuvvet, kristal örgünün şeklini değiştirir. Kuartz gibi belli kristallerde içteki iyonik yükler simetrisiz bir dağılımda yerleştirilmişlerdir ve şeklin değişmesi bir yüzey yükü oluşumuna götürür. İşte bu piezoelektrik etkidir. Bu etkiyle çalışan mikrofon yapısına piezoelektrik kristalli mikrofon denmektedir. Söz konusu etkide Quartz (quartz), roşel (rochelle) tuzu, baryum, turmalin gibi kristaller kullanılır. Bu kristallere basınç uygulandığında üzerlerinde elektrik akımı oluşur. Bu akım, basıncın kuvvetine ve frekansına göre değişir. Aşağıdaki şekilde görüldüğü üzere kristalli mikrofonlarda, kristal çok ince iki metal elektrot arasına yerleştirilmiş ve bir mini çubuk yapıyla diyaframa bağlanmıştır. Ses titreşimleri diyaframı titreştirmesiyle beraber kristal de titreşmektedir.

Kristaldeki titreşim ise sinyallerin oluşmasını sağlamaktadır. Bu sinyaller düşük seviyeye sahip olduğundan dolayı mikrofon yapısı içinde bir ön-yükseltici yapısına ihtiyaç duyulur. FA uygulamalarda kullanılmasının önemli bir nedeni de geri alınan sinyalin düşük olmasıdır. Ayrıca hassas ve kırılğan yapısı da bu mikrofonu ticari uygulamalardan ziyade bilimsel deneylerde tercih edilir hale getirir. Buna karşın kaliteleri ve hassasiyetleri yüksek seviyede olması FA alanında kullanımını öne çıkaran bir diğer nedendir.



Şekil 1.11. Piezoelektrik Mikrofon yapısı (Anonim4 2003)

1.5.3. Veri Elde Sistemi

İşaretlerin elde edilmesi ve görünür hale gelmesi amacıyla bazı uygulamalarda yükseltici devre ve sistemler kullanılmaktadır. Ayrıca ışık kaynağının, akustik dönüştürücü tarafından alınan işaretlerin elde edilen işaretle senkron halde olmasını sağlamak amacıyla bir çok uygulamada faz kilitlemeli döngüler kullanılmaktadır. FA etkide alınan sinyalin görüntülenmesi amacıyla osiloskop kullanılır. Osiloskopta görebileceğimiz sinyaller analiz ve kayıt amacıyla bilgisayar ortamına aktarılmaktadır.

2. KURAMSAL TEMELLER

Bu bölümde temel FA teknikler gösterilecektir.

2.1. FA Mikroskopi

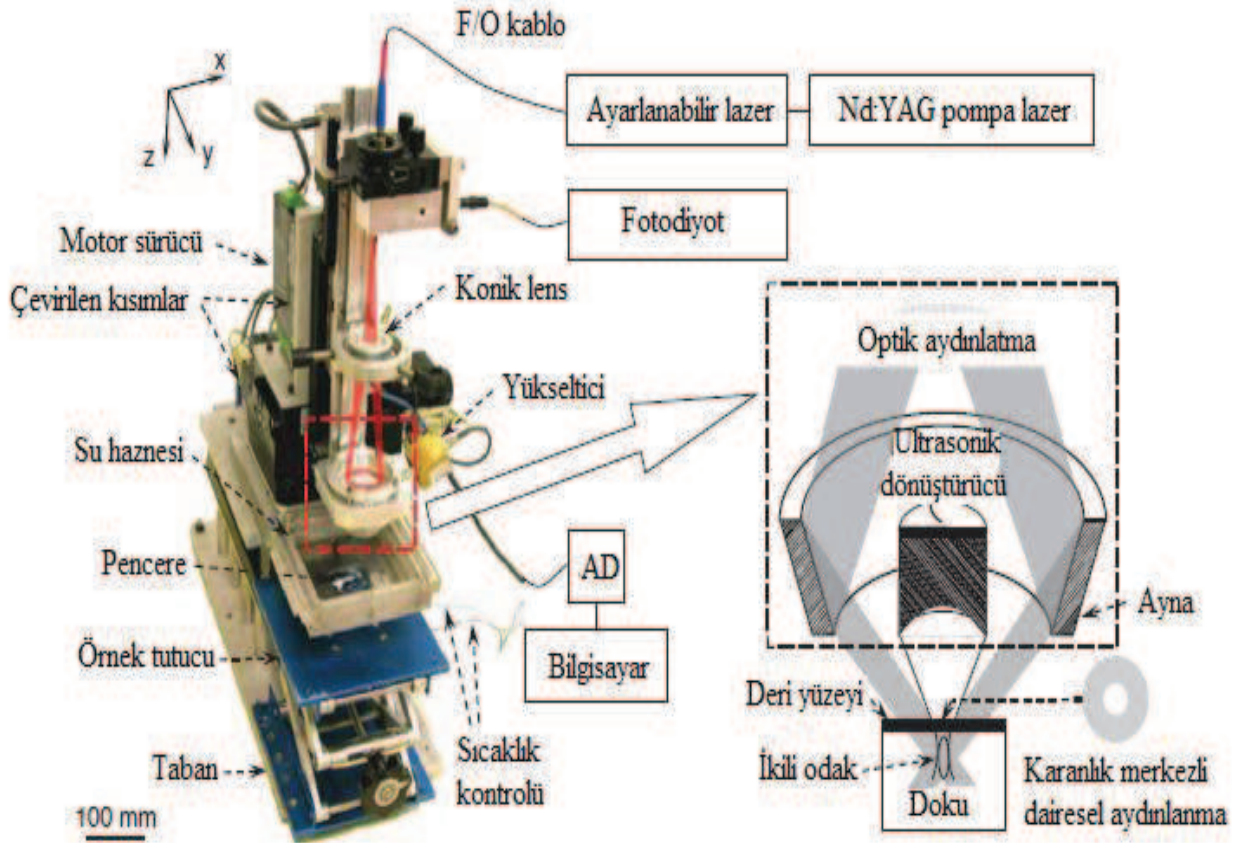
FA Mikroskopi (FAM) FA etki vasıtasıyla, ultrasonik olarak soğurulan fotonları tespit eden hibrit bir yöntemdir (Sun and Diebold 1992). Yüksek kararlılığa sahip görüntü modellemesine sahip olup hemoglobin, melanin vb. maddeleri görüntülemeye kullanılır (Shelton and Applegate 2010). Daha sonra çeşitli kısımlarda görüleceği üzere çeşitli uygulama alanlarında kullanılmaktadır. Bundan dolayı FAM katı hal üzerine yapılan çalışmalarda hızla gelişmekte olduğunu göstermiştir (Burbelo *et al.* 1995).

Elde edilen FA dalgaların genliği uygulamaya tabi olan bölgenin optik enerji kazanımı ve optik soğurma miktarıyla orantılıdır. Yine hatırlanacağı üzere söz konusu soğurma maddenin optik soğurma katsayısı ve konsantrasyonu ile ilgili olmaktadır (Zhang *et al* 2006). İşte bu soğurmaya uğrayan maddenin yüzeyi ve yapısına yüksek enerji ile FA etki uygulanırsa, materyal çeşitli tahribatlara uğrayabilir. Bir diğer ifadeyle materyale uygulanan FA sinyalin şiddetini artırmak, önemli miktarda sıcaklık artışına sebep olup, örneğin yüzeyini tahrip edebilme riskini taşır (Petts and Wickramasinghe 1980).

Bu soruna cevap olarak FAM görülmektedir. FAM arzu edilen derinlikteki düzensizlik ve kusurları görüntüleyebilen ve tahribat yapmadan opak maddeler için etkili bir görüntü yöntemi olarak tarif edilmektedir (Busse 1980; Rosencwaig 1982). Daha önceki önemli çalışmalar da FAM yapısının materyallerin altyapılarında tahrip edici olmadığını gösteren sonuçları ortaya çıkarmıştır (Wei *et al.* 1980).

2.1.1. FAM çalışma prensibi

Daha önceki sistemlerde elektro-optik modülatör tarafından modüle edilen sürekli dalga lazer mevcutken, daha yakın zamanlı çalışmalarda Argon lazeri (Hoshimiya and Miyamoto 2004) ve Nd: YAG lazeri gibi lazerler kullanılmaya başlanmıştır. İncelenen örneğin üzerine düşürülen ışını odaklamaya ihtiyaç duyulur. FA oda içinde yüzeydeki sıcaklığın değişikliğinin meydana getirdiği değişimi tespit etmek için yüksek hassasiyete sahip mikrofön, kızıl-ötesi detektör ya da son zamanlarda fazlaca kullanılan piezoelektrik dönüştürücülerdir (Veith 1982). Elde edilen sinyal motor vasıtasıyla yapılan taramayla senkronize şekilde örneklenip daha sonra yükseltilip görüntülenir. Şekil 2.1’de genel FAM ve çalışma prensipleri verilmektedir.



Şekil 2.1. FAM çalışma prensibi (Zhang *et al.* 2006)

2.1.2. Matematiksel modelleme

Daha önceki genel FA modellemenin temelinde olduğu gibi bu konuda yine yüzeydeki sıcaklık değişikliğinin elde edilecek FA sinyalle ilgisi bulunmaktadır. Bir diğer ifadeyle sıcaklık dağılımıyla ilgilenilecektir. Söz konusu matematiksel modellemede başlangıç noktası lineer iletim denklemi olarak belirlenmiştir (Petts and Wickramasinghe 1980).

$$\nabla^2 \theta = -\frac{1}{\gamma} \frac{\partial \theta}{\partial t} + \frac{S}{K} = -\frac{\theta_0 \beta_\tau}{K} \frac{\partial P}{\partial t} \quad (2.1)$$

Yukarıdaki formülde (2.1) terimler sırasıyla: θ sıcaklığı, α termal yayınlırlığı ($\alpha = \frac{K}{\rho C}$), K termal iletkenliği, ρ yoğunluğu, C öz ısıyı, θ_0 ortam sıcaklığını, β_τ hacimsel yayılım katsayısını, S değişken kaynak terimini, P ise basıncı ifade etmektedir. Sağdaki bağıntı ihmal edilmektedir (Petts and Wickramasinghe 1980). Bu durumda:

$$\nabla^2 \theta - \frac{1}{\alpha} \frac{\partial \theta}{\partial t} = -\frac{S}{K} \quad (2.2)$$

S terimi aşağıdaki gibi açılır:

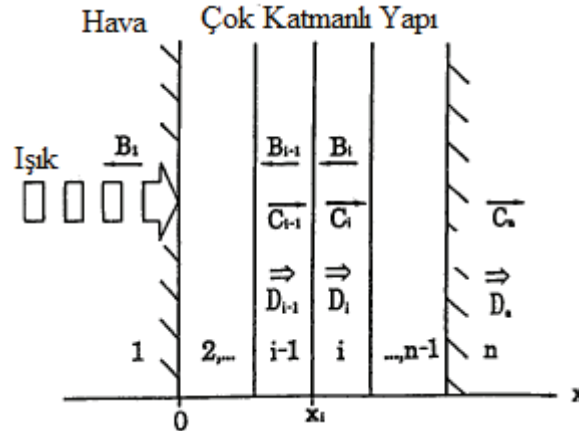
$$S = \{1 - R\} B I_0 \delta(r, \varphi, z) \omega(t) \quad (2.3)$$

Bu formülizasyondaki terimler ise sırasıyla: R yansımaya katsayısını, μ_a soğurma katsayısını, I_0 ışımının yoğunluğunu, δ uzaysal değişken terimi, ω ise zamansal değişken terimi ifade etmektedir. Yukarıdaki denklem üç boyuta sahip olup, hesaplama olarak fazla pratik bulunmamaktadır. Eksensel simetrisinin olduğu varsayılp denklem iki boyutlu hale getirilmiştir. Bu durumda:

$$\delta(r, z) = e^{-\left(\frac{r}{w_0}\right)^2} e^{-\mu_a z} \quad (2.4)$$

$$\omega(t) = 0 \quad 0 < t < t_0, \quad 1 \quad t_0 < t < t_{end}, \quad 0 \quad t_{end} < t < \infty \quad (2.5)$$

olarak belirtilmiştir. Üç boyutlu opak materyallerin yapılarını analiz etmek amacıyla termal dalga mikroskopisi vasıtasıyla materyallerin alt yüzeyini görüntülemek konusu üzerine birçok ilginç çalışma mevcuttur (Rosencwaig 1982; Opsal and Rosencwaig 1986; Busse 1988). Ancak katmanlı yapılarda FAM yönteminin daha etkili olduğu ortaya çıkmaktadır (Chen and Zhang 1987). Şekil 2.2’de görüldüğü gibi n tane katmanı olan bir örneğin olduğunu varsayalım.

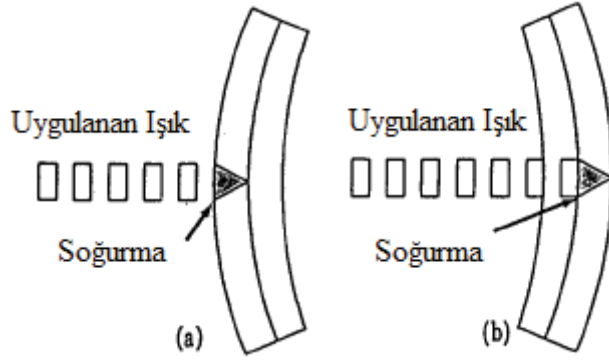


Şekil 2.2. Teorik analizde kullanılan katmanlı yapı (Nagata *et al.* 1990)

FA her katmanda optik ve termal olarak yansımaya yapmaktadır. Görülmekte olan B ve C sabitleri termal dalganın ileri ve geri akışının durumunu tayin ederek, termal özelliği oluşturur. Diğer taraftan D sabiti ise soğurulan ışığın sonucuyla oluşan sıcaklık değişimini ifade eder (Wetsel 1986). FA sinyalin anlık sıcaklıkla $M_t(f)$ bağlantılı olduğu aşağıdaki denklemde varsayılmıştır (Nagata *et al.* 1990).

$$M_t(f) = \int_{-h}^{+h} T(x', f) x' dx \quad (2.6)$$

Yukarıdaki formülde $T(x', f)$ f frekansında sıcaklık dağılımını, integralin sınırları olan $2h$ ise örnek materyalin kalınlığını ifade etmektedir. Şekil 2.3 görülen eğilme osilasyonunun sebep olduğu sıcaklık dağılımındaki değişimi ifade eder.



Şekil 2.3. Eğilme durumları:

* Uygulanan ışın soğurulması (a) ileri yön, (b) geri yön (Nagata *et al.* 1990)

Termal yayılım denklemini kullanılarak i katmanındaki sıcaklık dağılımını bulabiliriz.

$$T_i(x) = e^{j\omega t} [B_i e^{\mu_i(x-x_i)} + C_i e^{-\mu_i(x-x_i)} + D_i e^{-a_i(x-x_i)}] \quad (2.7)$$

Burada $\mu_i = (1 + j)/\lambda_i$ olarak gösterilmektedir. λ_i termak difuziviteyi, a_i optik soğurma katsayısını, D_i sıcaklık değişimini B_i ve C_i ise ileri ve geri yönde termal dalga akış şiddetini ifade eder. B_i , C_i ve D_i sıcaklık ve ısı akışıyla ilgili Nagata'nın yaptığı çalışmaların sonucu elde edilmiştir (Nagata *et al.* 1991).

Ayrıca FAM yönteminin uygulandığı bir alanda tıp dalıdır. Dokuyu tahrip etmeyen görüntüleme modeli ile gelecek vadede bir doku yapıları ve fonksiyonlarını görüntüleme aracı olarak görülüp, bir diğer ifadeyle lazer indüklenmiş ultrason tabiriyle yorumlanmaktadır (Xu *et al.* 1980). Herhangi bir optik saçılıma uğramadan, aksine yüksek optik soğurma vasıtasıyla kan damarları gibi görünür spektral bölge içinde yer alan yapılar ultrason netliği ile görüntülenir (Li *et al.* 2006). Son zamanlarda yapılan çalışmalarda, karanlık alan aydınlatma yani görüntülenen materyal harici alan siyah renkte görüntülenecek şekilde geriye doğru akış yönünde, tek odaklı FAM sistemi başarılı şekilde derideki mikro damar yapılarını görüntüleyebilmiştir (Maslov *et al.* 2006). Yanal kararlılık odak noktasında $45 \mu\text{m}$ değerine, daha yüksek eksensel kararlılık değeri ise $15 \mu\text{m}$ değerine ulaşmış 3 mm derinliğinde görüntü alınabilmiştir.

FAM yapısının kanser araştırmaları ve dermatoloji uygulamalarında kullanılabileceği ve önemli bir potansiyele sahip olduğu bu bilgiler vasıtasıyla görülebilir.

Sonuç olarak FAM tekniği balistik veya foton tekniğine dayanmadığından dolayı derinliğe nüfuz edip yüksek optik soğurma netliğine sahip olmaktadır. Aynı zamanda düşük oranda saçılma sayesinde yüksek ultrasonik kararlılığa sahiptir. Bu sayede kan damarları gibi kısımlar FAM yöntemiyle açıkça görüntülenebilmektedir.

2.2. FA Spektroskopisi

Spektroskopisi soğurulan ve salınan parçacıklar, ışık ve ses vasıtasıyla maddenin özelliklerinin belirlenmesidir. Kimya veya fizik laboratuvarlarında materyallerin spektrumlarını ölçmek amacıyla her zaman daha ekonomik ancak verimli sonuçlara ulaştırabilecek spektroskopik cihazlara ihtiyaç duyulmuştur. Konuyla ilgili olarak, lisans düzeyindeki bir kimya laboratuvarında çoğu öğrenci alışıl gelmiş soğurma ve ışınım spektroskopisi temelli deneyler yapmak zorundadırlar (Kuthirummal 2009). Foton spektroskopisi maddenin fotonlarla etkileşimini, yüksek düzeyli x-ışınlarından çok düşük düzeyli uzak kızıl ötesi fotonlara kadar tüm alanı inceleyerek madde hakkında önemli bilgiler edinmeyi temel alır.

1 KeV seviyesinin altındaki fotonlar için genel olarak iki çeşit spektroskopisi mevcuttur. İlki inceleme altındaki maddeye uygulanan foton dalga boyunun fonksiyonu olarak maddeye gönderilen ışık miktarını ölçen geçirme ya da soğurma spektroskopisidir. Diğerisi ise ilgili materyalin yüzeyinden yansıyan ışığın ölçüldüğu, yansıma spektroskopisidir (Rosencwaig 1988). Ancak söz konusu yöntemler, toz, amorf, jel gibi çeşitli organik ve inorganik maddeleri fiziksel durumları sebebiyle inceleyemeyebilir. Materyallerdeki difüzyon ve ilgili zayıflama problemlerinden ötürü bu yöntemler kullanılmakta tercih edilemeyebilir. Bu durumları da göz önüne alarak FA Spektroskopisi adındaki yeni teknik geliştirilmiştir. Daha önce bahsedildiği üzere, FA etki 1880 yılında Alexander Graham Bell tarafından keşfedilmiştir (Bell 1880). Rosencwaig, Gerscho ve

Kreuzer yaptığı çalışmaların sonucunda 1970'li yıllarda konu hakkında önemli ilerlemeler sağlanmıştır (Spike 2006).

FAS tekniği genel olarak orta ve yakın kızıl ötesi dalga boylarında olup, görülebilir ve ultraviyole bölgelerde daha az uygulama alanı bulur. FAS gazlar ve yoğunlaştırılmış haller için tanımlama, karakterizasyon ve sınıflandırma amacıyla kullanılır (Wen and Michaelian 2010). Artık geliştirilen FAS yöntemi katı, sıvı ve gaz halleri için çok kullanışlı bir spektroskopik yöntem olarak ortaya çıkmaktadır (Rosencwaig 1975, 1980).

FA etkinin önemli bir belirleyiciliği, f modülasyon frekansının FA sinyal şiddetiyle olan bağlantısıdır. İlk bölümde anlattığımız Rosencwaig ve Gerscho (RG) temelli matematiksel formülasyonları hatırlayacak olursak, aşağıdaki şekildeki iyi bilinen durumları göz önüne getirmemiz gerekir. Bu şekilde termal difüzyon uzunluğu $\mu_s = (\alpha/\pi f)^{1/2}$ olup α daha önce açıklaması yapılmış olan termal difüzyon hızı, μ_β optik soğurma uzunluğu, l örneğin kalınlığını ifade eder. Eğer örnek termal olarak ince ise ($\mu_s > l$) RG teorisinde terim f^{-1} terimine sahip olurken, ($\mu_s < l$) durumu için şartlı iki durum mevcuttur. İlk durum ($\mu_s > \mu_\beta$) için f^{-1} terimi söz konusuysen, ikinci durum ($\mu_s < \mu_\beta$) için $f^{-3/2}$ terimi geçerli olmaktadır. Bu son durum katı halde genel olarak karşılaşılan bir durumdur. Sırasıyla Spektroskopi çeşitlerini şöyle sıralayabiliriz (Michaelian and Wen 2010).

2.2.1. FA gaz spektroskopisi

FA etki gazlarda 1880'li yıllardan beri gaz analizi amacıyla kullanılmaktadır. Mikrofonların kullanıldığı ticari gaz spektroskopilerinde bu çerçeveye içine alınabilir. Bu teknik hava kirliliğini görüntülemek ve atmosferik kimyasal reaksiyonları incelemek amacıyla kullanılabilir. Şekil 2.4 gazlar için gerekli temel FAS kurulumunu göstermektedir. Söz konusu kurulum temel FA etki ve prensipleri içerisindedir. Gaz yapısı gelen ışına tabi tutulduğu zaman oluşan moleküller arası çarpışma gaz moleküllerindeki enerji dönüşümüne bir diğer ifadeyle ısınmaya sebep olur (Ball 2006).

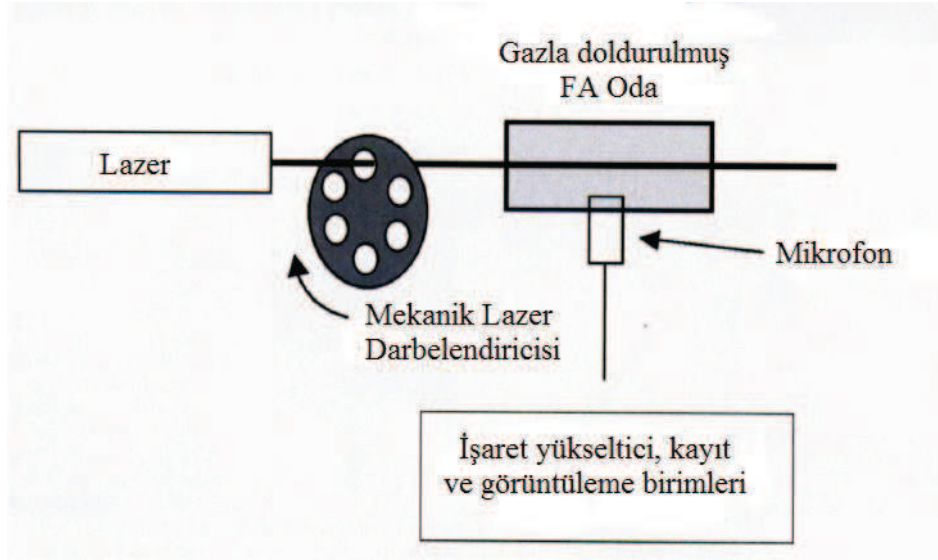
Gaz kanunlarına göre sabit hacimdeki gazlarda ısınmanın sonucu olarak basınçta artış meydana gelir. FAS yöntemi içinde ışın modülasyona sahip olup, frekans binlerce hertz mertebesine çıkarılıp indirilebiliyorsa, bunun sonucu oluşan basınç aynı oranda artırılıp azaltılabilmektedir. Diğer taraftan uygulanan ışının dalga boyunu değiştirmenin sonucunda soğurulan ışık miktarı değişmektedir. Bu değişimin sonucunda ise ortaya çıkan sesin miktarı ve dalga boyunda değişim olmaktadır.

FAS yönteminin gazlardaki en önemli avantajlarından biri uygulanan lazerlerin sonunda milyarda veya trilyonda bir konsantrasyon hacimlerini tespit edebilecek hassasiyete sahip olmasıdır. Bu özelliği FAS yöntemini atmosferdeki çeşitli moleküller veya egzoz gazlarının tespitinde kullanışlı hale getirmektedir. Temel dikkat edilmesi gereken noktalardan birisi, dar bant genişliğine sahip olan lazerin inceleme altındaki materyal tarafından soğurma sonucu tespit edilebilecek bir FA sinyal üretmesidir.

Ayrıca saturasyon etkileri FAS yönteminde çeşitli problemler oluşturabilmektedir (Rosencwaig 1980). İnceleme altındaki gazı bulunduran FA sinyalin oluşup tespit edildiği odanın şekli değişik tasarımlara sahip olabilip ilgili uygulama üzerinde hayati öneme sahiptir. (Hess *et al.* 2004). Burada yüksek frekanslarda modülasyon, f^{-1} terimi vasıtasıyla harici ve mikروفon gürültülerini azaltıp SNR oranının yükselmesinde rol oynar.

Akustik olarak rezonant FA odaların kullanımıyla FA dalgaların yükseltilmesinde aşama kaydedilmiş ve bu sayede hassasiyet artırılmıştır (Gerlach and Amer 1980; Hess 1983; Zharov and Letokhov 1986; Kurbach and Hess 1986; Hornberger *et al.* 1995; Bijnen *et al.* 1996; Matriello *et al.* 2006).

Ayrıca FA hücre içindeki gazın yerine sesin yüksek Q değerli kristallerde toplandığı artırılmış quartz FA yöntemi (Kosterev *et al.* 2005) ve akustik dönüştürücü olarak minyatür boyutta silikon manivela yapıları (Laurila *et al.* 2005) konuyla ilgili yeni yeni kullanılmaya başlanan teknikler arasındadır.



Şekil 2.4. Temel gaz FAS kurulumu (Ball 2006)

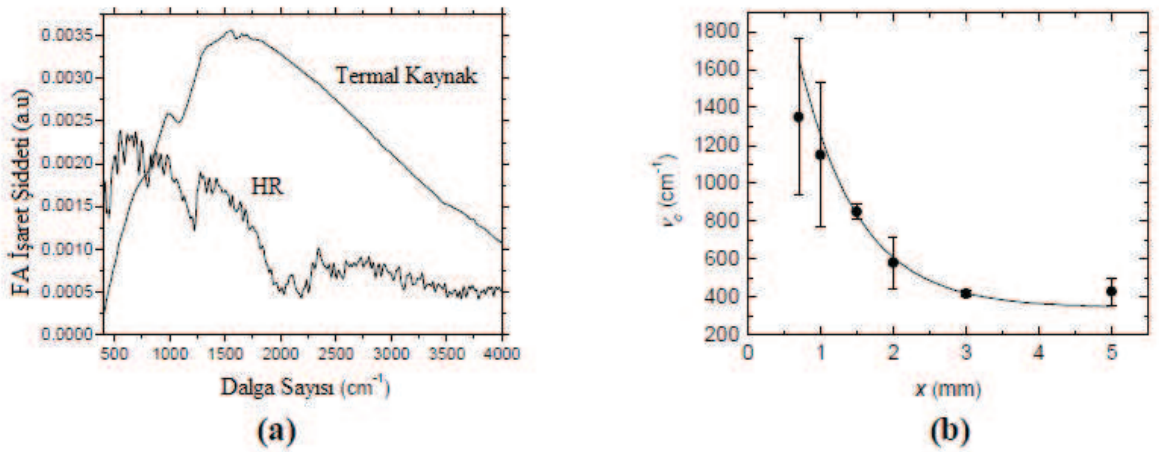
2.2.2. Diğer haller için FAS yöntemi

Bu yöntemde inceleme altındaki örnek, içerisinde uygulama için gereken gaz ve mikrofon bulunan FA odada tutulmaktadır. Aşağıdaki ilk şekilde tarif edilen sisteme uygun bir FA oda bulunmaktadır. İlgili örnek tek renkli darbelendirilmiş ışığa maruz bırakılmaktadır. Burada soğurulan ışığın hepsi ya da bir kısmı katı içinde ısıya dönüşür. Sonuçta ortaya çıkan örnekten çevreleyen gaza doğru akan periyodik ısı akışı, FA oda içinde dönüştürücü veya mikrofonlar tarafından algılanan basınç dalgalarına sebep olur. Ancak sıvı ve katı haller için FA etki gazlar kadar kolaylıkla anlaşılır bir konu değildir. Parker'ın 1973 yılında yaptığı çalışmalarda ortaya çıkan FA sinyalin, FA odadan içeriye giren radyasyonun etkilerine açık olduğu saptanmıştır (Parker 1973). Ayrıca tespit edilecek spektrum haliyle kullanılan dönüştürücü ile ilgili olmaktadır. Dönüştürücü olarak mikrofon ve piezoelektrik dönüştürücüler mevcuttur. Mikrofon yapısı periyodik ısı akışını çevreleyen gaz üzerinden akustik şekilde takip ederken, piezoelektrik dönüştürücüler örnek tarafından soğurulan enerji sonrasında oluşan katı hal titreşimlerini tespit eder. Mikrofon yapısında yayılan ısı sebebiyle bir israf oluşurken piezoelektrik dönüştürücüler örneğin boyutuna bağlı olarak böyle bir israf bulunmaz (Ball 2006). Piezoelektrik dönüştürücü bu durumda temel olarak soğurulan enerjiyle ilintilendirilebilir. Piezoelektrik dönüştürücüler hassasiyet olarak mikrofon yapısına

oran yüz misli daha az hassas olsa da özellikle geniş ölçekli örnekler için yukarıdaki sebeplere bağlı olarak tercih edilmektedir. Bu haller için bazı FAS türlerini şöyle açıklayabiliriz.

2.2.2.a. Hızlandırıcı kızılötesi FAS

Saskatoon üniversitesinde keşfedilen Kanada ışık kaynağının oluşturduğu hızlandırıcı radyasyon (HR) geleneksel termal radyasyon kaynaklarından daha kullanışlıdır (Michelian *et al.* 2010). Söz konusu ışık kaynağı bu çalışmada hem uzak kızılaltı hem orta kızılaltı bölgede kullanılabilen, üçüncü nesil olarak nitelenmekte ve 2,9 GeV kapasitesinde bir hızlandırıcı olup, üniversite yerleşkesi içinde 173,5 milyon dolar bütçeyle kurulmuş bir sistemdir. Söz konusu sistemin kızıl ötesi spektrometre için iki avantajı vardır. İlki küçük örnekleri incelemekte kolaylık sağlayan yüksek parlaklık, diğeri ise uzun dalga boylarında termal radyasyona göre daha yoğun tesire sahip olmasıdır. Aşağıdaki şekilde görüldüğü üzere 1,5 mm. örnek boyutunda 800 cm^{-1} gibi bir dalga sayısında daha yüksek yoğunluğa sahiptir. Diğer taraftan örneğin boyutu azaldıkça ν_c yani dalga sayısı artışa geçmektedir. Bu özellik mikro boyutta FA odaların geliştirilmesinde önyak olabilecek niteliktedir.



Şekil 2.5. (a) SR ve termal kaynakların 1,5 mm'lik örneklerde enerji eğrileri. (b) örnek boyutuna bağlı olarak dalga sayıları (Michaelian *et al.* 2008)

2.2.2.b. Uzak kızılötesi FAS

Genel olarak kızılötesi FAS orta kızılötesi bölgedeki katılar üzerine çalışma alanı sağlamaktadır. Ancak bu duruma rağmen uzak kızılötesi bölgelerde FAS yönteminin kullanılamayacağı söylenemez. Uygun radyasyon yoğunluğu, gazlarda yoğunluklu olarak kullanılan mikrofon yapısına uyumlu olacak şekilde polietilen pencere amaçlanan uzun dalga boylarına erişime izin vermektedir (Michelian *et al.* 2010).

FAS yönteminin en önemli avantajı saçılan, yansıyan ve gönderilen ışıktan bağımsız olmasıdır. FAS tekniği uygulanan ışığın gücü ile bağlantılıdır. Lazer kullanımı hem bu güç hem de hassasiyeti sağlamak açısından önemlidir (Michelian *et al.* 2010).

2.3. FA İşaret

FA sinyali genel olarak foto termal ısıtma etkilerinin bir sonucudur. Konu üzerinde etkili olan ve verimliliği etkileyen çeşitli faktörler mevcuttur. Elektrik alana maruz kalan dielektrik materyallerin yıpranması manasına gelen elektrositriksiyon, termal yayılım, yüzeydeki tahrip, FA oda ve materyaldeki boşluklar, soğurma ve tersi durumlar gibi faktörler FA sinyali üzerinde etkili olmaktadır (Patel and Tam 1981; Tam 1986; Hutchins 1986; Hutchins and Tam 1986; Davies *et al.* 1993).

Elde edilecek olan FA işaretin yapısı soğurma dağılımı ile ilgili olabilmektedir. Söz konusu FA işaret genel olarak silindirik ya da küresel ışık kaynakları tarafından üretilmekte olup, bipolar yani iki kutuplu bir yapıya sahiptir. Genel olarak kullanılan ve birazdan değinilecek olan ileri ölçüm yöntemlerinde FA işaretin gerçekleştiği zaman diliminin ilk yarısı sıkışmayla ilintili basıncın genliğidir. Bu zaman dilimi ışık kaynağının uygulandığı noktadan çevreye yani dış yönlü olarak yayılım mevcuttur. İşaretin kalan kısmında ise bu yayılım tersine yani iç yönlü olarak gelişir. İlginçtir ki işaretin bu özelliği genel olarak unutulmuş bir durum olabilmektedir. Aşağıda FA etki konusunda temel olarak alınan Rosencwaig-Gersho (RG) teoremi kaynaklı olarak FA işaret ifade edilmektedir (Rosencwaig 1981). Söz konusu çalışmada temas halinde olan

örnek ve çevreleyen gazın temas direncinden faydalanarak iki ortamı da denkleme dâhil etme yolu seçilip daha sağlıklı bir yol seçilmiştir. Ancak burada Cesar'in germanyum üzerine çalışmalarından faydalanılarak bir bağıntı sağlanmıştır (Cesar *et al.* 1979).

Bu bağıntı ($\gamma/\rho' C'$) olup, burada γ temas ortamlarının özgül ısılarının oranını, ρ' gazın yoğunluğunu, C' ise ortamda bulunan gazın özgül ısını ifade etmektedir. Söz konusu bağıntıyı dâhil ederek RG teoremi FA işareti aşağıdaki gibi formüle eder (Rosencwaig 1981).

$$q = \frac{\mu_a I_0 \gamma P_0}{2\sqrt{2}\kappa l' a' T_0 (\mu_a^2 - \sigma)^2} \times \left\{ \frac{(r-1)(b+1)e^{\sigma l} - (r+1)(b-1)e^{-\sigma l} + 2(b-r)e^{-\mu_a l}}{(g+1)(b+1)e^{\sigma l} - (g-1)(b-1)e^{-\sigma l}} \right\} \quad (2.8)$$

Sırasıyla yukarıdaki formülde I_0 ışık yoğunluğunu, T_0 ve P_0 ortam sıcaklığı ve basıncını l' ve l hücredeki gaz bölmesi ve örnek kalınlığının uzunluğunu, μ_a soğurma katsayısını ve κ termal iletkenliği ifade etmektedir. Verilen bu terimlerle denklemdaki diğer parametreler bulunabilmektedir. Bunlar sırasıyla:

$$a = (\rho C \omega / 2 \kappa)^{1/2}, \quad (2.9)$$

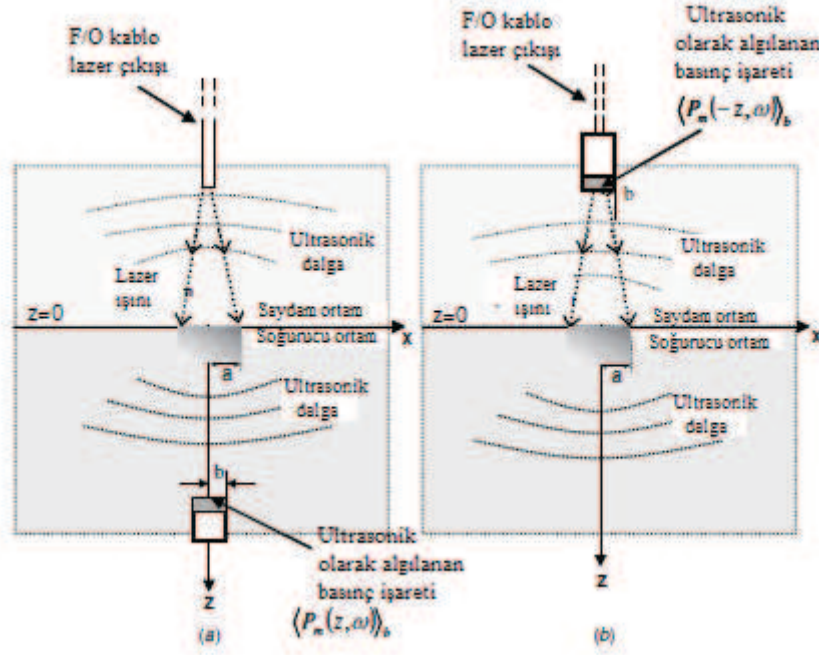
$$\sigma = (1 + i)a, \quad (2.10)$$

$$r = (1 - i)\beta / 2a, \quad (2.11)$$

$$b = \kappa'' a'' / \kappa a, \quad (2.12)$$

$$g = \kappa' a' / \kappa a, \quad (2.13)$$

olarak bulunur. FA işaretin temel olarak iki farklı ölçüm şekli mevcuttur. Bunlar sırasıyla ileri ve geriye doğru ölçümler olarak isimlendirilir. Aşağıdaki şekilde görüleceği üzere ileriye doğru ölçüm yönteminde ilgili dönüştürücü, kullanılan ışık kaynağı doğrultusunda yerleştirilmekte olup, geriye doğru ölçümde ise tam ters doğrultu söz konusudur.

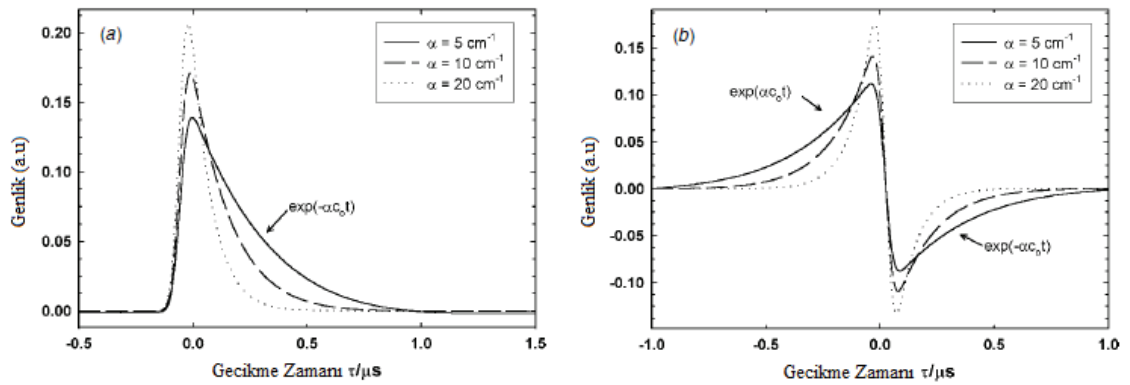


Şekil 2.6. (a) İleri doğru ölçüm yöntemi (b) Geriye doğru ölçüm yöntemi (Boonsang and Dewhurst 2005)

Birçok araştırmacının üzerinde çalıştığı geriye doğru ölçüm yöntemiyle ölçülmekte olan örnek alıcının optik fiberle aynı ekseninde olmasından dolayı, cam ortamının içinde ve ters yönünde su ortamına doğru yayılan FA işaretleri algılamaktadır (Chen *et al.* 1994; Paltauf *et al.* 1999; Karabutov *et al.* 2000). Gecikme zamanı terimini $\tau = t - z/c_{tr}$ olarak verilirken z su-cam ara yüzeyinin dönüştürücüye olan uzaklığını, c_{tr} ise dönüştürücünün bulunduğu su ortamındaki ultrasonik hızı ifade etmektedir. Aşağıdaki şekilde görüleceği üzere lazer dalganın oluşumunu müteakiben FA sinyalin başlangıç kenarı oluşmaktadır. Yine görüleceği üzere FA sinyalin sönüm kısmı optik soğurma sabitinin eksponansiyel ifadesiyle ilgilidir. Bazı çalışmalarda FA ölçüm sistemleri soğurma sabitinin değişiminden faydalanarak genlik değişimlerini tespit edecek yapıya sahiptir (Kopp and Niessner 1999; Esenaliev *et al.* 2002).

İleri ölçüm yönteminde ise dönüştürücü soğurma yapan cam ortam içinde yine optik fiberle aynı ekseninde bulunmaktadır. Cam ortamın göreceli olarak yüksek akustik empedansa sahip olmasına bağlı olarak ($N_{ac}=8.17$) FA sinyal bipolar yapıya sahip olmaktadır. Bu seferki gecikme zamanı için ise dönüştürücünün içinde bulunduğu cam

ortam baz alınarak c_{tr} yerine c_{ab} terimi yerleştirilir. Söz konusu işaretteki sıkışma (artış) ve basıncın düşmesi kısımları daha önceki bölümlerde ifade edilmiş olan Lambert-Beer teoremine göre optik soğurma sabitine (μ_a) bağlı olarak sırasıyla $-1 - -0.02 \mu s$ ve $0.02 - 1,0 \mu s$ aralıklarında değişmektedir (Boonsang and Dewhurst 2005). İlk başta oluşan geçiş zamanı ise uygulanan lazerin darbe zamanı ($- 0.02 - 0.02 \mu s$) ile ilgili olmaktadır.



Şekil 2.7. (a) Geriye doğru ölçüm sonucu FA işaret (b) İleriye doğru ölçüm sonucu FA işaret

* Cam ve Su için parametreler aşağıda verilmektedir. Cam: $c_0 = 5.64 \times 10^3$, ms^{-1} $c_p = 700$ J kg^{-1} K^{-1} $\rho_0 = 2.23 \times 10^3$ kg m^{-3} , $\mu_a = 2,8 \times 10^{-6}$ K^{-1} , Su: $\rho_{tr} = 1.00 \times 10^3$ kg m^{-3} , $c_{tr} = 1.54 \times 10^3$ ms^{-1} (Boonsang and Dewhurst 2005)

2.4. FA Oda

FA etkide ışık kaynağının hava ortamından geçtikten sonra (Brassington 1982) örnek tarafından soğurulup, sonuçta elde edilen ses işaretlerinin olduğu kapalı alana FA oda veya FA detektör denir. Her iki terimde literatürde FA işaretin üretilip görüntülediği yer olarak karşılık bulur. FA rezonatör ise FA işaretle oluşan rezonant yükseltilmesinin olduğu boşluktur. FA oda yapısının içerisinde ise örnek, örnek tutucu, rezonatör, tampon niteliğindeki hacimler, akustik filtreler, pencereler, gaz giriş çıkışları, pencere ve daha önceki bölümlerde anlatılan mikrofona yapıları bulunabilmektedir (Miklos and Hess 2001). FA oda ve rezonatör terimlerinin ayrılması çeşitlendirme olarak ayrışmayı sağlamaktadır. FA inceleme amacıyla iki tip FA oda mevcuttur. Bunlardan ilki örneğin FA odanın içinde bulunduğu kapalı FA oda, diğeri ise örneği odanın dışında bulduran

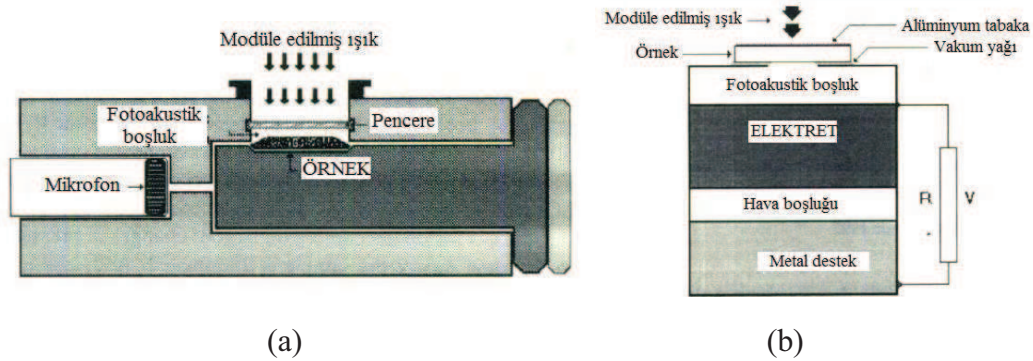
açık FA oda olmaktadır (Marquezini *et al.* 1991). Sırasıyla bu odaları daha detaylı halde anlatabiliriz.

2.4.1. Kapalı FA oda

Örneğe çeşitli frekanslardaki ışık kaynakları uygulanabilir. Sabit frekansta ise kızıl ötesi, görünür ve ultraviole bölgeye dâhil olan ışık kaynakları uygulanabilir. Ayrıca örnek optik olarak tamamen şeffaf olmayan veya tamamen şeffaf olarak seçilebilir. Buradan anlaşılacağı üzere kapalı FA odalar sağlanan seçenekler sayesinde geniş uygulama alanı bulabilmektedir. Örneğin odanın ortam sıcaklığı ayarlanarak ısıtılabilir, soğutulması ve değişen duruma göre FA işaretteki sonucun incelenebilmesi diğer bir öne çıkan husustur (Valcáreel and Alvarado-Gill 1998).

2.4.2. Açık FA oda

Uygulanan ışık kaynağının frekansı 10-500 Hz arasında değişebilmektedir. Söz konusu radyasyon örnek boyunca olup, modüle edilmiş bir ısı akışı oluşturur. Ancak frekans değişimi örnek üzerindeki ısı akışının zamanında sınırlamaya yol açar. Bu sınırlamanın sonucu olarak, FA odanın içindeki gaz yapısı örneği aydınlatan ışık ile paralel olan basınç değişimlerine maruz kalır. Yani harici ışık kaynağı tarafından ısıtılan örneğin termal ve optik özellikleri değişmekte olup, bu değişimler açık FA oda yapısı tarafından tespit edilmektedir. Şekil 2.8’de iki oda çeşidi temel halleriyle yer almaktadır.



Şekil 2.8. (a) Kapalı ve (b) açık FA oda yapıları (Valcáreel and Alvarado-Gill 1998)

2.4.3. Rezonatörler

Rezonatörü ise aşağıdaki şekilde inceleyebiliriz. FA odada oluşan sinyal, rezonatörün sınırları tarafından oluşturulan olumlu enterferans tarafından önemli ölçüde yükseltilir. Temel olarak bir akustik rezonatör hacmi ve sınırları iyi oluşturulmuş bir boşluk, gaz giriş çıkış ve mikrofonlar için bir ya da birden fazla açıklık mevcuttur. Genel kullanımda olan üç çeşit rezonatör bulunmaktadır. Bunlar Helmholtz, tek boyutlu silindirik ve oyuk (kavite) tipi rezonatörlerdir (Hess 1983).

2.4.3.a. Helmholtz rezonatörü

Helmholtz rezonatörü bir boşluk ve havaya açılması söz konusu olabilen birleşik boğaza sahiptir. Akustik olarak akmakta olan bir kütle yapısına benzetilmektedir. İçeri doğru bir kuvvetle sonuçlanacak şekilde, boğazdaki hava dışarı doğru hareketlenip içerdeki basınç düşer. Daha sonra baştaki duruma geri dönüş sağlanır. Aşağıdaki rezonans frekansında osilasyon sağlanır (Morse and Ingard 1986).

$$f_0 = \frac{c}{2\pi} \sqrt{\frac{S}{Vl}} \quad (2.14)$$

Yukarıdaki formülde c , S , V ve l sırasıyla ses hızı, boğazın kesit alanı, boşluk hacmini ve boğazın uzunluğunu temsil eder. Rezonans frekansındaki yükselme boğaz yüzeyinde ve başlangıcındaki viskozite ile termal kayıplara bağlı bulunmaktadır. Yükseltme katsayısı α 'u aşmaz. Helmholtz rezonatörü akustik ve elektrik bağlantılarının benzerlikleri münasebetiyle bir elektrik devresiyle denkleştirilebilir (Sapozhkov 1978; Nordhaus and Pelzl 1981; Nordhaus *et al.* 1982; Kästle and Sigrist 1996). Bu denkleştirmede gerilim ve akımı sırasıyla ses basıncı ve hacimsel akış temsil etmektedir (Song *et al.* 2002). Helmholtz rezonatörü seri bağlanan bir RLC devresine benzetilerek, akustik kapasitans ve indüktans $C_A = V/\rho c^2$ ve $L_A = \rho l/S$ olarak ifade edilir.

Tek boşluklu Helmholtz rezonatörü gürültüye maruz kalabildiğinden ötürü basit ve genel olarak kullanılan iki boşluklu ve tek boğazlı aşağıdaki şekilde görülen benzer bir yapıyla tasarlanmıştır. Daha önceki uygun rezonans frekansı için gerekli olan hacim artık $V_{eff} = 1/(1/V_1 + 1/V_2)$ haliyle oluşur. Bu ve benzeri bağlı çoklu kaviteli yapılar özellikle katı hal incelemeleri için yoğun olarak kullanılmaktadır (Rosengren 1975).

2.4.3.b. Tek boyutlu akustik rezonatör

Eğer rezonatörün kesit boyutları akustik dalga boyuna nispetle çok küçükse üretilen ses alanı sadece rezonatör boyunca uzaysal bir değişim sağlar. Burada dar boru yapısı tek boyutlu akustik rezonatör olarak tanımlanır. Boru içinde yansıyan basınç dalgası açık ya da kapalı sonla karşılaşabilir ve ters ya da aynı fazda olabilir (Kinsley *et al.* 1982). İşte bu çoklu yansımalar sayesinde bir dalga oluşmaktadır. Bundan dolayı iki ucu açık ve kapalı boru yapılarında boru uzunluğu akustik dalga boyunun yarısının katları halinde bulunmaktadır. Bir ucu açık diğer ucu kapalı boru yapılarında ise çeyrek dalga boyunun katları esas alınır. Uygulamada rezonans dalga boyları daha büyük olabilmektedir. Yukarıdaki yapılara göre oluşan rezonans frekansları aşağıda belirtilmektedir (Miklós and Hess 2001).

$$f_n = \frac{nc}{2(l+\Delta l)} \quad n = 1,2,3, \dots \quad (2.15)$$

$$f_{2m-1} = \frac{(2m-1)c}{4(l+4l)} \quad m = 1,2,3, \dots \quad (2.16)$$

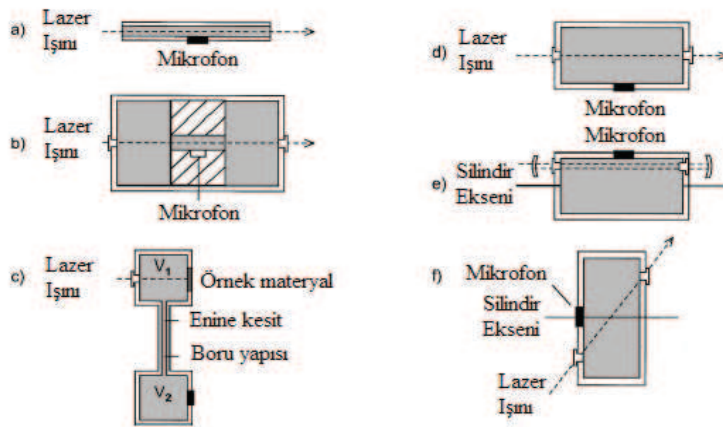
Burada l boru yapısının uzunluğudur. f_n her iki ucu açık veya kapalı yapılar için, f_{2m-1} ise bir ucu açık diğer ucu kapalı yapılar için kullanılır. Δl ise her açık uç için düzeltme niteliğindeki eklenen kısmın uzunluğudur. Haliyle bu düzeltmenin kapalı uçlardaki değeri sıfır olmaktadır. Ayrıca rezonans şartları basite indirgenemeyen durumlar için aşağıdaki şekilde görüleceği gibi geniş çaplı hacimlere açılan yapılar mevcuttur.

2.4.3.c. Oyuk (kavite) rezonatörler

Eğer rezonatörün boyutları akustik dalga boyuyla mukayese edilebilecek büyüklükteyse, birçok ayrı rezonans ortaya çıkmaktadır. Oluşan dalga modelleri ve rezonans frekansları kavitenin boyutu ve şekliyle ilgili olmaktadır. Bu noktada verilen analitik ifadelerin küre, silindir, küp ve dikdörtgen prizma gibi düzgün şekiller vasıtasıyla ortaya çıktığı görülmektedir. Her ne kadar küresel rezonatörler FA alanında kullanılsa da, kavite rezonatörleri için silindir yapı fazlaca kullanılmaktadır (Hess and Karbach 1985). Aşağıdaki şekilde görüleceği üzere lazerin rezonatör içinde yayılımı silindir ekseninde belli bir simetriyle yayıldığı görülmektedir (Fiedler and Hess 1989; Schafer *et al.* 1997). İdeal kayıpsız silindirik rezonatör için rezonans frekansı şöyle formüle edilmektedir (Miklós and Hess 2001).

$$f_{jmq} = \frac{c}{2} \left[\left(\frac{a_{jm}}{R} \right)^2 + \left(\frac{q}{L} \right)^2 \right]^{1/2} \quad (2.17)$$

Yukarıdaki ifadede R ve L sırasıyla silindirin çapı ve uzunluğunu ifade etmektedir. jmq indisleri ise negatif değere sahip olamayan çapsal, azimutal yani küresel koordinat sisteminde referans noktaya açılma uzaklığı ve boylamsal eugen değerleridir. a_{jm} ise daha önce ifade edildiği gibi Bessel fonksiyonlarından elde edilir.



Şekil 2.9. (a),(b) Tek boyutlu, (c) Helmholtz, (d),(e),(f) oyuk (kavite) rezonatörleri (Miklós *et al.* 2001)

FA odanın performansında önemli başka bir nokta ise sinyal gürültü oranı (SGO) olmaktadır. Bu oranın yüksek olmasını sağlamak için FA oda bazı şartları sağlamalıdır. Bunlardan ilki seçilmiş rezonans frekansında oluşabilecek en yüksek genlikli işareti algılayabilmektir. Bir diğer etken ise harici gürültü kaynaklarından ve parazit elektrik yüklerinden azami izolasyonun sağlanmasıdır (Gorelik *et al.* 2010). Ayrıca rezonatör zemin etkisinin özellikle nispeten küçük odalarda minimize edilmesi mümkündür. Açık FA odalarda ise boyutların küçülmesi SGO oranının yükselmesine sebep olmaktadır (Perondi and Miranda 1987; Marquezini *et al.* 1991).

3. MATERYAL ve YÖNTEM

Bu bölümde FA etkiyle gerçekleştirilen uygulamaları inceleyerek, yöntemler anlaşılmalı çalışılacaktır. Fotoakustik konusu, bilimsel ve ticari alanlarda yaygınlaşarak, giderek daha fazla uygulama şansına sahip olmaktadır. Bu bölüm içinde FA etkinin temel uygulama alanları anlatılırken, diğer uygulama alanlarına da kısaca değinilecektir.

3.1. Gaz Analizi Uygulamaları

Fotoakustik etkinin en başarılı olarak kabul edildiği alanlardan birisi de gaz analizi konusudur. Bu konuda elde edilen hassasiyet ve kesinlik, katı ve sıvılar üzerine yapılan incelemelere kıyasla ulaşılamayacak derecede yüksektir. FA gaz analizinde milyonda bir birim gibi hassas ölçümler yapılabilmektedir. Aynı konsantrasyonlarda diğer spektroskopi vb. yöntemlerden daha yüksek genlik değeri elde edilir. FA gaz analizi yapılırken genel olarak yakın ve orta kızılötesi lazerler radyasyon kaynağı olarak kullanılır. CO ve CO₂ lazerler, lazer diyotlar vb. kaynaklar bu radyasyon kaynaklarına örnek verilebilir. FA gaz analizi tekniklerinin başlangıcı yaklaşık 30 yıl öncesine dayanmaktadır. Bu zaman zarfındaki tecrübe ve çalışma, konu hakkında önemli sayıda akademik araştırma yapılmasını sağlamaya yeterli olmuştur.

3.1.1. Gaz analizi uygulamalarında FA sinyal analizi

Aşağıdaki modüleli ışık kaynağı şeklinde görüldüğü üzere, lazer radyasyonu FA oda yoluyla elde edilip, tespit edilir. Modüleli ışık kaynağında sürekli lazer mekanik kesici veya elektro-optik bir cihaz tarafından modüle edilir. Elde edilen 1-100mV/Pa arasındaki akustik sinyaller kondenser, elektret ya da piezoelektrik mikrofon tarafından saptanır. Mikrofon sinyalleri ise faz kilitlemeli yükseltici tarafından ölçülür veya direkt olarak bilgisayara gönderilir. FA odalar bir akustik rezonansa sahiptirler. Eğer modülasyon frekansı, akustik rezonans frekansından çok düşük bir değere sahipse, FA

oda rezonant olmayan durumdadır. Bu durumda, ses dalgaboyu odanın boyutlarına kıyasla çok büyük olup ses dalgaları yayılamayacaktır. Oda içerisinde oluşan ortalama basınç, modülasyon frekansıyla osilasyon oluşturacaktır. FA yol ile oluşturulan basıncın değeri aşağıdaki gibi ifade edilmektedir (Miklós and Hess 2000).

$$P(\omega) = \frac{(\gamma-1) \mu_a l W}{i \omega V} \quad (3.1)$$

Burada, μ_a gazın soğurma sabitini, l optik yolun uzunluğunu, W uygulanan ışının gücünü, V FA odanın hacmini, i imajiner değeri, ω modülasyonun açısal frekansını, γ ise gazın ısı geçirmezlik(adibayatik) sabitini, yani ısı ortamları ısı alış-verişi olmaksızın basınca bağlı olarak sıcaklık değişimini ifade etmektedir. Formülden anlaşıldığı gibi elde edilen basınç değeri α , l , W ile doğru orantılı, buna karşın ω , V ile ters orantılıdır. Buradan yola çıkılarak, söz konusu basınç değerinin FA odanın V/l olarak tanımlanan kesit alanıyla ters orantılı olduğudur. Düşük modülasyon frekansıyla, küçük bir FA oda için önemli büyüklükte sinyaller elde edilebilir. Ancak ω ve V değerlerinin düşük tutulması gürültünün artmasına ve S/N oranının düşmesine sebep olur. Elde edilen FA sinyal, ışın gücüne göre 90° faz gecikmesine sahiptir.

Optimum şartları sağlayan yani mükemmel dairesel veya küresel yapıya sahip olan FA odalar genel olarak kantitatif FA incelemelerinde kullanılırlar. Odanın geometrik yapısı ve boyutlarına bağlı olarak değişen frekansla ilgili olarak, bir akustik rezonatör birçok akustik öz (eigen) rezonansa sahip olabilir. Bu sebepten, modülasyon frekansının FA odanın öz rezonans değerlerinden birine eşitlenmesi önemlidir.

Rezonant odalar gaz ölçümleri için yaygın olarak kullanılmaktadırlar. Belli bir rezonans frekansındaki FA sinyal değeri sırasıyla; lazer yoğunluk dağılımının, öz biçim yani osilasyondaki titreşimlerin normal biçimiyle örtüşmesi, mikrofonun bulunduğu yer, öz rezonansa ait kalite faktörü (Q) olarak verilebilir. Rezonant olarak FA sinyal değeri ise aşağıdaki formülle gösterilebilir (Miklós and Hess 2000).

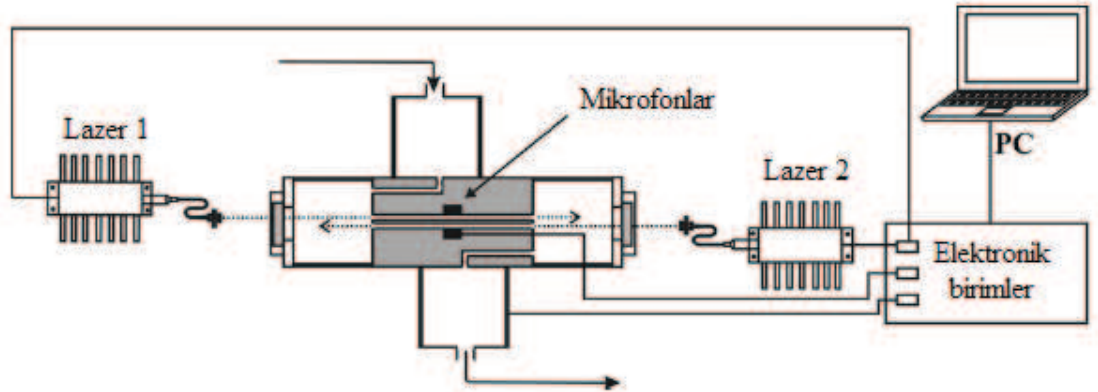
$$P(\omega_j) = \frac{(\gamma-1) C_j Q_j}{V \omega_j} \alpha W \quad (3.2)$$

Burada C_j , j . sırada olan öz biçim dağılımına dair lazer ışınının ve mikrofonun pozisyonlarıyla ilgili bir faktördür. Q_j ve ω_j yine j . öz biçimine ait kalite faktörünü ve modülasyonun açılal frekansını sembolize etmektedir. Daha önceki denklem (1) de ifade edilen αW burada öz biçim sırasından bağımsız olarak, aynı şekilde hesap edilmektedir. Hatta bu değerler FA oda sabiti olarak nitelendirilir. Rezonant biçiminde işlem yapmanın en önemli avantajı, rezonatör FA odanın kalite faktörü olan Q değeri, FA sinyale 10^8 mertebelerine ulaşabilecek şekilde, bir ek yükseltme sağlar.

3.1.2. Endüstriyel uygulamalar için çok bileşenli maddelere uygulanabilen gaz analizi

Birçok endüstriyel ve çevresel uygulama için gaz analizi gerekli görülmektedir. Ancak gaz kromatografisi ve optik soğurma spektroskopisi bu alanda daha yoğun olarak kullanılmaktadır (Esler *et al.* 2000; Laresgoiti *et al.* 2000; Blanco *et al.* 2002; Lackner *et al.* 2002; Kaminski *et al.* 2003). Bu uygulamada değişik konsantrasyonlarda birçok maddeye ayrı ayrı uygulanabilen bir FA sistem sunulup, pratik olarak uygulanabilirliği kanıtlanmaya çalışılmıştır. Seçilen uygulama ise, petrokimya endüstrisinde hidrokarbon temelli atıkların geri dönüşümünü sağlamak amacıyla gerçekleştirilen hidrojenle doyurma işleminin yan ürünleri olan gazları analiz etmektir. Sistemde arzu edilen durum ana taşıyıcı olan hidrojen gazı içinde bulunan metan, su buharı, karbondioksit, karbonmonoksit gazlarının etan ve propan gibi ağır hidrokarbonların varlığına rağmen sürekli ve anlık olarak takip edilmesidir. Hidrojen, metan, karbondioksit, karbonmonoksit ve ağır hidrokarbonlar kalibrasyon için kullanılmıştır. Buna karşın su buharı, hidrojen gazını oda sıcaklığındaki suyla doymun hale getiren, bunun için kabarcıklaşmayı sağlayan suyla dolun bir gaz temizleme sıcaklık değişimi sağlayan sistemler vasıtasıyla oluşmaktadır. Kalibrasyon gazları %99.999 gibi yüksek saflık oranına sahiptir. Gazların kullanımı amacıyla akış kontrolü mevcuttur. Söz konusu dört gazın analizi iki ayrı yakın-kızılaltı lazer diyotla gerçekleştirilmektedir. Lazer diyotlar 1371

nm ve 1581 nm dalga boylarına sahiptir. FA sistem bir oda yapısı içinde iki ayrı ışık kaynağı için farklı iki tüp ve algılama için çeper yapılarına sahip mikrofonlar bulunmaktadır. Bu çeper yapıları mikrofonu ağır hidrokarbonların çökme etkilerinden korumaktadır. Su buharı, metan ve ağır hidrokarbonlar 1371 nm dalga boyuna sahip lazerle konsantrasyon ölçümüne tabi olurken, karbondioksit ve karbonmonoksit 1581 nm lazerle ölçüme girmektedir. Ayrıca diğer taraftan çeşitli lazer diyot uygulamalarında CO, CO₂, metan gibi gazlar için 1550-1650 nm dalga boyu kullanılabilir. Diğer taraftan mikrofonun hassasiyet arz ettiği maksimum frekans yaklaşık olarak 4 kHz olup akustik rezonans frekansı da bu değere yakındır. Tespit edilebilen minimum konsantrasyon oranları, karbonmonoksit için %0.13, karbondioksit için %0.16, su buharı için %0.003 ve metan için %0.06 olarak bulunmuştur. Diğer çok bileşenli gaz analizi uygulamalarında ise ppbV (hacimsel olarak milyarda bir) ve altı seviyeler yakalanabilmiştir (Moeckli *et al.* 1998; Nagele and Sigrist 2000; Harren *et al.* 2000). Ancak şimdilik bu uygulamalar endüstriyel nitelik taşımaktan uzak görünmektedir.



Şekil 3.1. Farklı gazların analizi için uygulanan FA sistem (Hanyecz *et al.* 2010)

3.1.3. FA yöntemiyle soluk analizinde kullanılan etilen gazının konsantrasyon ölçümü

Nefes analizi, çeşitli hastalıkların belirlenmesinde önemli ipuçları ortaya koyan bir uygulama olarak bilinir. Lazer fotoakustik spektroskopisi, insanın nefes alışverişi esnasındaki gazları tahlil etmek amacıyla kullanılan etkili ve yeni bir tekniktir. Söz

konusu sistem gerçek zamanlı olarak nefes içindeki gazları hassas, seçici olarak tespit eden, miktarını belirleyebilen özelliklere sahiptir. Bu uygulama sayesinde, tanısı kolay yapılamayacak gazlar bile nefes veriş zamanında kesin olarak ölçülebilmektedir. Dışarı çıkan Etilen gazı X ışını tedavisi ve sigara içilmesi sonunda ortaya çıkan akciğer epitelindeki yağ bozunmasını tespit amacıyla, biyolojik bir işaret olarak kullanılmaktadır. Bir diğer uygulamada minimum tespit edilebilecek gaz miktarı şöyle ifade edilmektedir (Miklos *et al.* 2001);

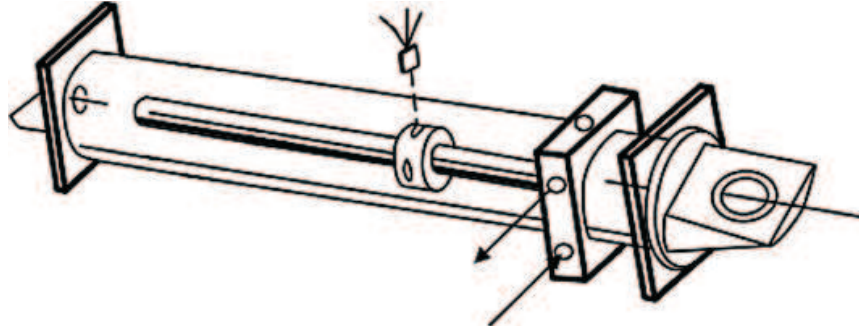
$$A_{min} = a_{min}(v)L = \frac{P_{min}L}{Cl_0} \quad (3.3)$$

Burada I_0 uygulanan lazerin gücünü, C FA odanın kurulum katsayısını, P_{min} tespit edilebilecek minimum FA basınç şiddetini, L ise soğurulan lazerin kat ettiği yolu ifade etmektedir. 1W gücünde bir lazer için 10^{-5} - 10^{-7} Pa FA basınçta, 2000 Pa cm/W kurulum katsayısında ve 10 cm optik yolda, hacimsel minimum tespit miktarı 10^{-6} - 10^{-8} aralığında bulunmaktadır (Wang and Sahay 2009).

Sistemde ışık kaynağı olarak CO₂ lazeri kullanılmaktadır. Mekanik olarak kesilip verilen lazer ZnSe lens tarafından odaklanır. Puiu'nun yaptığı benzer çalışmada ilgili mekanik sistem 550 Hz ile çalıştırılmakta olup, kullanılan CO₂ lazer ayarlanabilir 9.2-10.9 μ m dalga boyuna sahiptir (Puiu *et al.* 2005). Denklem (3.3) baktığımızda elde edilecek CO₂ lazerden elde edilecek gücün hassas tespitte nasıl bir avantaj sağladığı anlaşılır. Ancak düşük konsantrasyonlu olmayan etilen tespit uygulamalarında diyot lazer kullanılabilen ve 1500-1640 nm dalga boyuna sahip olmaktadır (Cousin *et al.* 2008; Liu *et al.* 2009). FA odadan geçişten ve mikrofonla basınç dalgalarının algılanmasından sonra, çıkan lazerin gücü bir güç ölçer tarafından ölçülür. Mikrofon ve optik güç ölçer cihazından gelen bilgiler veri toplama ara yüzüne gelir. Kullanılan sistem temel FA sistemi ihtiva etse de, bazı farklılıklar mevcuttur. Optik güç ölçer cihazının ve ZnSe lensin varlığı sistemdeki önemli farklılıklardır.

3.1.3.a. Kullanılan FA oda

FA oda gaz çıkış sorunlarını minimize etmek amacıyla paslanmaz çelik ve teflondan yapılmıştır. Gaz giriş ve çıkışları, pencere, mikrofon ve boru şeklindeki akustik rezonatörden oluşur. Ayrıca pencere gürültü akışını önleyip azaltmak amacıyla akustik filtrelerde mevcuttur. Buradaki FA odanın uygun rezonans frekansı 564 Hz olarak bulunmuştur.



Şekil 3.2. Rezonant FA oda (Dumitras *et al.* 2008)

3.1.4. Katı-Hal lazeri kullanılan FA tekniği ile metan gazının FA tespiti

Bu teknikte Optik Parametrik Osilatör kullanıldığı için konuya geçmeden önce OPO hakkında bilgi vermek gerekir.

3.1.4.a. Optik parametrik osilatör (OPO)

FA etkinin metan gazı üzerindeki OPO ile gerçekleşen ilk uygulamalar, uygulanan ışık kaynağı sonrasında çevrime uğrayan enerji hakkında bilgi toplamak amacıyla gerçekleştirilmiştir (Hess and Moore 1976; Hess *et al.* 1980). OPO temel olarak optik rezonatörden ve lineer olmayan kristalden oluşur. Optik rezonatör atıl nitelikteki dalgalar veya sinyalden en az birini yansıtır. Lineer olmayan kristalde ise sinyal, atıl dalgalar ve pompalar üst üste örtüşür. Bu ilişki ve örtüşme sayesinde kazanç ortaya çıkmaktadır. Rezonatör içinde kayıplar kompanze edilirken, yansıyan dalgaların

osilasyonunda her turda kazanç oluşur (Liang *et al.* 2000). Dış kaynaklı kayıp aynaların birisi tarafından oluşabilirken, çıkışın istenen şekilde olmasını sağlar. Pompalama olayının ise benzer bir kayba sebep olmayacağı ama direkt kazanca etki ettiği bilinmektedir. Uygulamada akustik rezonans frekansı 2.12 kHz iken, OPO' nun çıkış gücü yaklaşık 60 mW'dır, buna karşılık lazer diyot 2 mW çıkış gücüne sahiptir. OPO ile gerçekleştirilen yeni çalışmalarda, metan gazının soğurma durumunun 3,3 μm dalga boyuna elverişli olduğu ortaya çıkmaktadır (Debuisschert *et al.* 2006).

Kullanılan FA sistem için iki set kullanılmıştır. Birinci sette ışık kaynağı olarak yatay girişli periyodik kutuplamalı lityum niobat OPO mevcuttur. Söz konusu sistem 1650 nm dalga boyunda faaldir. Çıkış gücü daha önce bahsedildiği üzere, 2,12 kHz'de 60 mW olarak tespit edilmiştir. Bu değerlere bağlı olarak darbe enerjisi ise 28 μJ olmaktadır. FA oda içinde Metan ve Nitrojen gazları bulunmaktadır. OPO sisteminin kaba ayarı, PPLN (Periyodik Kutuplamalı Lityum Niobat) kristalinin sıcaklığı değiştirilerek yapılır. Diğer taraftan hassas ayar ise PC tarafından kontrol edilen, bir mikrometreye bağlanmış mikro step motor vasıtasıyla OPO içerisinde aynanın hareketiyle sağlanır. OPO için kullanılan FA oda düşük hassasiyete sahip olup, önceden karıştırılmış metan-nitrojen karışımıyla doldurulmuş ve durağan şartlar altında ölçümlere tabi olmaktadır. İkinci sette ise lazer diyot kullanılmış olup yine 1650 nm dalga boyuna sahiptir. Üç mod halinde yayılan lazer yapısı vardır. Bu modlardan en zayıfı metan soğurma çizgisidir. Buradan ortaya çıkan güç 1 mW civarındadır. Burada kullanılan FA oda ise dinamik ve yüksek hassasiyette bir yapıya sahiptir. Gaz akışı gürültüsü ve harici elektromanyetik etkilerden korunmak amacıyla tam simetrik iki rezonatör oluşturulmuştur. Bu rezonatör tüplerden birisi lazer etkisine maruz kalmaktadır. Her tüpün içinde merkeze yakın, duvar seviyesine hizalı olarak bir mikrofon mevcuttur. Diğer taraftan benzer metan gazı uygulamalarında 1660 nm dalga boylu diyot kullanılmıştır (Schaefer *et al.* 1998). Ancak düşük absorpsiyon varlığı yüzünden nispeten düşük verim alınmıştır. Ayrıca harici boşluklu diyot lazer (HBDL) ile 1330 nm dalga boyunda çeşitli metan gazı uygulamaları gerçekleştirilmiş 3.1 mW çıkış gücünde 10 ppmV hassasiyete ulaşılmıştır (Miklos *et al.* 1999). Her ne kadar bu sonuçlar diyot lazere nispeten daha olumlu olsa da, hacimsel hassasiyetlerin henüz atmosfer içindeki metan için arzu edilen ppbV

seviyelerinden uzak olması nedeniyle daha çok ticari nitelikte uygulamalar için kullanılabilir.

3.1.5. Darbelendirilmiş OPO ile FA yöntem vasıtasıyla C₂H₄ gaz analizi

Daha önceki uygulamaya benzer bir yaklaşımın görüldüğü bu uygulamada, bu sefer C₂H₄ (etilen) gazı analize tabi tutulmaktadır (Wee *et al.* 2005). Ayarlanabilirlik ve güç bu uygulamayı etkileyen en önemli faktörler olarak görülmektedir. Kıızılötesi dalga boyunda etilen gazı zemin gazlarıyla minimum enterferans sağlar. Bu dalga boyundaki etilen gazının etilen- nitrojen karışımındaki konsantrasyonu 10 ppbV olarak görülmüştür. OPO Q anahtarlama Nd-YAG lazer tarafından pompalanmaktadır. 3000 nm 0.1 cm⁻¹ bant genişliğinde OPO 100 mW'lık çıkış gücü üretebilme yeteneğine sahiptir (Qian *et al.* 2003; Qian *et al.* 2003).

Diğer taraftan benzer bir uygulamada etan gazı analizinde 1064 nm dalga boyuna sahip Nd-YAG lazer tarafından beslenen, OPO yapısı etan gazının soğurmauna uygun olarak 3.1-3.9 µm dalga boyunda 2×100 mW çıkış sağlar (Myers *et al.* 1996; Müller *et al.* 2004).

OPO sistemi bu gibi uygulamalarda kolay korunur, hafif ve küçük boyutlara sahip olması nedeniyle tercih edilir (Yu and Kung 1999). OPO etilen gazının soğurma bölgesi olan 2900 nm civarına ayarlanmaktadır. Buradaki dalga boyu ayarı OPO içinde gelen ışına zıt yönde yerleştirilen bir aynanın hareketlendirilmesiyle sağlanır.

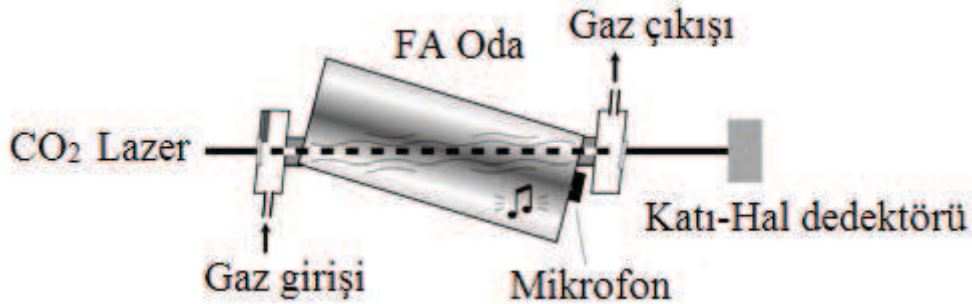
Ge filtre OPO'nun çıkışını 60 mW civarına indirdikten sonra, 495 mm eğrilik yarıçapına sahip olan altın kaplamalı bakır aynalar ve bir lens vasıtasıyla çıkış FA odaya yönlendirilir. Daha sonra ise önceki uygulamalarda olduğu gibi, sinyal faz kilitlemeli yükseltici tarafından yükseltip Labview programı vasıtasıyla da bilgisayar ortamına kaydı sağlanmaktadır. C₂H₄/N₂ gaz karışımının 10 ppmV'lik bir konsantrasyonu mevcuttur.

3.1.6. FA yöntem ile havada bulunan amonyak ölçümü

Amonyak gazı tespiti nefes analizi, yarıiletken teknolojileri, atmosfer ve ekoloji gibi çeşitli uygulama alanlarına sahiptir (Marinov and Sigrist 2003; Webber *et al.* 2005). Amonyagin atmosferi kirleten bir madde olduğu açıktır. Gerek gaz olarak yayılması ve gerek püskürtülerek kullanılan amonyumun etkisi, ekosistemde asidifikasyon ve yosunlaşma olarak ekosisteme olumsuz olarak yansımaktadır. Atmosferdeki kalış zamanı düşük olup çıkış kaynaklarına yakın yerlere yayılır. Gerek atmosferdeki oranını azaltmak gerekse havaya püskürtülmesinin etkilerini uzun vadede araştırmak için güvenilir olabilecek FA yöntem kullanılmıştır (Hueglin *et al.* 2010).

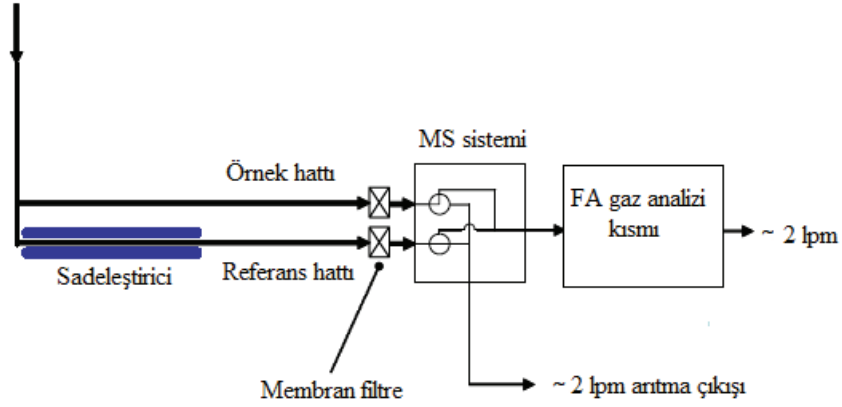
3.1.6.a. Kullanılan metot

Aşağıdaki şekilde görüldüğü kadarıyla uygulanan metot yukarıdaki uygulamalardan fazla farklı bir yapıya sahip görünmemektedir.



Şekil 3.3. FA yapının şematik gösterimi (Hueglin *et al.* 2010)

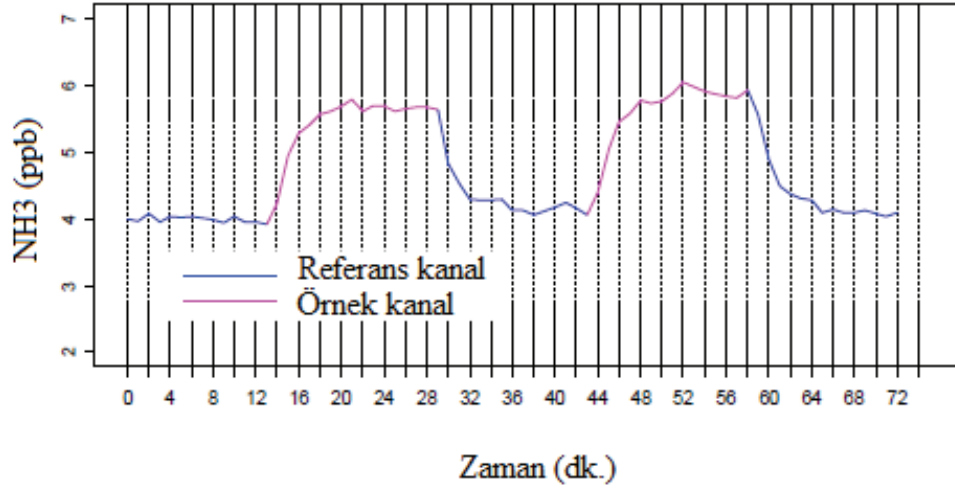
Ancak yukarıdaki uygulamalardan farklı yönler mevcuttur. Bu farklılıkların temel sebebi örnek alınan gazın hava olmasıdır. Havada birbirleriyle enterferans oluşturacak CO_2 , C_2H_4 , NH_3 gibi gazların varlığı söz konusudur. İşte bu karışıklığı önlemek amacıyla hava içinde bulunan NH_3 gazının durumunu gösteren ayrı bir düzenek mevcuttur. Bu düzenek aşağıda gösterilmektedir.



Şekil 3.4. NH₃ gazının ölçülmesi amacıyla kullanılan düzenek (Hueglin *et al.* 2010)

Bu düzenekte mevcut hava biri referans diğeri ise örnek hat olmak üzere iki ayrı hattan taşınır. Referans hatta mevcut NH₃ gazını difüzyonla ayrıştırıp alan nitrik asit kaplı bir düzenek mevcuttur. Örnek hat ise mevcut havayı olduğu gibi iletir. Çok kanallı örnekleme yapısı hatlardan verilen gazın anahtarlama yoluyla, birbirini takip edecek şekilde, FA düzeneğe ayrı ayrı verilmesini sağlar. İki hat arasındaki NH₃ ölçümlerinin farkı, NH₃ gazının konsantrasyonu bulunmasını sağlar. Şekil 3.5 referans ve örnek hatlardan verilmiş gazlarla yapılmış ölçümlerin sonucunu göstermektedir.

Diğer taraftan yapılan diğer bir CO₂ lazerli amonyak tespiti uygulamasında ise 5W gibi yüksek bir çıkışı, 1837 Hz rezonans frekansında yaklaşık olarak Q değeri 20 olacak şekilde çıkış sağlanmakta ve 25 ppbv seviyesinde konsantrasyonlar tahlil edilebilmektedir (Pushkarsky *et al.* 2003). Diyet lazer uygulamalarında ise EDFA (Erbiyum Katkılı Fiber Yükseltici) sisteminin avantajı ile 1531 nm dalga boyuna sahip diyet lazerin çıkışı 18.5 mW seviyesinden 750 mW seviyesine ulaşabilmektedir. Söz konusu diyet lazer uygulaması amonyak tespiti bakımından 0.1 ppbV değeri ile diğer diyet lazer uygulamalarından daha hassas konsantrasyon tespitine sahiptir (Besson *et al.* 2006; Pogany *et al.* 2009). Bu hassasiyet ile atmosfer uygulamalarının yanı sıra yarıiletken kirlenmeleri gibi hassas uygulamalar gerçekleştirilebilir (Besson *et al.* 2006).



Şekil 3.5. 15 dakikalık periyotlarla referans ve örnek hatlarının kullanılmasıyla ortaya çıkan NH_3 konsantrasyon ölçümleri (Hueglin *et al.* 2010)

3.1.7. Ayarlanabilir fiber lazeri ve yükseltici vasıtasıyla FA gaz analizi

FA gaz analizi için ayarlanabilir erbiyum katkılı fiber lazeri (TEDFL) ve erbiyum katkılı fiber yükseltici (EDFA) geliştirilmiştir. Yukarıdaki uygulamada olduğu gibi amonyak (NH_3) gazı üzerinde çalışılmıştır. Daha önceki uygulamalara benzer şekilde, bu uygulamada yine tek bir rezonant FA oda kullanılmış olup 20 cm uzunluğunda iki ayrı optik yol mevcut olup faz kilitlemeli yükseltme sistemi kullanılmıştır. Minimum tespit edilebilen gaz hacmi 3 ppbV olarak tespit edilmektedir. Sistem 1 dk'lık cevap süresine sahip olup bu sürede 100 ms'lik zaman sabitlerine ayrılmıştır. Lazer ise 500 mW optik güce ve 1531 nm dalga boyuna sahiptir. Sistemin dar çizgi genişliği, sürekli olarak ayarlanabilme gibi avantajları bulunmasına rağmen, nispeten düşük çıkış gücü ve dar bant genişliğinde ayar zorluğu gibi olumsuzluklar sistemin limit noktalarını teşkil eder (Webber *et al.* 2001; Gao *et al.* 2006; Gao *et al.* 2007).

3.1.7.a. FA ve harmonik tespit prensipi

Ölçülen FA sinyalin genliği aşağıda verilmiştir (Yu *et al.* 2001);

$$S = S_m I_0 g F \mu_a + N \quad (3.4)$$

Söz konusu formüldeki parametreleri sırasıyla şöyle açıklayabiliriz. S_m terimi mikrofonun hassasiyeti olarak bilinirken, bu hassasiyet gerilim basınca oranı olarak açıklanır (V/Pa). I_0 uygulanan lazer gücünü (W), F hücreye has sabiti ($Pa\ cm\ W^{-1}$), μ_a soğurma sabitini (cm^{-1}), g hacimsel gaz konsantrasyonunu, N ise gerilim olarak gürültüyü ifade etmektedir (Peng *et al.* 2009). Diğer taraftan FA odanın zemini ve penceresi tarafından soğurmaya bağlı olarak oluşan, sinyalle ahenkli bir gürültü oluşmaktadır. Bu zemin gürültüsünü önlemek için daha önce yapılan çalışmalar dalga boyu modülasyon spektroskopisinin (WMS) yönteminin etkili olduğunu göstermiştir. Bu yöntemde kullanılan lazer dalga boyunu ise aşağıdaki gibi ifade edebiliriz (Peng *et al.* 2009).

$$\lambda_i(t) = \lambda_c + a \cos(2\pi ft) \quad (3.5)$$

Burada $\lambda_i(t)$ lazerin anlık dalga boyu olmaktadır. λ_c ise lazerin ana dalga boyu, a modülasyon genliğini, f ise sinüzoidal modülasyon frekansını temsil etmektedir. λ_c sabit bir hızı ifade ederken, FA sinyalin ikinci harmoniği niteliğindeki $2f$ değeri faz kilitlemeli yükselticiler vasıtasıyla tespit edilmektedir (Reid and Lebric 1981; Liu *et al.* 2004; Schilt and Thévenaz 2006). Bu yöntem vasıtasıyla gaz konsantrasyonlarındaki değerler elde edilmektedir.

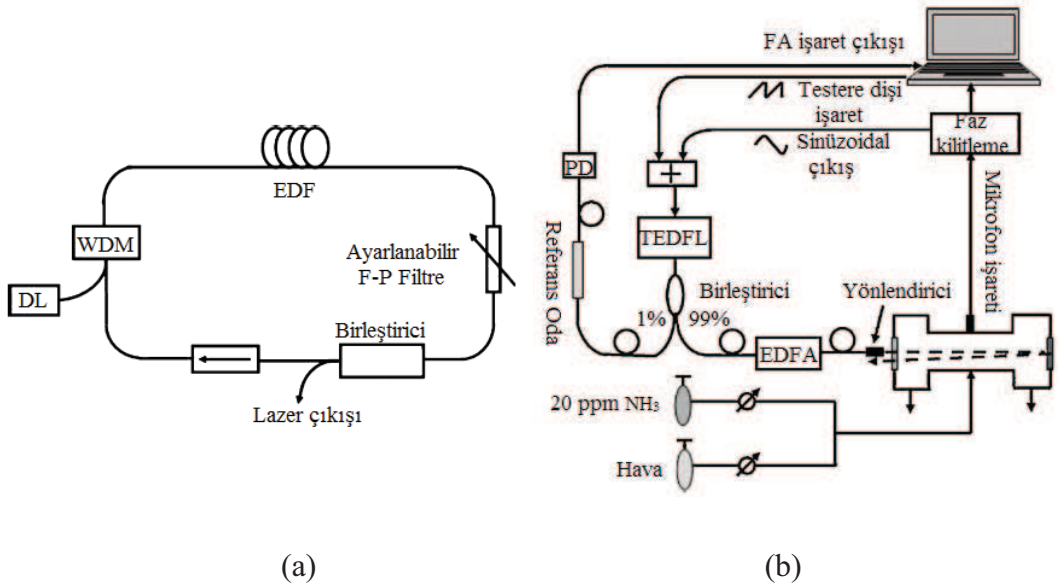
WMS yönteminde lazerin modülasyon frekansı f olmakla beraber, zemin gürültüleri de aynı frekansta oluşmaktadır. Ancak $2f$ frekansında analiz edilen FA sinyaller, bir diğer ifadeyle sinyallerin mikrofon tarafından $2f$ frekansında demodülasyona uğraması FA odanın duvarları, pencereleri vb. kısımlarından oluşan zemin gürültülerinin engellenmesi yönüyle önemlidir.

3.1.7.b. FA sistemde kullanılan lazer altyapısı

Daha önceki uygulamalardaki FA düzeneklerden daha farklı bir lazer altyapısı bu uygulamada kullanılmıştır. Yukarıda anlatıldığı gibi TEDFL ve EDFA gibi farklı iki sistem mevcuttur.

980 nm dalga boyuna sahip diyot lazerin çıkışı TEDFL sistemi içerisinde 7m uzunluğundaki erdiyum katkılı, normal kazanç seviyesine sahip fiber kablo üzerinde loop yani döngüsel halde taşınır. Döngüsel yapı üzerinde lazeri tek bir yönde yayılımını kuvvetlendiren optik izolatör (ISO), dalga boyunu kendi üzerine uygulanan gerilim vasıtasıyla ayarlayan Fabry-Perot filtre yapıları mevcuttur.

Diğer taraftan erbiyum katkılı fiber yükseltici (EDFA) yapısı 1531.7 nm dalga boyuna ayarlanmış lazer çıkışını 3.5 mW seviyelerinden 500 mW seviyelerine getirebilecek yüksek kazanç sağlar. Şekil 3.6'da TEDFL yapısı (a) ve genel FA sistem (b) gösterilmektedir.



Şekil 3.6. TEDFL (a) genel FA (b) detaylı yapıları (Peng *et al.* 2009)

FA oda ise 1 cm çapında 10 cm uzunluğunda bir rezonatör kısım bulunmaktayken gaz çıkışını sağlayan 5 cm uzunluğunda iki ara bölge bulunmaktadır. İki hacimli söz konusu yapı ortam gürültüsünü etkili olarak bastırabilmektedir (Bijnen *et al.* 1996). Bir adet mikrofon bulunmaktayken, bu mikrofon rezonatör kısmın tam ortasına yerleştirilmiştir. Yukarıda açıklandığı gibi FA odanın rezonant frekansı modülasyon frekansının iki katıdır. Söz konusu hücre için bu değer yaklaşık olarak 1664 Hz, Q değeri 26 civarı tespit edilmiştir.

3.2. Biyomedikal FA Uygulamaları

Tıbbi teşhis ve araştırma için tıbbi görüntüleme önemli bir hadisedir. Çeşitli tıbbi görüntüleme sistemleri mevcut olup, zayıf yönlere sahiptirler. Bu duruma örnek olarak, bilgisayar kontrollü x-ışın tomografisinin, vücudu olumsuz olarak etkileyecek iyonize radyasyonu birikimine sebep olması, ultrason yönteminin düşük şiddete sahip olup, önemli miktarda sapmasından dolayı birkaç santimetre derinlikte yetersiz kalması bu zayıf yönlere örnek olarak gösterilebilir. Diğer taraftan tek odaklı mikroskopi, optik uyumlu tomografi gibi teknikler direkt soğurmaya sahip olmayıp, güçlü geri sapmalara bağlı olarak değişen görüntüleme derinliğini etkilemektedir. Bu tür görüntüleme sistemleri beyin, göğüs gibi yalnızca ilgili bölgelerde tespit imkânına sahip olup, vücudun geneliyle ilgili olmamaktadır. FA görüntüleme yukarıdaki dezavantajlara sahip olmayan yeni bir görüntüleme tekniğidir. Daha önce izah edilen FA etki bu teknikte de temel hareket noktasını oluşturmaktadır. FA görüntüleme sistemlerini ikiye ayırmak mümkündür. Bunlar FA mikroskopi ve FA tomografidir.

3.2.1. FA mikroskopi

Küresel odaklı yüksek frekanslı dönüştürücüler 2 boyutlu noktadan noktaya yöntemle, lineer ya da ayrı sektörler halinde taramalar gerçekleştirip, ölçülen verilerden yeniden direkt olarak görüntü oluşturabilir. Söz konusu görüntünün yeniden oluşturulması için bir algoritma gereklidir. Elde edilecek görüntünün derinliği, ultrasonik zayıflamayla sınırlıdır. Uzaysal ve yanal kararlılık ise kullanılan ultrasonik yani insan kulağının

duyamayacağı kadar yüksek frekanslı sesleri algılayan dönüştürücülere bağlıdır. Yüksek seviyede eksensel kararlılık için ultrasonik dönüştürücünün yüksek frekans ve bant genişliğine sahip olması gerekmektedir. Yanal kararlılık ise dönüştürücünün odaksal çapına bağlı bulunmaktadır. FA Mikroskopinin uygulama alanlarına derideki tümör, iltihap görüntülenmesi ve küçük damarlardaki Hg değişimini tespit örnek olarak verilebilir.

3.2.2. FA tomografi

FA tomografi, inceleme altındaki bölgenin yüzeyi üzerinde ultrasonik dedektör tarafından taramalarla elde edilen fotoakustik kaynakların dağılımıyla ortaya çıkan işaretlerin görüntüsü olarak açıklanır. Çeşitli kaynaklarda optoakustik tomografi ismiyle karşımıza çıkmaktadır. Bu sistem daha karmaşık yapıları incelemek için kullanılır. FA tomografi inceleme altında olan çeşitli bölgelerdeki sinyalleri ölçmektedir. Sistemde FA sinyalleri almak için geniş bant yani odaklanmamış ultrasonik detektör kullanılır. Detektör genel olarak dairesel veya küresel bir şekle sahiptir. Daha sonra ise dokunun optik soğurma dağılımına göre görüntü oluşturulur. Bu görüntüler çeşitli noktaların incelenmesiyle iki boyutlu ve FA işaretin elde edilmiş zamanının derinlikle orantılı olmasından dolayı üç boyutlu olarak yorumlanabilmektedir. Fourier, zaman domeninde vb. matematiksel dönüşümler ile görüntüler elde edilebilmektedir (Anonim 2009).

FA görüntüleme 580 nm dalga boyunda, 1 cm derinliğinde 100 μ m eksensel kararlılık sağlayabilirken, 1064 nm dalga boyunda ise 7.5 cm derinlikte 2mm çapında kan damarlarını 0.4 mm derinlik ve 1 mm yanal kararlılıklarla tespit edebilmektedir (Anonim 2009). FA tomografinin uygulama alanları olarak, beyinde doku bozukluğu tespiti ve göğüs kanseri tanısı gösterilebilir.

3.2.3. FA dalgaların biyolojik etkileri

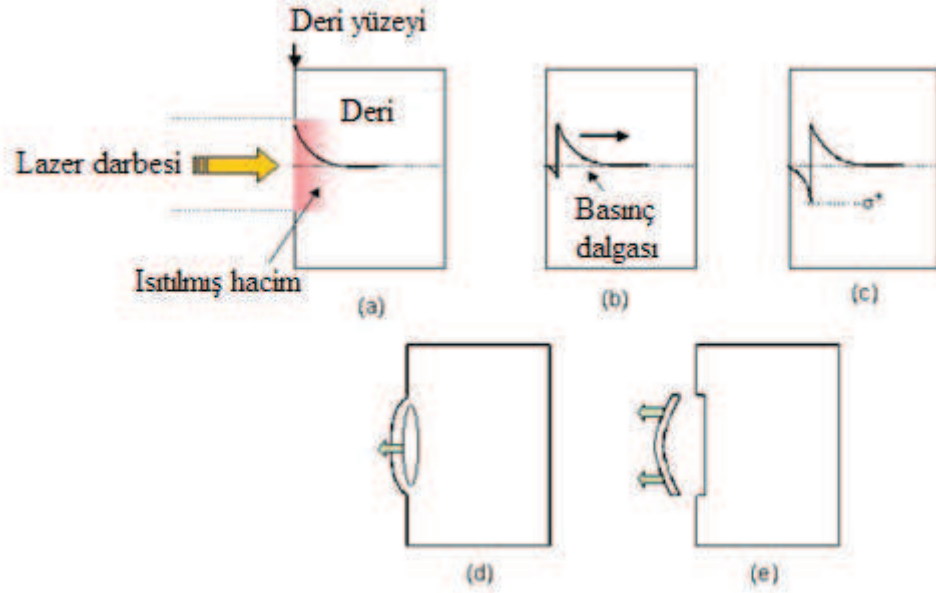
Biyolojik doku ve FA dalgalar arasındaki etkileşim karmaşık bir yapıya sahiptir. Termoelastik FA dalganın biyolojik dokularla etkileşim konusunu genel olarak

incelenmektedir. Konu esas olarak iki temel noktaya dayanır. İlk olarak genel erimeye yol açan buharlaşma enerjisi seviyesinin altında olan lazer ışıdamalarını, ısınma etkileri, basınç dalgaları ve boşluklar gibi çeşitli etkilerle beraber ele almak gerekir. Söz konusu ilk temel noktada, basınç dalgası mekaniği ve müteakiben dokudaki fiziksel etkiler öneme haizdir. Bu etkiler fotomekanik erime terimi altında birleşmektedir. Diğer temel konu ise yalnızca basınç dalgasının biyolojik dokular üzerindeki etkisi ile ilgilidir. Bu konuya yaklaşımda ise lazere hedef olarak poliimit ve polistren gibi yüksek soğurmaya sahip maddeler kullanılarak basınç dalgasının hücre dışında oluşturulmasına çalışılmaktadır. Bu vesileyle oluşan yüksek basınç yüksek genliğe sebep olurken, oluşan ısı, lazer ve hava boşluklarının olumsuz etkileri de minimize edilmektedir (Boonsang 2009).

Esas olarak eritme (ablasyon) teknikleri üç işlem üzerine kuruludur. Bunlar sırasıyla, foto termal, fotokimyasal ve fotomekanik ayrışmalardır. Foto termal ayrışma lazer vasıtasıyla yüksek sıcaklıklara (kaynama sıcaklığından yüksek) maruz kalarak buharlaşma sürecini işaret etmektedir. Fotokimyasal ayrışma ise aynı sebebe bağlı olarak uygulanan foton enerjisi neticesinde deri moleküllerinin kimyasal bağlarının ayrışmasıyla sonuçlanan etkileşimdir. Yukarıdaki iki işlem etkin erimeyi sağlamak amacıyla yüksek lazer yoğunluğu gerektirir. Diğer taraftan ilk olarak Dingus ve Scammon tarafından açıklanan fotomekanik işlemde ise tamamen buharlaştırma için 10 kat zayıf bir lazer enerji yoğunluğu yeterlidir. Bu işlem kalan dokulara minimum zara verecek şekilde, kontrollü eritmeyi sağlar. Bu işlemin üzerinde ayrıca çeşitli çalışmalar yapılmıştır. FA etkinin görüldüğü işlem fotomekanik işlem olmaktadır.

Daha önce anlatılmış olan FA teorideki pozitif basınca ek olarak, doku hava ara yüzündeki uyumsuzluğa bağlı olarak bir negatif basınç (gerilim baskısı) ortaya çıkmaktadır. Dokunun çoğu gerilim bağlamında zayıflığa sahip olup, bu durum sıkışıklık durumuna nispetle baskınlık oluşturuyorsa, negatif basınç σ eşik seviyesinin üzerine çıkıp, pozitif basınç değerinden daha büyük bir değere sahip olur. Bu seviyedeki basınç dokuda belli bir derinlikte bir boşluk veya yarığa sebep olup, daha sonra ise ön

ya da üst kısımdaki bir kısmın dışarı atılmasıyla sonuçlanır. Şekil 3.7’de fotomekanik eritme işleminin gerçekleşmesi gösterilmektedir (Boonsang 2009).



Şekil 3.7. Fotomekanik eritme işlemi (Boonsang 2009)

Burada bahsedilen negatif basınç eşik seviyesi yani fotomekanik eritme eşiği suya benzer yapıya sahip olan dokularda mevcuttur. Oraevsky *et al.* (1996) yaptığı çalışmalar sonucunda sırasıyla sulu çözelti, kolajen jel ve akciğerin eritme eşiklerini 20.38 ve 55 $J.cm^{-3}$ olarak bulmuştur. Paltauf *et al.* (1996) ise çalışmalarında su ve jelatin eritme eşiklerinin ilgili örneğin soğurma sabitine doğru orantılı olduğunu keşfetmiştir. Birkaç yüz $J.cm^{-3}$ değerine sahip olan suyun fotomekanik eritme eşik değeri, 2600 $J.cm^{-3}$ değerine sahip olan bardak suyun buharlaştırılmasına nispetle çok küçük bir değere sahiptir. Bu bilgilerden sonra çeşitli uygulamalar konunun açıklanmasında faydalı olacaktır.

3.2.4. Beynin yapısal ve fonksiyonel iç yapısını görüntülemek amacıyla oluşturulan FA tomografi

Genel olarak üç çeşit yayılıma uğramayan moleküler görüntüleme yöntemi mevcuttur. Manyetik rezonans ile görüntüleme, nükleer görüntüleme ve son olarak foton emisyonu

ile görüntüleme mevcuttur (Cherry 1997; Winter 2003; Batya *et al.* 2005; Persigehl *et al.* 2005).

Nükleer görüntüleme ve foton emisyonu her ne kadar yaygın kullanıma sahip olsa da sahip oldukları radyasyona dayalı yan etkilerden dolayı FA tomografi tercih edilebilir bir seçenek olarak öne çıkmaktadır. Ayrıca bu yöntemlerde var olan zayıf uzaysal kararlılığa bağlı olarak oluşan doku içindeki saçılım istenmeyen bir etkidir. FA tomografi bu durumu minimum seviyeye indirmesiyle öne çıkmaktadır (Hoelen and de Mul 1998). Ancak çeşitli uygulamalar anlık görüntüleme almak için bu uygulamada kullanılan fonksiyonel manyetik rezonans avantajlı görülmektedir (Mayhew 1999; Nemoto 1999). Beynin fiziksel ve patolojik yapısıyla ilgili belirtiler olan şişme, oksijen tüketimi, kan akış hacmindeki değişiklikler sinir sisteminin özelliklerini görüntüleme teknikleri vasıtasıyla gösterir. Bu çalışmada fare beyni üzerinde lazer indüklemeli FA tomografi (FAT) ile kafatası ve deri yapısına dair görüntüleme anlatılmaktadır. FAT yönteminin temel avantajı olarak, optik netlik ile insan kulağını duyamayacağı yüksek frekansların yani ultrasonun yüksek uzaysal kararlılığını yapısında toplamasıdır. Sistem sayesinde farelerin beyin yapıları, doku bozuklukları ve korteks yani dış kısımdaki damarlardaki değişimler ayrıntılarıyla görüntülenmiştir. Ayrıca belirli seviyelerde oksijen indüklenerek oksijen azlığı ve fazlalığı durumları oluşturulup, değişimler gözlemlenmiştir.

FAT sistemi için uygulanan ışık 532 nm dalga boyuna sahip olup, 6.5 ns zamanlı tam geniş yarı maksimum darbeler üreten Nd:YAG lazeridir. Farenin kafa bölgesine tatbik edilen lazerin enerji yoğunluğu yaklaşık olarak 10 mJ/cm^2 olup, deride 20 mK sıcaklık artışına sebep olur. Suyu dolu haznede bulunup, 3.5 MHz merkez frekansına ve geniş bant genişliğine sahip olan FA dönüştürücü sinyalleri algılar. FA dönüştürücü bilgisayar kumandalı step motor vasıtasıyla farenin kafa bölgesi etrafında tarama yapıp, FA sinyalleri tespit eder. Silindirik şekilde odaklanan FA dönüştürücü 1 mm odak çapına sahip olup, z eksenini boyunca uzaysal kararlılığı tayin eder. Darbe yükseltici ise alınan sinyalleri yükseltip dijital osiloskopa girişini sağlar. Bilgisayar ise alınan dijital FA

sinyalleri saklayıp optik soğurma dağılımını yeniden oluşturup, x-y ekseninde kararlılık oluşturup, görüntü sağlar (Xu and Wang 2002).

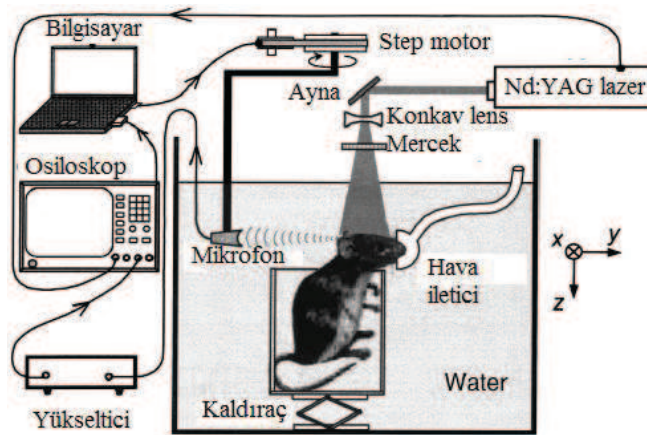
3.2.4.a. Görüntüyü yeniden oluşturma

Sistemdeki FA etkide ısı iletimi darbe zamanının termal difüzyon zamanından kısa olması sebebiyle ihmal edilebilir (Diebold *et al.* 1992). Görüntüyü oluşturma için ilgili algoritma ve lazer tarafından aydınlatılan tüm bölgedeki FA sinyal tespitinin başarısı hayati öneme sahip faktörlerdir.

Tarama yarıçapının FA dalga boyuna oranı çok büyük olduğu takdirde optik soğurma aşağıdaki gibi ifade edilir (Wang *et al.* 2003):

$$A(r) = -\frac{r_0^2 c}{2\pi v_s^4 \beta} \int_{\theta_0} d\theta_0 \frac{1}{t} \frac{\partial S(r_0, t)}{\partial t} \quad |_{t=|r_0-r|/v_s} \quad (3.6)$$

Burada sırasıyla, c özgül ısıyı, v_s akustik hızı, β hacimsel termal yayılım katsayısını, r_0 görüntülenilen bölgenin merkezine göre dedektörün konumunu ve $S(r_0, t)$ ise her θ_0 açısında taranan FA sinyalin genliğini ifade etmektedir.



Şekil 3.8. Fare beynindeki deri ve kafatası yapılarının FAT yöntemi deney kurulumu (Wang *et al.* 2003)

3.2.5. FAT yoluyla tümördeki aşırı damar gelişiminin tespiti

Bu çalışmada FAT bir faredeki tümör oluşumunun içindeki damar gelişimini tespit etmeye çalışılmaktadır. Bu uygulamada deri altına yerleştirilen tümör iki hafta boyunca gelişimini devam ettirirken, damar gelişimiyle ilgili FA görüntüler seri şekilde elde edilmiştir. Bu uygulama FAT yönteminin kanser araştırmaları esnasında, damar gelişimini tespit etmede faydalı bir teknik olabileceğini göstermektedir. Bu gibi FAT uygulamalarında optik netlik ve dokuların görüntülenmesi örnek kısmın uygulanan ışını soğurmaıyla ilgilidir (Zeng *et al.* 2005; Tan *et al.* 2005; Su *et al.* 2006).

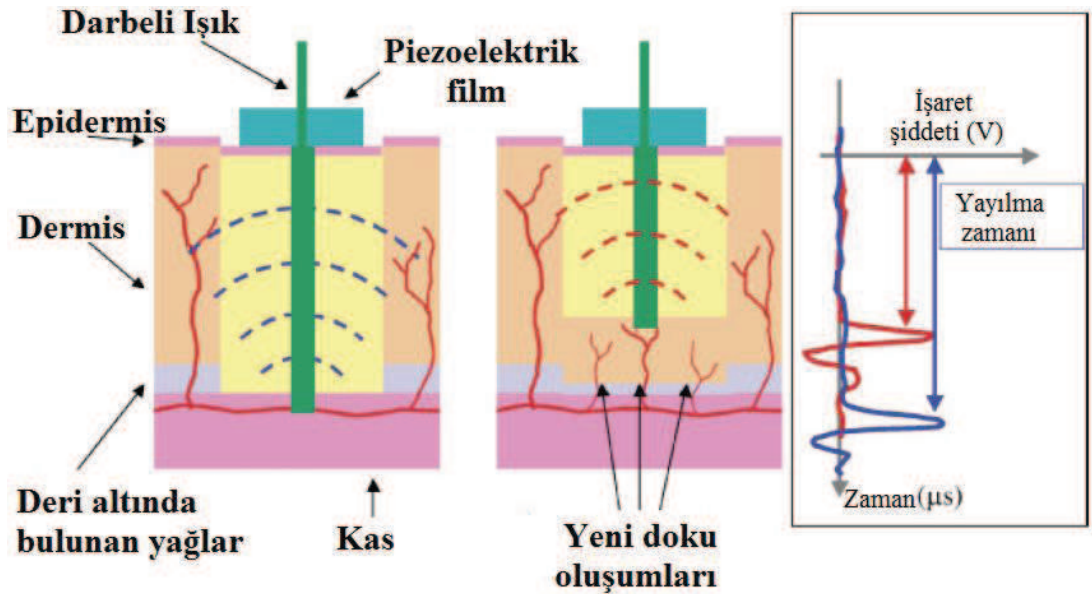
İlginçtir ki bu uygulamada kullanılan lazer sistemi, yukarıdaki uygulamada kullanılan sistemin aynısıdır. Diğer taraftan dönüştürücü olarak kullanılan cihaz hidrofon olarak adlandırılan, su ortamında basıncı piezoelektrik prensibe göre algılamaktadır. 1 mm çapında olup 850 nV/Pa hassasiyete sahiptir. Daha önceki uygulamada olduğu gibi dönüştürücü faredeki tümörün etrafında tarama işlemini yine bilgisayar kontrollü step motor vasıtasıyla yapmaktadır (Liang *et al.* 2007). Genel olarak FA uygulamalarda kullanılan yükseltici katı bu uygulamada yine mevcut olup sinyalleri dijital osiloskopa göndermektedir. Uygulamada bir görüntü oluşturmak için, ilgili bölgede 360° hareketle 200 farklı pozisyonun FA sinyalleri alınır. Söz konusu 200 farklı sinyal kaydedildikten sonra görüntü oluşturucu algoritma ile görüntü elde edilir (Yang *et al.* 2005).

3.2.6. Nakli yapılan dokudaki damar oluşumunun FA görüntülenmesi

Doku naklinde, nakil sonrasında nakledilen dokunun alıcı bölgeye bağlanma süreci önemlidir. Ancak mevcut teşhis ve takip yöntemleri olan çıplak gözle ve termografi yöntemleriyle takip bir hafta gibi uzun bir süre sonunda sonuç vermekle beraber, dokunun birleşmesiyle ilgili yeterince bilgiyi sağlayamayabilir (Bloomstein 1968; Birch *et al.* 1969; Arai *et al.* 1969). Bu uygulamada FA sinyallerin ölçülmesiyle nakli yapılan dokunun alıcı bölgeye uyumu ve birleşmesi yeni bir yöntemle gözlemlenmek amaçlanmaktadır. Deneysel kanıt için ise daha önceki uygulamalarda olduğu gibi fare kullanılmaktadır.

Bu uygulamada Nd:YAG lazer kullanılmaktadır. 532 nm dalga boyuna ve 6 ns darbe zamanına sahiptir. Söz konusu dalga boyu kanın absorsiyon sabitine uygun olmaktadır (Takatani and Graham 1987; Yamazaki *et al.* 2002). Lazerin çıkışı 600 μm çapında fiber kabloyla sağlanmaktadır. Darbenin çıkışta oluşturduğu güç ise yaklaşık olarak 200 μJ olmaktadır.

Diğer taraftan FA sinyali algılamak amacıyla, iç çapı 3.5 mm dış çapı 5.5 mm ve 30 μm kalınlığa sahip olan halka yapısında P(VdF/TrFE) (poli-vinlidenflorid-trifluoroetilen) piezoelektrik film kullanılmaktadır. Söz konusu algılayıcı 10-40 MHz arası bant genişliğine sahiptir. FA sinyaller FET yapısında yükseltip dijital osiloskopa gönderilip kayıt edilmektedir. Her ölçüm için 64 lazer darbesi ayrı ayrı alınıp kaydedilir. Çeşitli uygulamalarda sesin ilgili deri yapısı içindeki yayılma hızı 1450-1580 m/s aralığında tespit edilmiştir (Gross *et al.* 1978; Hu *et al.* 1998). Aşağıdaki şekilden de anlaşılacağı üzere doku naklinden hemen sonra ve daha sonraki zamanlarda ayrı ayrı ölçüm yapıp, FA sinyalin oluşan damar yapılarının derinliğine göre değişen zamanı tespit edilmektedir. Bir diğer ifadeyle damar oluşumu ne kadar tamamlanmış ise yüzeye o kadar yakın olup, FA sinyaller o kadar kısa zamanda algılanacaktır.



Şekil 3.9. Nakli yapılan dokunun FA görüntülenme sistemi

* (a) Transplantasyon yani doku naklinden hemen sonra, (b) Doku birleşmesi sonrası (Yamazaki *et al.* 2002)

3.2.7. Deri yüzeyine yakın damarlarda kapakçıkları FA ile görüntüleme

Damarların içine girmek için hâlihazırdaki yöntemler damar kapakçıklarını delmek ya da kateter ismindeki damarları gözlemleyen borunun kapakçıklar tarafından bloke edilmesi gibi riskleri taşır. Ayrıca damarlar içine yerleştirilen iğneler damar yapısını bozabilerek damarı verimsiz hale getirmektedir (Studer *et al.* 2000). Bu uygulamada söz konusu damarları gözlemek amacıyla FA görüntüleme tekniği kullanıp, bu risklerden kaçınılmaya çalışılmaktadır. Deri yapısına mukayeseyle daha yüksek bir soğurma katsayısına sahip olan damar yapılarını FA görüntüleme başarıyla uygulanmaktadır (Kolkman *et al.* 2004; Niederhauser *et al.* 2005). Niederhauser Ayrıca bu farklılıktan yola çıkılarak hemoglobinin gibi deri ve dokuya renk veren çeşitli maddelerin konsantrasyonları da tespit edilebilmektedir. Uygulamada görüntülenmeye çalışılan damarlar insan elinin sırtındaki gözle görülebilir damarlardır (Stoyanov *et al.* 1996; Fainchtein *et al.* 2000; Paltauf *et al.* 2001).

Nd:YAG lazer bu uygulamada kullanılmaktadır. 1064 nm dalga boyuna sahip olup darbe zamanı 8 ns olmaktadır. 1.25 mJ çıkış gücünü deri yüzeyine 600 μm çapındaki optik fiber kablo vasıtasıyla ulaştırır. 25 μm kalınlığında halka yapısına sahip olan PVdF piezoelektrik algılayıcı, FA sinyalleri alır (Kolkman *et al.* 2006). Diğer uygulamalardan farklı olarak deriye sürülen ultrason jeli sinyali almakta kolaylık sağlar. Alınan sinyaller 1 MHz gibi yüksek kesim frekansına sahip yükseltici tarafından yükseltip osiloskopa gönderilir. Alınan görüntüler daha önceki uygulamada olduğu gibi derinlik profiline sahiptir. Ayrıca Kolkman tarafından gerçekleştirilen uygulamadan yola çıkılarak tespit edilen damarların yarıçapı FA olayın etkili olduğu alan diğer bir ifadeyle ışık kaynağının nüfuz ettiği derinlik ile ilgili olduğu görülmektedir (Kolkman *et al.* 2004). Damarların boyu ve derinlikle beraber 2 boyutlu bir tarama yaptığı anlaşılır.

3.2.7.a. Damar ölçüm metodu

Öncelikle damarın elle bulunması gerekir. Burada el sırtındaki damara parmakla basılır, damarın akışı durduktan sonra gelen kan ters yönde ilerleyip, kapakçıya çarpıp damarı

doldurmaya başlar ve damar çeperi daha yüksek basınç altında genişlemeye başlar ve gözle rahatlıkla fark edilebilir.

Damarın tespitinden sonra 100 μm adımlarla damarın merkezi tespit edilip, FA sistem merkezin üzerine oturtulur. 2.5 dakikalık damarın boyuna taraması, müteakip 201 adet 50 μm boyunda küçük taramalardan oluşmaktadır. Damar kapakçıkları ayrıştırıcı olarak kan akışını durdurup tekrar akışı sağlama görevine sahip olup kandan farklı soğurma sabitine sahip olduğundan FA görüntüleme esnasında fark edilirler (Kolkman *et al.* 2006).

3.2.8. FA endoskopik görüntüleme

Endoskopik FA görüntüleme teknikleri henüz yeni oluşmaya başlayan bir alandır. Uygulamalar içinde aynı durum geçerlidir. Çeşitli uygulamalarda olduğu gibi ilgilili uygulamada FA etkinin söz konusu olduğu bu uygulamada farklı olarak algılama vazifesini, ince optik Fabry-Perot etalon veya enterferometre yerine getirmektedir (Zhang *et al.* 2009).

Diğer taraftan Viator endoskopi üzerine yaptığı çalışmalarda enterferometre yapısına ihtiyaç duymamış, klasik piezoelektrik yapısını kullanmıştır (Viator *et al.* 2001). Uygulamanın böbrek hastalıklarını teşhis ve laparoskopi yani kamerayla mide boşluğundan görüntü alınmasında kolaylık getireceği düşünülmektedir.

Ancak yeni ortaya çıkmakta olan bu yöntemin bazı sınırlarının olduğu aşikârdır. Optik nüfuz derinliği ve soğurma, optik ve akustik zayıflamayla ilgilidir. Uygulamada 532 nm dalga boyuna sahip görünür bölgede Nd:YAG lazerler 3 mm derinliğe nüfuz edebilirken, 700 nm ile 1064 nm arasındaki dalga boyuna sahip lazerlerin 2 cm derinliğe nüfuz edebildikleri kanıtlanmıştır. Buna karşın, akustik zayıflama genellikle optik zayıflamaya kıyasla ihmal edilebilecek bir konumdadır. Akustik zayıflama 50 MHz ve daha yüksek frekanslar için daha önemli etkilere sahip olmaktadır.

3.2.8.a. Etalon detektör

Genel olarak kullanılan konvansiyonel piezoelektrik dönüştürücülerin yüksek hassasiyete sahip olmasına rağmen, küçük boyut ($< 100 \mu\text{m}$) gerektiren uygulamalar için Etalon detektörler önemli oranda çözüm getirir. İnce film olarak tasarlanan Etalon, iki ayna tabakası ve arasına sandviç şeklinde koyulan şeffaf bir filmde oluşan bir Fabry-Perot interferometreden ibarettir (Sheaff *et al.* 2009). Aynaların arasındaki çoklu yansımalar keskin bir eğimle sağlanır. Bu eğime bağlı olacak şekilde, rezonans frekansına yakın dalga boylarında aradaki boşluğun kalınlığı önem arz eder. Ultrason dalgalarını oluşturmak için etalon kalınlığını değiştirecek şekilde aynaların hassas hareketi gerekir. Sonuçta akustik dalgalar etalon yüzeyinden yansıtacak ışık şiddeti göze alınarak ölçülür. Etalonun hassasiyetini belirleyen özellikler olarak kalınlık, uygulanan lazerin gücü ve yansıma kalitesi gösterilebilir (Sheaff *et al.* 2009).

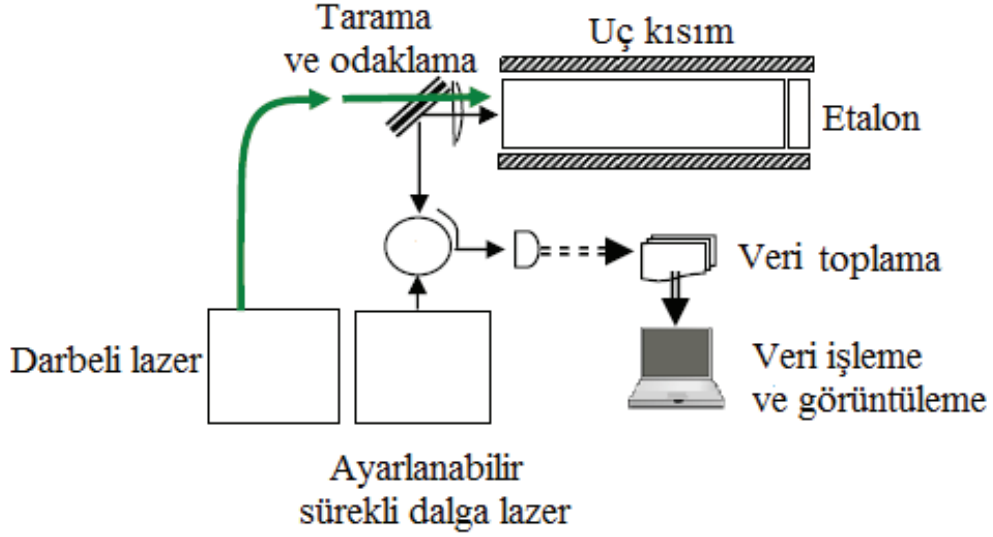
Bu uygulamada sadece FA sisteme ait iki lazer bulunmaktadır. Sürekli dalga lazer 4 mW çıkış gücü ve 1520-1620 nm dalga boyuna sahip olup GRIN (derecelendirilmiş kırılma indeksi) lensin arkasına düşüp ön taraftaki Etalon'un yüzey yapısını taramada yardımcı olur. Diğer lazer ise daha önceki uygulamalarda sıkça rastlanan 532 nm dalga boyuna ve 28 mJ/cm^2 darbe enerji yoğunluğuna sahip Nd:YAG tipi darbeleri lazerdir. Dokuda FA etki sonucu oluşan sıcaklık değişimi ise şöyle ifade edilmektedir (Viator and Prahl 1999).

$$\Delta T = \frac{\mu_a I_0}{\rho C} \quad (3.7)$$

Yukarıdaki formülde μ_a dokunun soğurma katsayısını, H_0 ışın şiddetini, ρ dokunun yoğunluğunu ve C özgül ısısını ifade etmektedir.

Yüzeyden geri yansıyan lazerler etalon yüzeyince yansıtılarak GRIN lens üzerinden foto detektörde elektriksel sinyale dönüştürülür. Foto detektöre gelen optik yansımalar Etalon üzerinde birbirlerine $50 \mu\text{m}$ mesafede kare şeklinde olan 23×23 ayrı noktadan

alınır. Yaklaşık olarak her noktadan $1.8 \mu\text{W}$ aydınlatma gücü fotodetektöre gelir. Daha sonra ise söz konusu sinyal 30 dB seviyesinde yükseltilip dijital osiloskopta görülür. Aşağıda FA endoskopi sisteminin genel çalışma şekli verilmektedir.



Şekil 3.10 FA endoskopinin genel çalışma şekli (Sheaff *et al.* 2009)

3.2.9. Gerçek zamanlı vücut içi FA ve ultrason görüntüleme

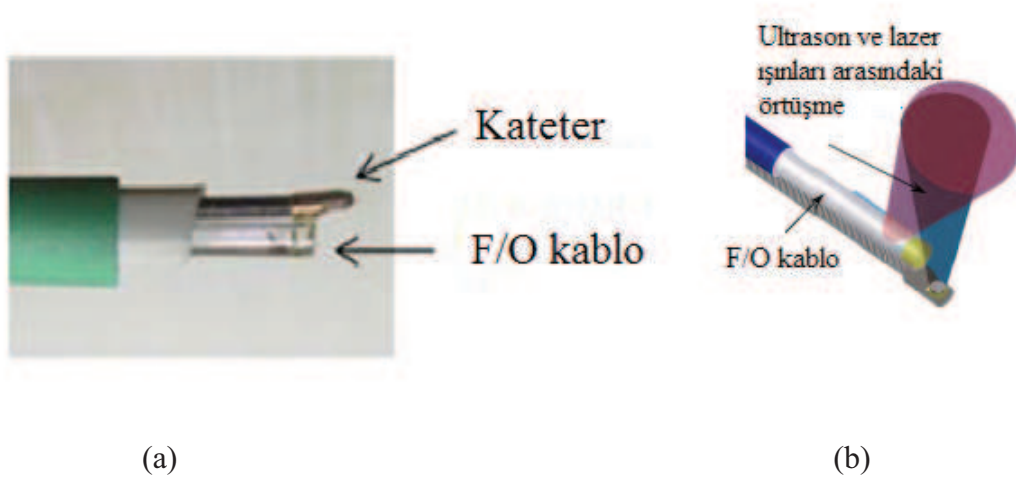
Bu uygulama ticari olarak kullanımda olan ultrason görüntüleme sisteminin üzerine kurulmuştur. Yaklaşık olarak saniyede 8 çerçeve hızına erişilmektedir. Gönüllü şahsın elindeki damarlar görüntülenirken, hem ultrason hem FA yöntem kullanılmaktadır. Genel olarak uygulamada derinin altındaki dallanmış damar yapıları görüntülenebilmektedir.

İki ayrı sistemin dâhil olduğu bu uygulama, gelen veriler ile lazerin uygulanması arasında senkronizasyonu sağlamak şarttır. FA görüntüleme mevcut iken ultrason kapalı olmalıdır. Ultrasonu detekte etmek için, 7,5 MHz merkez frekanslı, 128 noktaya sahip lineer dizi mevcuttur. Diğer taraftan Nd:YAG lazer 1,9 mJ gücünde darbelerle $5 \times 20 \text{ mm}^2$ alanı lazer etkisine tabi tutacak şekilde FA etkiyi tetikler. Darbe süresi yaklaşık olarak 8 nanosaniyedir. Benzer bir vücut dışı uygulama yapılmış ancak yüksek lazer

çıkış gücü oluşturmak için OPO sistemi kullanılmıştır, 5 ns darbe süresi bulunmaktadır (Wang *et al.* 2008).

Uygulamada FA ve ultrasonik görüntüler donanım temelli ,daha önce kullanılmakta olan tüm verileri bekletip birleştiren (beklet-ve-topla) ışın algoritmalarını kullanılmaktadır (Kolkman *et al.* 2008).

Ayrıca benzer mantığa sahip uygulamalar damar içi uygulamalar için kullanılabilir (Huang *et al.* 2007; Emelianov *et al.* 2008; Wang *et al.* 2008; Karpouk *et al.* 2010). Genellikle bu yapıda damar içine yerleştirilen ultrasona ait kateter yapısının üzerine optik fiber kablo ile FA sistem ilave edilir. Uygulanan lazer çeşitli uygulamalarda yalın veya OPO ile kuvvetlendirilmiş olarak çeşitli dalga boyları ve darbe süreleriyle karşımıza çıkmaktadır. Genel olarak alınan işaretler birleştirilip ultrasonik alıcılar tarafından tespit edilip ultrason yapısıyla görüntü oluşturulur. Burada 30 μm görüntü kararlılığı olan ultrasonun yanında, damar çeperlerinin ve bu çeperler üzerindeki plaklarınsoğurma durumuna göre önemli bilgiler sağlayan FA yapıyla beraber daha verimli bir yapı ortaya çıkar (Sethuraman *et al.* 2007; Sethuraman *et al.* 2007). Şekil 3.11’de söz konusu yapı gösterilmektedir.



Şekil 3.11. (a) Ultrason için kullanılan kateter ve optik fiberin oluşturduğu FA görüntüleme yapısı (b) Lazer ışınları ve ultrason arasında örtüşme (Karpouk *et al.* 2010)

Yukarıdaki şekilde görüldüğü üzere lazer ve ultrason ışınlarının örtüşmesi, oluşacak işaretlerin kararlılığı ve önemli ölçüde bilgi sağlaması açısından yararlı olmaktadır.

3.2.10. Biyomedikal FA görüntüleme için yakın-kızılötesi lazer diyot kullanımı

Derideki FA sinyalleri oluşturmak amacıyla 905 nm dalga boyuna sahip bir darbeli lazer diyot sistemi geliştirilmiştir. 120-580 μm arasında çaplara sahip olan, içi 3 boyayla ($\mu_a = 1 \text{ mm}^{-1}$) doldurulan tüpler 9 mm derinlikteki turbid sıvısına daldırılıp FA dalgaları ölçülmektedir. Sistem silindirik tarama yapmakta ve 2 boyutlu görüntü sağlamaktadır. Alınan sinyallerde SNR oranının yüksek olması ve görüntü netliği sistemdeki iki önemli avantaj olarak gösterebilir.

Sistemden elde edilmesi gereken FA darbe zamanı ihtiyaca göre onlarca veya yüzlerce nanosaniye olabilir. Uygun nüfuz derinliğini sağlamak için ise yakın kızılötesi bölgede (600-1200 nm) uygun dalga boyu seçilmelidir. Nd:YAG lazerler 1064 nm dalga boyuna sahip olabilmeleri, mili joule mertebelerinde enerji seviyeleri, nispeten düşük maliyete sahip olmaları ve boyutları sebebiyle biyomedikal uygulamalar arasında tercih edilmektedirler (Allen *et al.* 2005; Allen and Beard 2006). Buna karşın dezavantajları da mevcuttur.

Temel eksiklik noktası sabit bir dalga boyuna sahip olmasıdır. Böyle bir durumda deriye renk veren oksijen ve deoksihemoglobin gibi maddelerin yapısal özellikleri bu yöntemle tespit edilemez. Ayarlanabilir kaynaklar bu gibi sorunların üzerinden gelmektedir.

Diğer lazer çeşitleri yukarıdaki avantajlara sahip olduğu zaman ek maliyet, güç, soğutma vb. sınırlamalara tabi olurlar. Lazer diyotlar ise bu gibi sınırlama sorunlarının üstesinden gelmektedir. Gerek küçük boyutları gerekse nispeten düşük maliyetli olmalarının yanında ayarlanabilir kaynak niteliğinde olmaları gibi önemli avantajları lazer diyotları öne çıkarmaktadır. Ancak 200 W ve daha yüksek çıkış güçlerini sağlayamaması bir dezavantaj teşkil etmektedir.

Ancak bu önemli noktayı düzeltmek için çözümler mevcuttur. Nd:YAG lazerin darbe tekrarlama frekansı (DTF) onlarca hertz ile gösterilirken, lazer diyot yapılarında bu değer binlerce hertz mertebelerindedir. Burada elde edilen binlerce sinyalin toplanarak saniye bakımından ortalamasının alınması ilk önemli çözüm olarak öne çıkmaktadır.

Diğer taraftan lazer uygulanacak hedefin geometrik parametrelerine uygun darbe zamanı seçimi bir diğer önemli çözümdür. Son çözüm olarak ise dönüştürücünün ve lazerin bant genişliğini eşleştirmek gösterilebilir (Allen and Beard 2006).

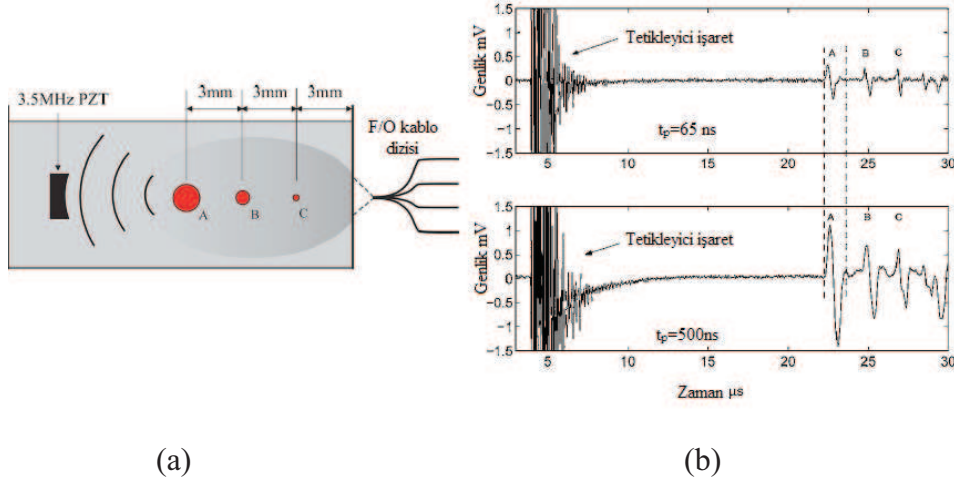
Bu uygulamada son amaç, çoklu dalga boyulu bir sistem oluşturmak olsa da, öncül olarak tek dalga boyuna sahip yeterli SNR oranına sahip olan bir sistem geliştirilmiştir. Söz konusu sistem 905 nm dalga boyuna sahip dört adet yüksek güçlü lazer diyotun ortak bir darbe üreticinden sürülüp, ortak bir fiber kablo çıkışından sağlanmasıyla açıklanır.

Lazer diyotların optik çıkış gücü 175 W olup, sırasıyla darbe zamanı ve DTF olarak 50-500 ns ve 0.1-5 kHz arası değişimleri sağlayabilmektedir. Daha öncesinde darbe üreticinin çıkışı, alana etkili transistörü (FET) tetikleyerek lazere diyot için gerekli darbeleri giriş sağlar. Lazer diyotların çıkışları ise 1.5 mm çapında fiberlerle birleşip örnek üzerine yönlendirilir.

Daha gerçekçi ve etkili bir uygulama için intralipid sıvısının dolu olduğu kaba üç ayrı kan damarı niteliğinde, içinde kanın soğurma sabitine eşdeğer boyalar konulan üç tüp yerleştirilmiştir. Sırasıyla bu tüplerin yarıçapları 120,300 ve 580 μm ve kap içindeki tarama derinlikleri 3,6 ve 9 mm'dir.

Bu tüplerden alınan FA sinyaller ise 3.5 MHz merkez frekansına ve 33 mm odak uzaklığına sahip piezoelektrik dönüştürücü tarafından alınmaktadır. Daha sonra alınan sinyal 40 dB mertebesinde yükseltip, daha önce ifade edildiği gibi 5000 kez ortalamaya tabi tutulmaktadır. Şekil 3.12'de tüplerin ve piezoelektrik dönüştürücünün içinde olduğu kap düzeneği gösterilmektedir. Diğer taraftan yine aşağıda uygulamada elde edilen sonuçlara göre değişik darbe zamanlarına göre daha anlamlı sonuçlar

edilebildiği görülmektedir. Alınan işaretleri daha sonra iki boyutlu olarak yeniden oluşturmak amacıyla yenilenmiş arka plan algoritması geliştirilmiştir (Bin *et al.* 2007).



Şekil 3.12. (a) Örnek tüplerin ve piezoelektrik dönüştürücünün bulunduğu kap. (b) 65 ve 500 ns darbe sürelerinde elde edilen FA sinyalleri (Allen and Beard 2006)

3.3. FA Yöntem ile Yarıiletken Karakterizasyon Uygulamaları

Karakterizasyon inceleme yapılan maddenin hakkındaki kendine has ayırt edici özelliklerinin ortaya çıkarılması olarak açıklanır. Bu bölümde FA etkinin yarıiletken karakterizasyonu ile ilgili mevcut uygulamaları anlatılacaktır. Görülmektedir ki bu bölümdeki uygulamalar sayıca diğer alanlara kıyasla az olmaktadır.

3.3.1. Bir yarıiletken-cam ikili katmanının termal özelliklerinin FA karakterizasyonu

Yarıiletkenlik konusunda çift katmanlı sistemler basit olarak bir substratın üzerine oluşturulan yarıiletken yapısından, ileri elektronik cihazların üretilmesine kadar geniş kullanım alanına sahiptir. Bu sistemler hakkındaki uygulamalar ısıtılma durumundaki hali açıklaması bakımından önem arz eder. Yani sistemin termal difüzyon, termal iletim ve özgül ısı gibi terimlerinin bilinmesi gerekir. CdTe güneş pili üretiminde, kuantum çukuru ihtiyaç duyulan en verimli materyallerden biridir (Britt and Ferekides

1993). Bu uygulamada yarıiletken kısmını CdTe materyalinin oluşturduğu, Cam-CdTe çift katman yapısı anlatılmaktadır.

Bu uygulamada termal iletkenlikler beyaz ışık aydınlatma koşullarıyla ölçülmektedir (Hatta 1979). Termal iletim değeri olan k , yoğunluk değeri olan ρ ve sabit basınçtaki özgül ısı değeri olan c vasıtasıyla termal yayınlılık şöyle bulunabilmektedir.

$$\alpha = k/\rho c \quad (3.8)$$

Aşağıdaki çift katmanlı yapının şeklinde görüldüğü gibi birinci materyalin kalınlığına l_1 , ikinci materyalin kalınlığına l_2 dersek toplam örnek kalınlığı $l = l_1 + l_2$ olup sırayla termal difüzivite, yoğunluk, özgül ısı ve termal iletim katmanlarına göre indislenmektedir Toplam termal direnç ise şöyle verilmektedir.

$$R = \frac{1}{k} = R_1 + R_2 \quad (3.9)$$

Buradaki k kompozit örneğin etkin termal iletkenliğini ifade ederken, katmanların termal direnci ise $R_i = l_i/k_i$ olarak türetilir. Ancak denklem (3.9) oluşması için aşağıdaki değerler şöyle bulunması gerekir.

$$k = lk_1k_2/(l_1k_2 + l_2k_1) \quad (3.10)$$

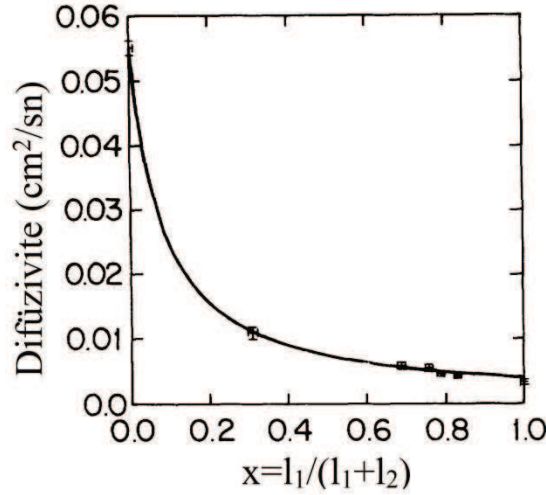
Ayrıca efektif ısı kapasitesi aşağıdaki gibi hesaplanabilir.

$$V\rho c = V_1\rho_1c_1 + V_2\rho_2c_2 \quad (3.11)$$

Denklem (3.10) ve (3.11) denklem (3.8) e uygulanırsa çift katmanlı yapının termal efüzivitesi aşağıdaki gibi ifade edilir.

$$a = \frac{1}{x^2/a_1 + (1-x)^2/a_2 + x(1-x)[\lambda/a_1 + 1/\lambda a_2]} \quad (3.12)$$

$x = l_1/l$ ve $\lambda = k_1/k_2$ oranlarını vermektedir. CdTe materyalinin termal yayınlılığı $a_1=0.0038 \text{ cm}^2/\text{s}$, camın termal yayınlılığı $a_2=0.0055 \text{ cm}^2/\text{s}$, $\lambda=0.075$ ve yarıiletken kısmın kalınlığı olarak $l_2=55 \mu\text{m}$ verilirken camın kalınlığı değiştirilerek elde edilen çift katmanlı sistemin termal difüzivitesi aşağıda verilmektedir.



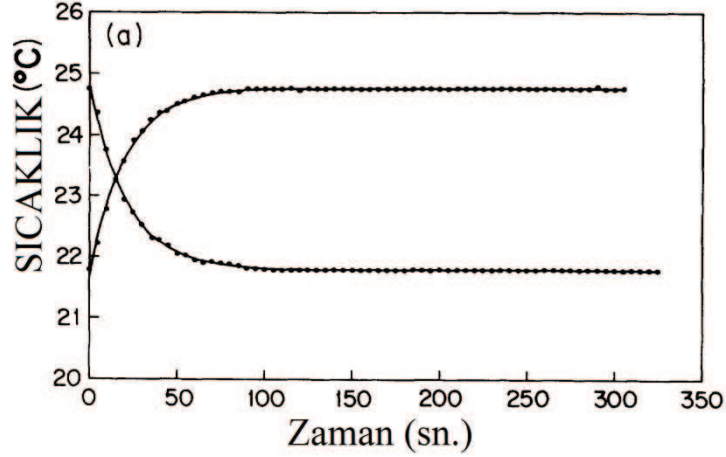
Şekil 3.13. x oranının fonksiyonu olarak CdTe-Cam çift katmanlı sisteminin termal difüzivitesi (Alvarado-Gil *et al.* 1994)

Uygulamada FA sistemin ışık kaynağı çıkış gücü 150 mW ve dalga boyu 488 nm olan mavi ışıktır. Bu kaynak mekanik olarak kesilip verilmektedir. Diğer taraftan elde ettiğimiz termal difüzivite sıcaklık değişiminin bulunmasında bizlere yardımcı olacaktır. Örnek için oluşacak sıcaklık değişiminin formülasyonu aşağıda verilmektedir.

$$\Delta T = \frac{I_0 a \tau}{lk} (1 - e^{-t/\tau}) \quad (3.13)$$

Burada I_0 uygulanan ışığın yoğunluğunu, $\tau = lk/2aH$ darbenin çıkış zamanını ifade ederken $H = 4\sigma T_0^3$ olarak verilir. σ Boltzman sabitini ifade eder. Şekil 3.14'de $220 \mu\text{m}$

toplam kalınlığa sahip örneğin, çift katmanda darbe sonucu oluşan sıcaklık değişimi verilmektedir.



Şekil 3.14. 220 μm kalınlığında beyaz ışık aydınlanması sonucu örnekteki sıcaklık değişimi (Alvarado-Gil *et al.* 1994)

3.3.2. Yarıiletken materyallerin FTIR-FAS yöntemle optik karakterizasyonu

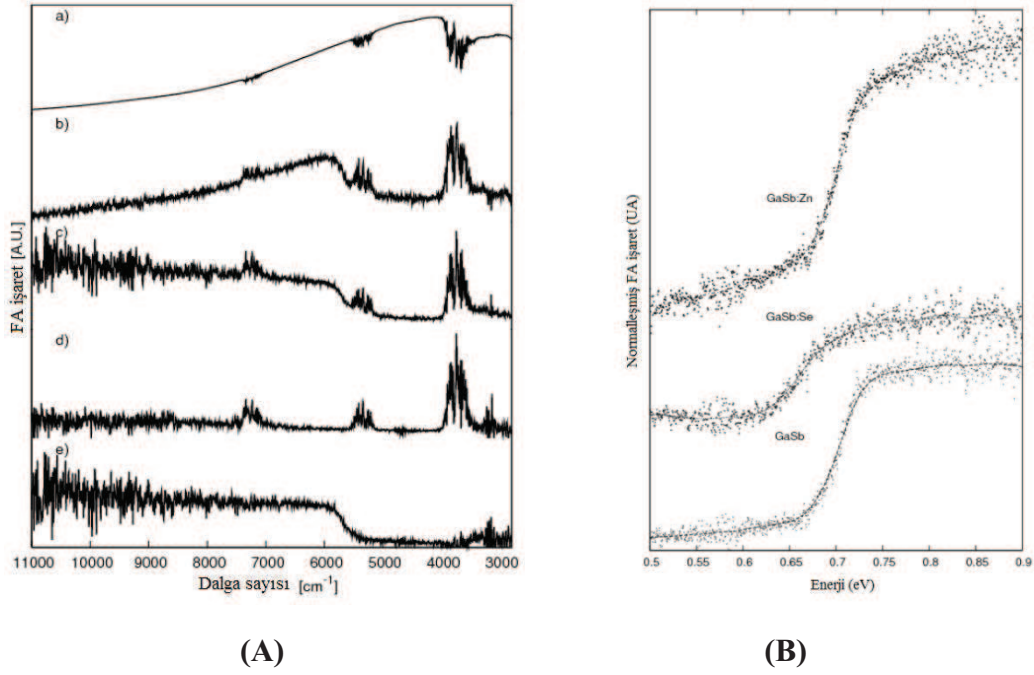
Fourier dönüşümlü infrared spektroskopisi fizik, kimya, biyoloji alanlarında çokca kullanılan bir yöntemdir. Ayrıca yarıiletken materyallerinde kullanılabilecek bir tekniktir. FTIR FAS, örnek tarafından soğurulan kızılötesi radyasyon sonucu üretilen sesin dinlenmesiyle ilgili olarak IR spektrumun tespitidir. FAS teknikleri yarıiletkenlerin ve diğer materyallerin tahrip edilmeden karakterizasyonunu sağlar (Rosencwaig 1988; Vargas and Miranda 1988; Bialowski 1996; Almond and Patel 1996). Örneęi çevreleyen gazdaki mikrobasińç değişikliklerine bağlı olarak tespit edilen FA işaretlerdeki termal değişiklikler soğurma spektrumunu oluşturur. FTIR FAS tekniğinin önemli bir avantajı göreceli olarak sağılan ışıdan bağımsızdır. Bu özelliği sağılımı yüksek toz veya yüksek soğurma sağlayan opak materyaller için kullanılmasını sağlar. Opaklık problemi örneğin optik yoğunluğunu uygun seviyeye çekmek ile çözümlenebilir. FTIR FAS yöntemi yarıiletken malzemeyi tahrip etmemesinin yanında, ön hazırlık gerektirmeyen bir tekniktir. Çeřitli yarıiletkenlerin enerji bant boşluklarını belirlenmesiyle soğurma spektrumu ilgili olmaktadır. Uygulanan fotonun enerjisi yasak

enerji aralığına eşitse bir elektron boşluk çifti oluşturur. Eğer foton enerjisi yasak enerji aralığından büyükse elektronlar valans bandından iletim bandına geçer. $h\nu - E_g$ sonucu elektron boşluk çiftlerinin etkileşimine bağlı olarak ortaya çıkan fazla ısıyı oluşturur. Bundan dolayı bant enerjisinden büyük olan foton enerji seviyesi opak yarıiletkenlere aittir. Foton enerjisinin bant boşluğundan küçük olması durumunda yalnızca safsızlık ve kusurlara bağlı olan yasak bant enerji aralığında soğurma meydana gelir. Bundan dolayı yarıiletken malzeme şeffaftır (Mc Cann, *et al.* 1995; Thomas and Philip 2000; Mandelis and Hess 2000; Barragan *et al.* 2006).

Uygulamadaki örnekler katkısız yada katkılanmış GaSb kristal yapılarından oluşur. GaSb ile kristal büyütme yöntemleri ile GaSb:Se ve GaSb:Zn örnekleri oluşturulmuştur (Udayashankar and Bhat 2001). Uygulamada kullanılan spektrometre hızlı tarama özelliklerinin yanında FA dedektöre sahip olmaktadır. Sistemin spektral tayfı FA odanın rezonans frekansı ve FTIR cihazının spektral tayfıyla belirlenir. Yarıiletken örneklerin uygulamada kaydedilen spektrumu yakın infrared bölgede olup $2700-11000 \text{ cm}^{-1}$ aralığındadır. Kararlılık seviyesi 8 cm^{-1} olup, ardışık 200 tarama ile spektrum oluşturulur.

Siyah karbon örnek temel olarak referans spektrumu (I_R) sağlar. Daha sonra ise ilgili örnek ölçüme alınarak kendine ait spektrum (I_{SB}) bulunur. Normalize edilmiş FA spektrum ise $FAS = I_{SB}/I_R$ olarak bulunur. Ayrıca helyum gazının FA odada kullanımı ile su buharının azaltımı ve kurutma etkisi olmakta, CO_2 ile daha yüksek SNR oranı yakalanabilmektedir.

Şekil 3.15 (a) bahsedilen FTIR spektrumu bulunmaktadır. Diğer taraftan normalize edilmiş GaSb, GaSb:Se ve GaSb:Zn örneklerinin uygulanan enerjiye göre elde edilen normalize FA işaret şiddetleri görülmektedir. Genel olarak bant enerji seviyesi 0.7-0.75 eV olup literatür değerleriyle örtüşmektedir (Papis and Polakowska 2006).



Şekil 3.15. (A) FTIR spektrumları (B) Değişik katkılama elementleriyle GaSb örneklerin uygulanan foton enerjisiyle oluşan FTIR spektrumları
* Siyah karbon referans(a), GaSb örnek (b), Normalleştirilmiş hal (c), Gaz olarak boş (d) ve normalleştirilmiş (e) FTIR spektrumları (Arévalo *et al.* 2008)

3.3.3. RuSe₂ yarıiletken taneciklerin FA karakterizasyonu

Çeşitli fototermal karakterizasyon yöntemleriyle toz ve gözenekli materyalleri incelemede çeşitli sorunlar bulunmaktadır (Monahan and Nolle 1977; Caldero'n *et al.* 1997). RuSe₂ bu sıkıntılarının yoğun olarak karşılaşıldığı bir materyal olup kristal halde ($E_g = 0.75$ eV) optik karakterizasyonu yapılabilmektedir (Huang *et al.* 1990; Yang *et al.* 1996).

İnceleme yapılacak örnek RuSe₂ polikristal tozundan oluşmaktadır. Toz 140 μm kalınlığında ve 5 mm çapında parçacıklara sıkıştırılıp incelenmeye hazır hale getirilir. Hemen elektret mikrofonun üzerine yerleştirilip, periyodik olarak FA etkiye maruz bırakılır. Söz konusu mikrofon 3 mm çapında dairesel şekilde olup, FA odanın zeminiyle bitişik halde bulunur. Uygulamada 100 Hz-350 Hz aralığında çalışan delikli disk vasıtasıyla mekanik olarak modülasyon sağlanmaktadır. Faz kilitlemeli yükselteç

vasıtasıyla FA işaretin genlik ve fazı, frekansın fonksiyonu şeklinde kaydedilerek, yükseltme işlemi gerçekleştirilir (Bernal-Alverado *et al.* 2000).

3.3.4. İnce filmlerin mekanik özelliklerinin FA karakterizasyonu

Radyo frekanslı anahtarlar, basınç sensörleri gibi mikroeletromekanik sistemler (MEMS) ince film yapıları içerirler. Bu yapılarında elastikiyet ve gerilim fazlalığı gibi özellikleri performanslarını etkiler (Martin *et al.* 1998). Bu çalışmada dar bant FA dalgalar üretilip Michelson enterferometresi tarafından 500 nm boyunda alüminyum/silikon nitrit ince film yapılarındaki iki yönlendirilmiş mod görüntülenir. Söz konusu ultra ince modlar birkaç yüz MHz frekans bölgesine aittir. Uygulanan darbeli lazer yapısı 480 ps darbe zamanına sahip, 13.2 μJ gücünde ve 1064 nm dalga boyunda iki ayrı ışından oluşmaktadır. Işınlardan ince film yapısının yüzeyine odaklanıp, hızlı ısınmaya sebebiyet verirler. Bu düzensiz ısınma ince film yapısında dalga sayısı $k = 4\pi/\lambda_e \sin(\theta/2)$ olacak şekilde akustik dalga üretimine neden olur. λ_e üretilen lazerin dalga boyu, θ ise iki lazer ışınının arasındaki açıdır. Sonuç olarak elde edilen film yapısındaki ultrasonik değişimler enterferometre tarafından tespit edilir (Hernandez *et al.* 2002). Materyal özellikleri gibi durumlara göre çeşitli modlar belirlenebilir. Ancak uygulamada en düşük iki mod seçilmiştir. Akustik dalga sayısı olan k ve filmin tüm kalınlığı olan h değeri vasıtasıyla kh hesaplanıp en düşük iki mod olan A_0 ve S_0 oluşur. Sırasıyla S_0 ve A_0 modlarının hızları aşağıdaki gibi gösterilebilir.

$$v_{s0} = \frac{\omega}{k} = \sqrt{\frac{C^*}{\rho^*}} \quad (3.14)$$

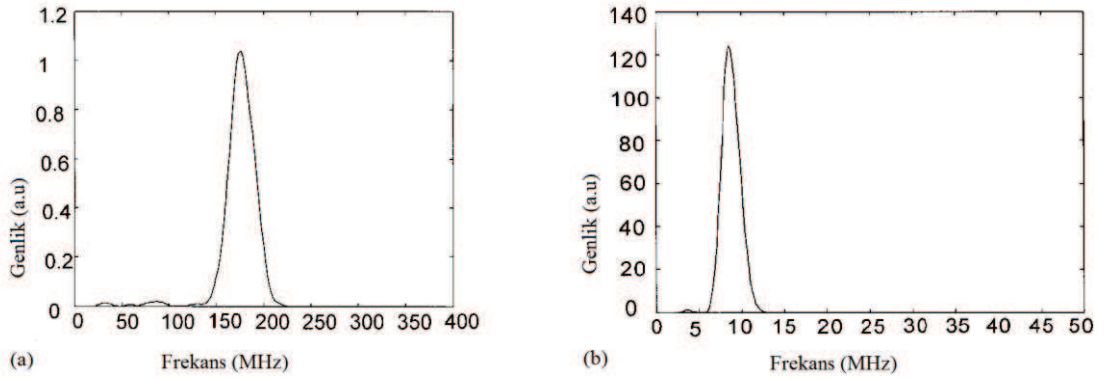
Örneğin kompozit sağlamlığı (C^*) ve yoğunluğu (ρ^*) ise şöyle verilmektedir.

$$C^* = \sum_{k=1}^N \frac{E_k}{1-\nu_k^2} V_k; \quad \rho^* = \sum_{k=1}^N \rho_k V_k \quad (3.15)$$

Yukarıdaki formüllerde, E_k Young modülünü, ν_k Poisson oranını, ρ_k k katmanının yoğunluğunu ifade ederken, hacimsel oran olan $V_k = h_k/h$ olarak bulunur. Diğer taraftan A_0 modunun hızı aşağıda gösterilmektedir.

$$v_{s0} = \frac{\omega}{k} = \sqrt{\frac{D^*}{\rho^*} (kh)^2 + \frac{\sigma_x}{\rho^*}} \quad (3.16)$$

σ_x gerilim fazlalığını, D^* kompozit malzemenin mukavemetini ifade eder. Yukarıdaki formüller vasıtasıyla aşağıdaki şekillerdeki S_0 ve A_0 modlarının frekans spektrumu elde edilmektedir.



Şekil 3.16. $kh=0.104$ değeri için 420 nm Al/236 nm Silikon Nitrit değerleri için (a) S_0 modu (b) A_0 modu için frekans spektrumları (Hernandez *et al.* 2001)

3.3.5. Elastik (Epoksi) silikon yapıların FA karakterizasyonu

Kompozit materyaller direnç, algılayıcı ve dönüştürücüler gibi elektronik malzemelerde kullanılmaktadır (Mc Lachlan *et al.* 1990; Nan *et al.* 1997). Bu uygulama, elastik silikon kompozit yapılarında bulunan hacimsel silikon oranına bağlı olarak ortaya çıkan termal difüzyon, elektriksel direnç hakkındadır.

3.3.5.a. Örnek hazırlama

Elastik yapıya sahip silikon, kristalize p-silikon ($22-40 \Omega \times \text{cm}$) ve yüksek elektriksel direnç ($10^{12} \Omega \times \text{cm}$) ile vakum şartlarında esnek bazlı reçine ve silika bazlı düşük buhar basıçlı reçineler kullanılarak oluşturulur. Örnekler p-silikon yongadan elde edilmiş silikon toz ve yukarda bahsedilen reçinelerin karışımıyla sağlanır. Düzensiz şekillere sahip olan $75-125 \mu\text{m}$ boyutlarındaki parçacıklar birbirleriyle temas halinde olan bir yapıya sahiptirler. Son olarak elde edilen karışım asetat filmler vasıtasıyla kalıp haline getirilip, 2 cm çapında $600 \mu\text{m}$ kalınlığında örnekler elde edilip, oda sıcaklığında kurutulur.

3.3.6. CdSe kuantum noktalarının termal ve optik özelliklerinin FA karakterizasyonu

Yarıiletken parçacıklar aynı maddelerin külçe yapılarına göre tamamen değişik özelliklere sahip olabilirler. Optik soğurma ve fotoluminesans özellikleri boyutlarına bağlıdır. Kuantum noktalar boyutlara göre elektronik özelliklerin nasıl değiştiğini görmek açısından önemli bir fırsat sağlar. İlginçtir ki, elektron boşluk çiftine kıyasla daha küçük olan kuantum noktalarda optik özellikler konusu daha fazla ortaya çıkar (Efros and Efros 1982; Brus 1984). Bu uygulamada boyuta bağımlı olarak CdSe yapısına ait kuantum noktaların değişik elektronik durumlardaki etkisi üzerine çalışılmıştır. Ayrıca FA teknik vasıtasıyla, değişik boyutlardaki kuantum noktaların termal difüzyon hızları bulunabilmektedir.

Küresel CdSe koloidal nanokristaller Talapin'in çalışmasında olduğu gibi hazırlanmıştır (Talapin *et al.* 2001). Dört ayrı boyuta sahip örnekte, dört eşit zaman aralığı sonucunda oluşturulmuştur. Söz konusu nano küresel yapıların şekil ve boyut dağılımı, taramalı tünelleme mikroskobu vasıtasıyla incelenebilmektedir. FA spektrumun ölçümü 400-700 nm dalga boyu aralığında olup, oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. Söz konusu FA spektrum daha önceki bir uygulamada olduğu gibi karbon karası kullanılarak normalleştirilmeye çalışılmıştır.

FA yöntemde kullanılan ve mekanik olarak sağlanan modülasyon frekansı bu uygulama için 16 Hz olmaktadır. Ölçümler sağlıklı olması ve daha yüksek SNR oranının sağlanması bakımından toplanıp ortalamaya tabii tutulmakta ve tekli ölçüm sonuçlarına nispetle daha başarılı bir teknik olduğu fark edilmektedir. Örneklerdeki termal difüzyon hızını belirlemek amacıyla değişik boyutlardaki CdSe Kuantum noktalarının hepsi 1 mm kalınlığındaki diske sıkıştırılmıştır. Ayrıca FA işaret genliği her örnek için değişik modülasyon frekanslarında ancak aynı lazer dalga boyunda incelemeye alınmıştır.

Aşağıdaki şekillerde farklı boyutlardaki örneklerin FA spektrumu verilmektedir. Örneklerdeki yetiştirme zamanının artırılmasıyla spektrumun enerji seviyesi düşmektedir. Nanokristal yapıların boyutlarının küçülmesiyle enerji bantları ayırık, enerji boşlukları ise artan bir hal almaya başlar. Nanokristal boyutu aşağıdaki formülde görüldüğü gibi yüksel etkileşim konusuna etki etmektedir (Yuang *et al.* 1994).

$$\Delta E = E - E_g = h^2/8\mu R^2 \quad (3.17)$$

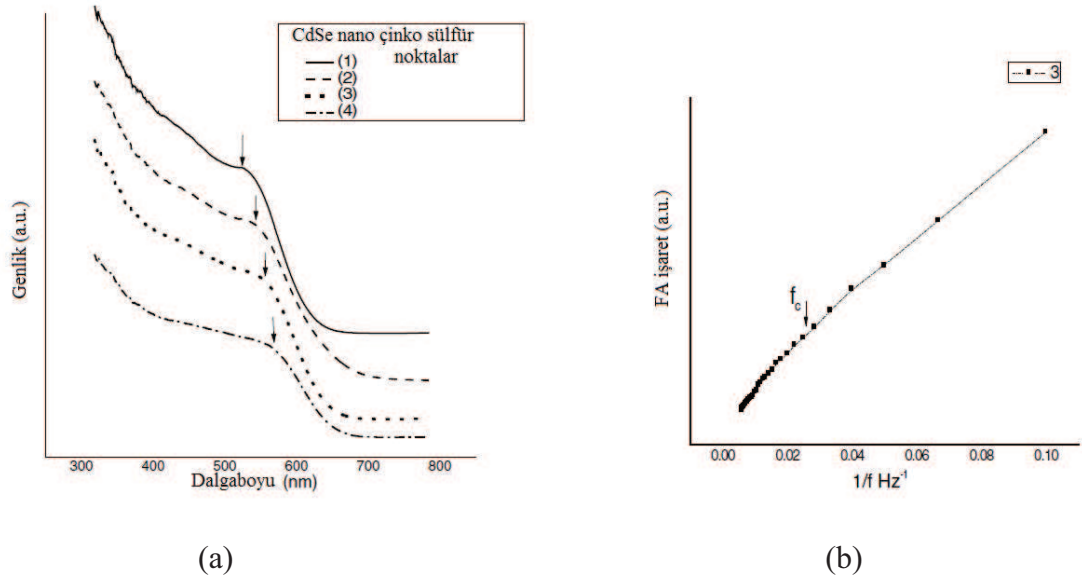
Burada μ düşürülmüş elektron-boşluk seviyesini, E_g ise külçe kristal bant boşluğunu, R ise nanokristal yapının çapını, E ise elektronik değişim için en düşük enerji seviyesini ve h ise Planck sabitini ifade etmektedir.

Örnek boyutu 2.6 nm-3.4 nm aralığında artarken FA işaret genliğinin düşüşü yukarıdaki denklemden anlaşılmaktadır. Diğer taraftan uygulanan sabit dalga boyunda frekansın termal difüzyon hızını nasıl etkilediği aşağıda gösterilmektedir (Efros and Efros 1982; Brus 1984).

$$\alpha = fcL^2 \text{ cm}^2/\text{s} \quad (3.18)$$

Burada α termal difüzyon hızını, f uygulanan modülasyon frekansını, c özgül ısı değerini, L örneğin kalınlığını ifade eder. Uygulamada bulunan örneklerin termal difüzyon hızı en büyük boyuta sahip örnekte 0.3 cm²/s, en küçük boyuttaki örnekte ise 0.4 cm²/s olarak

bulunmuştur (El-Brollossy *et al.* 2008). Şekil 3.17’de FA işaretin örnek boyutu ve uygulanan modülasyon frekansından nasıl etkilendiği gösterilmektedir.



Şekil 3.17. (a) Değişik boyutlardaki CdSe kuantum noktaların FA spektrumu (b) Üçüncü örneğe ait frekansla değişen FA işaret genliği (El-Brollossy *et al.* 2008)

4. ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Bu bölümde daha önceki bölümlerde yer verilen FA uygulamaların sonuçları ve ilgili yorumlar ana hatları ele alınmaktadır. FA Gaz analizi uygulamaları önemli bir başlangıç noktası teşkil eder. Soluk analizindeki etilen tespiti ele alınan ilk örnek olacaktır. Uygulama akciğer kanserine sebep olan etilen oksit ile bağlantılı olarak sigara kullanımıyla ilişkilendirilmesinden dolayı, elde edilen sonuçlar sigara dumanının içe çekilmesiyle belirlenmektedir. Uygulamaya tabi olan insanların sağlığı açısından, zararlı CO₂ gazını büyük ölçüde ortadan kaldırmak amacıyla potasyum hidroksit (KOH) gazı kullanımı gerekmiştir. Ayrıca CO₂ gazı C₂H₄ gibi hidrokarbonların oluşumunda etkilidir. Sigara dumanının alınmasında ise şahıslara göre farklı durumlar mevcuttur. İlk durum sigara kullanmayan şahıslarla ilgilidir. Bu durum ise KOH kullanımı olmayan, düşük miktarda KOH kullanımı ve yüksek miktarda KOH kullanımı olmak üzere üçe ayrılır.

KOH kullanımı olmadan 1225 ppbV gibi bir hacimsel değer tespit edilmiştir. Algılanabilecek minimum düzey ise 6 ppbV olmaktadır. KOH kullanımı olmadığından dolayı ortama verilen CO₂ ve C₂H₄ hacimsel gaz yoğunlukları da nispeten yüksektir.

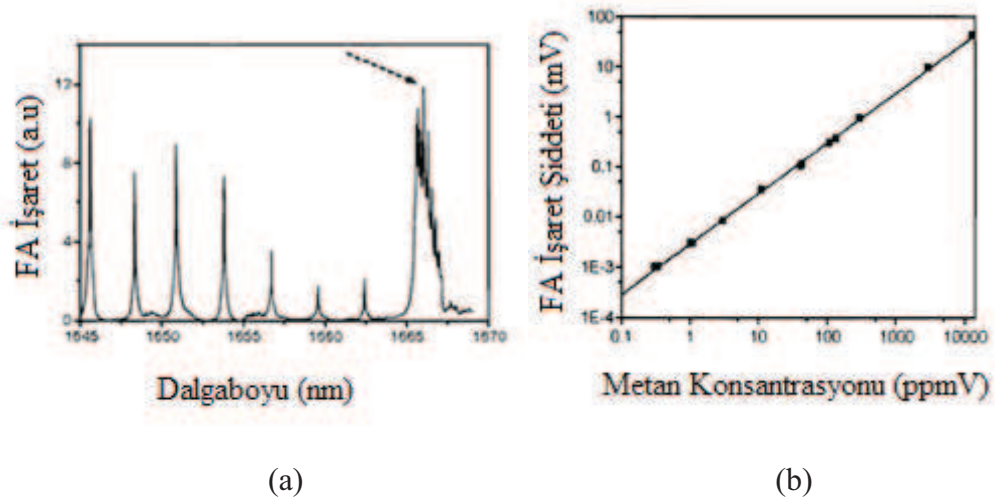
Düşük miktarda (13 cm³) KOH kullanımında ise tespit edilen etilen gazı değeri 334,5 ppbV olarak bulunmuştur. Ayrıca yine az miktarda CO₂ salınımı mevcuttur.

Yüksek miktarda (88 cm³) KOH kullanımında ise 17,3 ppbV değeri elde edilmiştir. Artık sadece C₂H₄ gazının ortama verildiği görülmektedir.

İkinci durum olan sigara kullanan şahıs için ise elde edilen değerler şöyledir. KOH kullanımı olmadan 15-16 dk. soluma yapılarak 1260-1436 ppbV değerine ulaşılmıştır. Söz konusu değer sigara içmeyen şahısların biraz üzerindedir. Ancak sigara kullanan şahıslarda KOH kullanımı mevcutken, tespit edilen C₂H₄ gazı değerleri sigara kullanmayan şahıslara nispetle yaklaşık olarak on kat yüksektir. Genel olarak bakıldığında

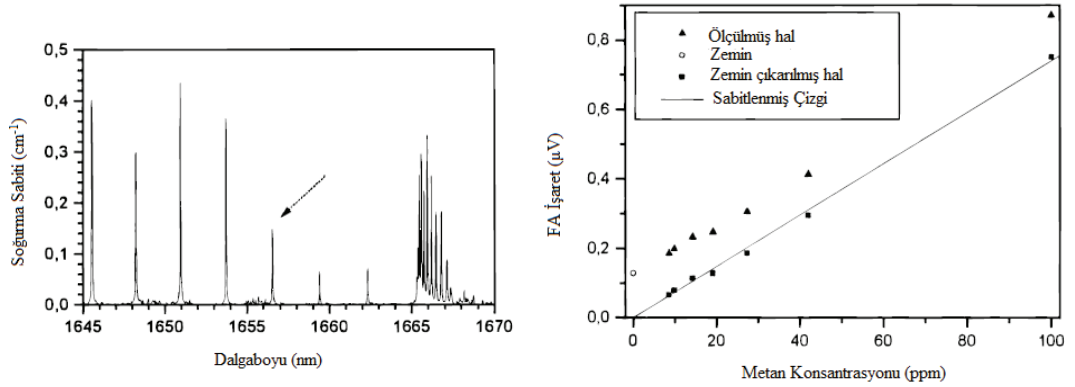
zaman FA sistem C_2H_4 gazının tespitinde önemli bir başarı ve hassasiyeti sağlamış ve sağlık alanında gelecek yıllarda uygulanabilirliği olasılığını artırmıştır.

Bir diğer uygulama sonucu ise FA yöntemle metan gazı tespiti üzerinedir. Söz konusu uygulamada hatırlanacağı üzere OPO ve lazer diyot olmak üzere iki ışık kaynağı ile metan gazının tespiti sağlanmıştır. OPO için 1650 nm civarında çeşitli metan konsantrasyonlarının taranmasıyla sonuçlar elde edilmiştir. Kristalin üç ana sıcaklıkta taraması yapılmıştır. Aşağıdaki şekilde okla gösterilen kısımda görüldüğü gibi FA sinyalin en güçlü olduğu yer, 1665 nm civarındadır. Metan konsantrasyon adım adım 12600 ppbV seviyesinden 300 ppbV seviyesine düşürülmektedir. Ancak 250 nV olarak tespit edilen gürültü gerilimi minimum metan tespit konsantrasyonunu 0,1 ppmV olarak sınırlandırmaktadır.



Şekil 4.1. (a)OPO ile 880 ppbV konsantrasyonda 1650 nm civarında oluşan FA sinyaller (b)OPO sisteminde metan konsantrasyonuyla FA işaret değişimi (Liang *et al.* 2000)

10 mW gücündeki lazer diyot için ise 1650 nm civarı yapılan deneylerde, kesin soğurmaun olduğu darbe, aşağıdaki şekilde görüldüğü gibi 1656,55 nm için elde edilmiştir. Gaz konsantrasyonu 100 ppmV seviyesinden 8 ppmV seviyesine adım adım indirilmiştir. Söz konusu sistemde 8 ppmV seviyesi minimum tespit seviyesidir. Bu seviyede yaklaşık olarak 120 nV gürültü gerilimi konsantrasyonun tespitini sınırlandırır.

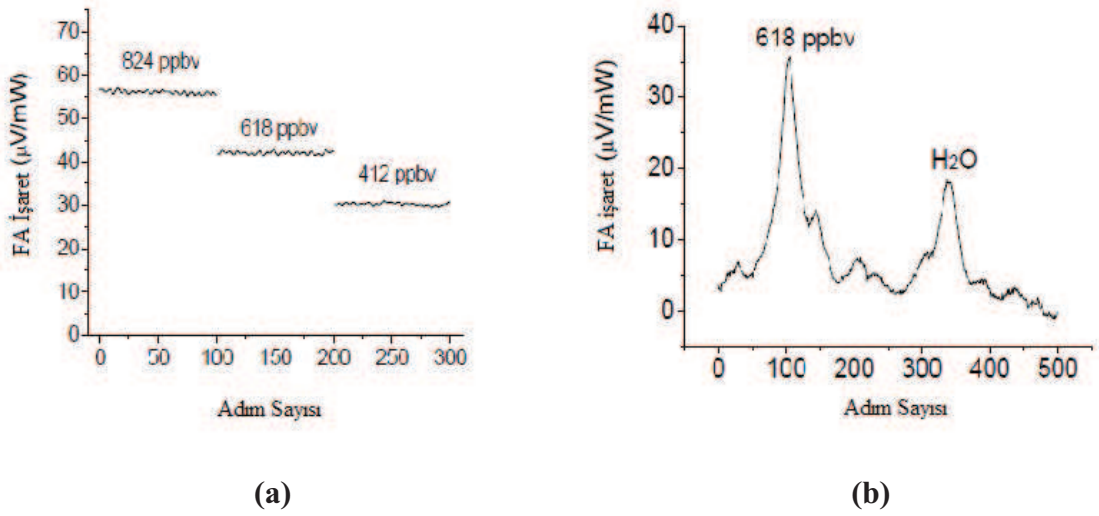


Şekil 4.2. (a)Lazer diyot ile 1650 nm civarı oluşan soğurma spektrumu (b) Lazer Diyot sisteminde Metan konsantrasyonu ile FA işaret değişimi (Liang *et al.* 2000)

Sıradaki uygulama sonucunda ise ortamda bulunan Etilen gazının tespiti OPO sistemi vasıtasıyla sağlanmıştır. Burada C₂H₄ konsantrasyonunu belirlemek için iki yöntem kullanılmıştır. Bunlardan ilki soğurmaun maksimum olduğu OPO dalga boyunu almak ve bu şekilde 30 uygulamanın ortalamasını almaktır. Diğeri ise her konsantrasyon için FA sinyalin maksimum olduğu dalga boylarına karşılık gelen etilen konsantrasyonunu bulmaktır.

Bu iki yöntemde 10 ppbV ile 9000 ppbV konsantrasyon değeri arasında otuzdan fazla deneye tabi tutulmuştur. Uygulamalarda C₂H₄ gazının soğurma değeri 3044,76 cm⁻¹ olarak tespit edilmiştir. Söz konusu değer su ve metan gazının değerlerine yakın seviyede bulunmaktadır. Aşağıdaki şekillerde bu iki yöntemle elde edilen sonuçlar gösterilmektedir.

Ayrıca çeşitli çalışmalarda OPO vasıtasıyla tespit metan ve dinitrojen oksit gazlarında başarılıdır (Costoupulos *et al.* 2002). Söz konusu sistemde minimum tespit edilebilecek konsantrasyon yoğunluğu 10 ppbV olup 92 nV seviyesindeki ortam gürültüsüyle denk hale gelmektedir.



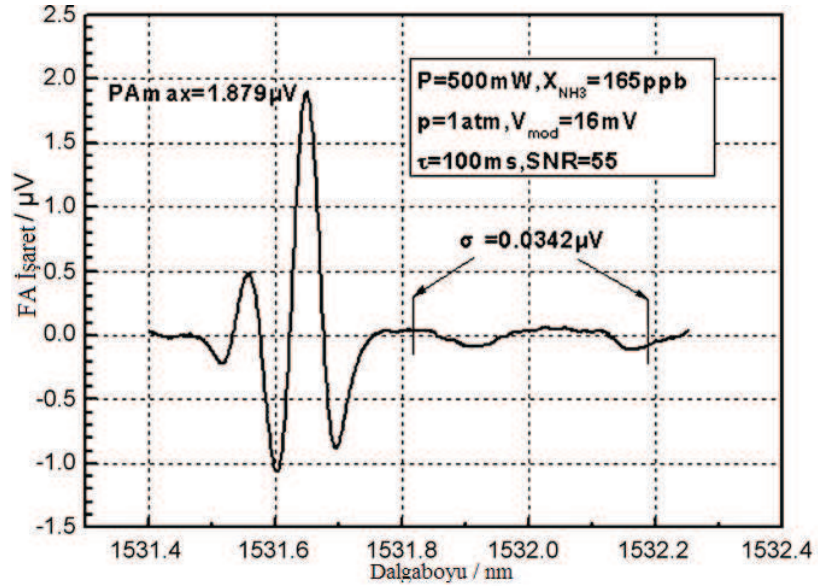
Şekil 4.3. (a) Yöntem 1: OPO dalga boyunun yaklaşık olarak $3044,7582 \text{ cm}^{-1}$ seviyesine ayarlanıp 30 saniyelik zamanlarda her konsantrasyon FA sinyal ortalaması alınması (b) Yöntem 2: Her konsantrasyon için OPO taraması

* Soğurma niteliği, su miktarına bağlı bulunmaktadır (Wee *et al.* 2005).

Gaz analizi uygulama sonuçlarında yer verilecek son uygulama sonucu ise FA yöntem vasıtasıyla amonyak gazının ölçümüdür. Uygulamada kullanılan dönüştürücü yapının performansı çeşitli oranlarda NH_3 gazı konsantrasyonlarında yapılan ölçümleri ile ortaya çıkmaktadır. Oluşturulmuş optimum hava şart ve konsantrasyonları (kompozisyon: $\text{O}_2 = 20.99979 \times 10^{-2}$; $\text{N}_2 = 78.99921 \times 10^{-2}$; $\text{H}_2\text{O} < 2 \times 10^{-6}$; $\text{CO} < 0.1 \times 10^{-6}$; $\text{CO}_2 < 0.1 \times 10^{-6}$; $\text{CH}_4 < 2.5 \times 10^{-6}$) için NH_3 gazı seyreltilip ilgili ölçüm alınmaktadır.

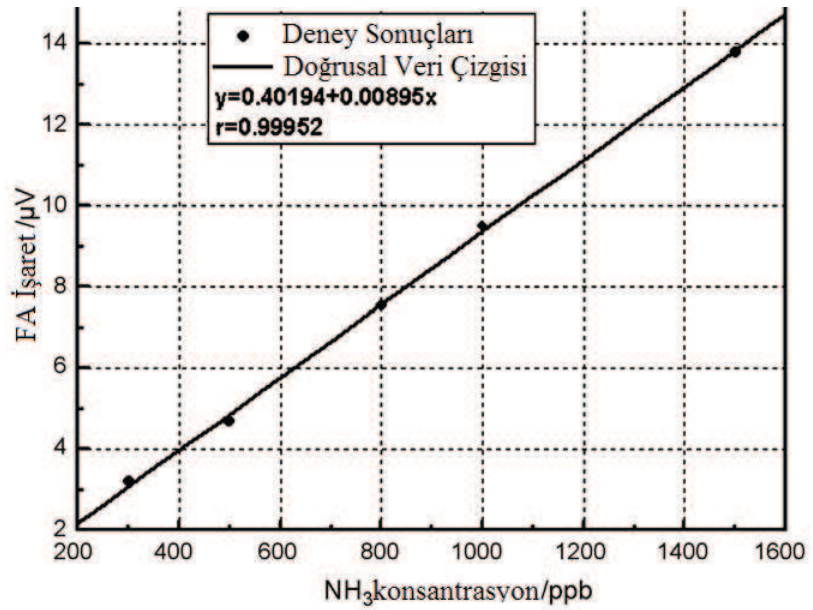
Aşağıdaki şekilde bu şartlar altındaki 165 ppbV konsantrasyon seviyesindeki NH_3 gazının tespit edilen FA işareti ve ölçülen ikinci harmoniği görülmektedir. İkinci harmoniğin ölçülmesi daha önce bahsedildiği üzere, işaretlerin mikrofon tarafından $2f$ frekansında demodülasyona uğraması ve FA odanın duvarları, pencereleri vb. kısımlarından oluşan zemin gürültülerinin engellenmesiyle ilgilidir.

Ayrıca arzu edilen SNR oranı olan 55 değeri sağlanması dâhilinde, sistem tarafından tespit edilen minimum konsantrasyon miktarı 3 ppbV olarak tespit edilmiştir.



Şekil 4.4. Optimum hava şartlarında 165 ppbV NH_3 konsantrasyon seviyesinde ölçülen $2f$ spektrumu (Peng *et al.* 2009)

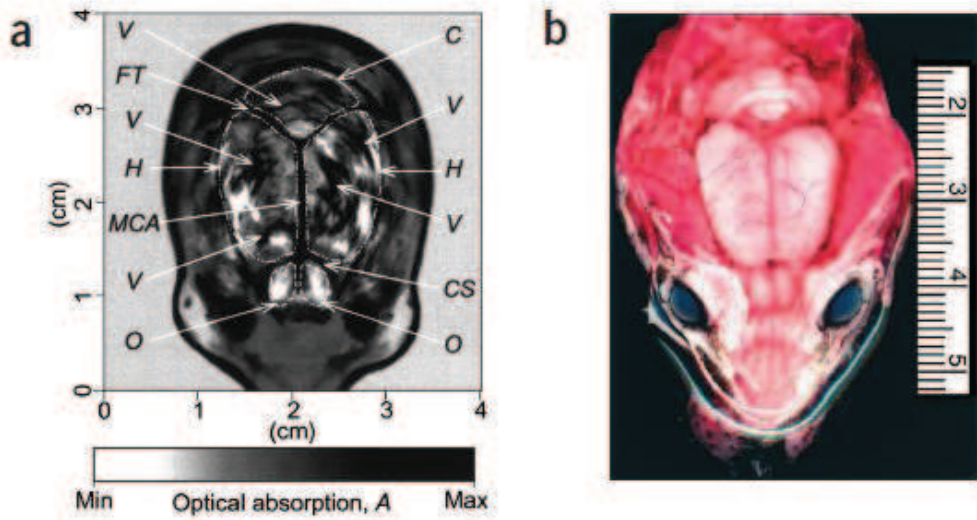
Ayrıca sistemin performansı amonyak gazının 20 ppmV (seyreltik amonyak gazı) ile yapay hava seviyeleri arasında, değişik konsantrasyonlarda ölçülmesiyle test edilmiştir. 300 ppbV seviyesinden 1500 ppbV seviyesine farklı konsantrasyonlardaki amonyak gaz karışımının lineerliği aşağıdaki test sonuçlarında görülmektedir.



Şekil 4.5. NH_3 konsantrasyonunun değişimine göre FA işaretinin lineer cevabı (Peng *et al.* 2009)

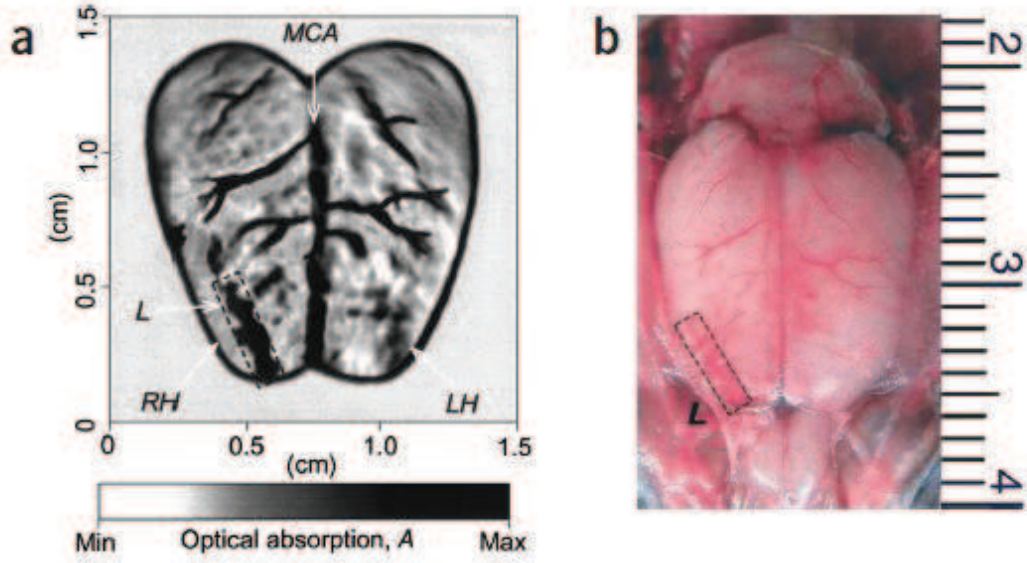
FA gaz analizi uygulamalarının sonuçlarına bakarak, tekniğin farklı alanlarda çeşitli şartlar sağlanarak yüksek hassasiyet ve kesinlik ile icra edilebildiği görülmüştür. Sağlanan teknolojik ilerlemelerle ve hâlihazırda bulunan bilgi birikimiyle FA teknik bu alanda gelecek vadeden bir yöntem olmaktadır.

Bahsedilen bir diğer uygulama alanı ise biyomedikal uygulama alanıdır. Bu alanda ilk örnek vereceğimiz sonuç uygulaması Wang *et al.* (2003) tarafından yapılan FA tomografi uygulamasıdır. Şekil 4.6'da FA tomografi yoluyla elde edilen deri dokusu ve kafatası yapısı ile ilgili beyne ait görüntüler ile görüntüleme sonrasındaki ayrıca tespit edilen anatomik fotoğrafla eşleştirme yapılmıştır. FA tomografide optik soğurma farkına göre dokular açıkça tanımlanabilmektedir. Daha önceki biyomedikal uygulamalar bölümündeki denklem (3.6) vasıtasıyla bulunan sonuçlara göre, görüntülenen doku ve kan damarlarının yapısının optik soğurma değeri 2,3-7,9 arasında değişmektedir. Diğer taraftan doku değişikliğine ait FAT görüntüleme ve açık anatomik fotoğrafla mukayesesi Şekil 4.7'de gösterilmektedir.



Şekil 4.6. (a) Fare beynine ait içsel FA görüntü (b) FAT uygulamasından sonra fare beyninin açık kafatası fotoğrafı

* Optik soğurma grilik derecesiyle görülürken siyaha daha yakın yerlerin daha yüksek soğurmaya sahip olduğu anlaşılmaktadır. C terimi beyinciği, H beyin yarıküresini, O koklamaya dair beyin çıkıntısını, MCA beyin ortasındaki arter damarı, CS krusiyet oluşunu, FT transvers issürü, V kan damarlarını ifade etmektedir. Görüntünün matrissel büyüklüğü yatay ve dikey boyutlarda 1000×1000 olup $4 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ büyüklüğünde bir alanı kapsar (Wang *et al.* 2003).



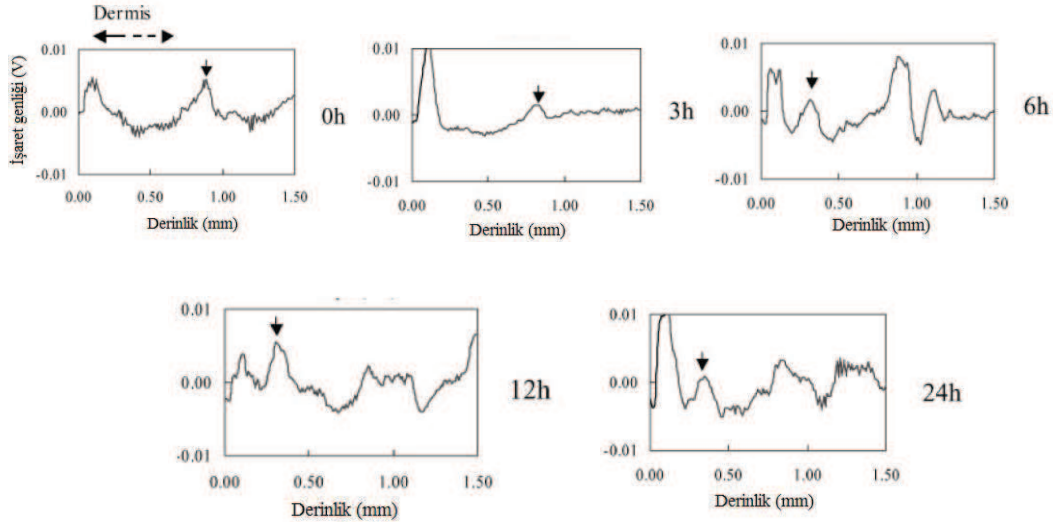
Şekil 4.7. Fare beynindeki doku değişikliğinin FAT yoluyla görüntülenmesi.

* Doku değişikliği 1 mm × 4 mm boyutlarında olup beynin sağında görülmektedir. RH beyin sağ yarıküresini, LH sol yarıküresini, MCA beyin ortasındaki arter damarı ifade eder. MCA yapısından dağılan kan damar yapıları açık olarak gözükmemektedir. Görüntünün matrisel büyüklüğü yatay ve dikey boyutlarda 1000 × 1000 olup 1,5 cm×1,5 cm büyüklüğünde bir alanı kapsar (Wang *et al.* 2003).

Söz konusu FAT sistemi yaklaşık olarak 2 mm uzaysal kararlılığa sahiptir. Görüntülenen damar yapıları ise 0.04-0.36 mm arasında olup, 0,2 mm değerinden daha dar yarıçaplı damarlar bulanık olarak görüntülenmektedir.

Bir diğer uygulama sonucunda nakli yapılan dokudaki yeni damar oluşumunun FA olarak gösterilmesidir. Daha öncede gösterildiği üzere, sistem derinliğe ve optik soğurma değişimine göre akustik dalganın dönüş zamanı değişmektedir.

Şekil 4.8’de FA işaretteki ilk pik noktası epidermis yapısında deriye renk veren melanin maddesine aittir. İkinci pik değeri ise yeni nakli yapılan dokunun içinde oluşan damar yapılarına aittir.

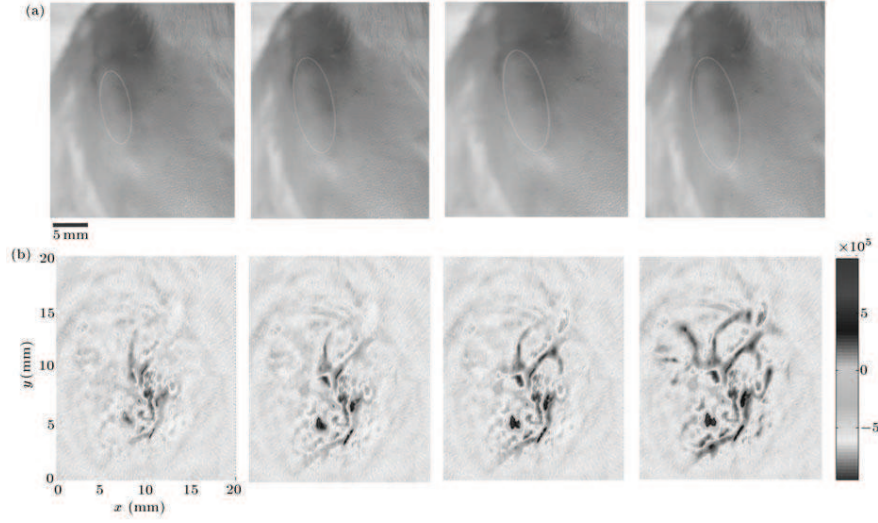


Şekil 4.8. 0-24 saat zaman aralığında doku nakli yapılan bölgede yeni damar oluşumunun FA işarete bağlı olarak tespit edilmesi (Yamazaki *et al.* 2006)

Görüldüğü gibi zaman ilerledikçe ikinci pik ilk pik değerine yaklaşmaktadır. Bir diğer ifadeyle nakledilen dokudaki yeni oluşmakta olan damarlar yüzeye yaklaşmakta yani akustik tespit mesafesi kısalmaktadır. Başlangıçta yaklaşık 900 μm derinlikte damar yapısı mevcutken, altıncı saatte deri yüzeyine 300 μm mesafede damarlar oluşmaya başlamıştır. Ancak bu ve benzeri uygulamalar şimdilik deri yüzeyine yakın bölgelerde kullanılmakta olup, daha derin bölgelerde henüz tıbbi veri tespiti yapılamamaktadır.

Bir diğer uygulama sonucu beyindeki tümörü tespit amacıyla FAT yönteminin kullanılması hakkındadır. Uygulamada tümör hücrenin aşılmasından 5, 8, 11, 14 gün sonraki tümör damarlaşması gözlemlenmektedir. Aşağıdaki şekillerde görüldüğü üzere yaklaşık 2 cm \times 2 cm bir tarama alanı oluşmaktadır. Şekil 4.9'da eliptik çember içinde bulunan kısım gelişmekte olan tümörün arka görüntüsüdür.

Görüldüğü üzere tümör geliştikçe içindeki ve çevresindeki var olan damar yapılarını yok etmekte, buna karşın kendisinin de beslenebileceği yeni ve hızlı damar oluşumuna sebep olmaktadır. Şekil 4.9'da ise 5-14 gün arasında tümörün gelişmesine bağlı olarak, giderek daha rahat görülebilir aşırı damarlaşma hali görülmektedir.

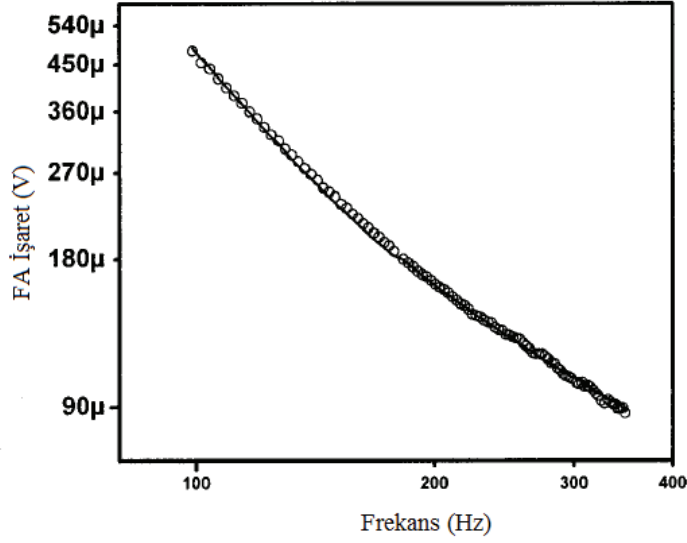


Şekil 4.9. 5, 8, 11, 14 (soldan sağa) günlerinde tümörün ve aşırı damarlaşmanın durumu (Xiang *et al.* 2002)

FA yöntemiyle yarıiletken karakterizasyonu ele alınacak son uygulama sonuçları çeşidi olup çeşitli niteliklere göre karakterizasyon sonuçları ele alınacaktır. Bu örneklerden ilki yarıiletken RuSe₂ taneciklerin FA karakterizasyonu üzerinedir. Daha önceden hatırlanacağı üzere, faz kilitlemeli yükselteç ile FA işaretin genlik ve fazı frekansın fonksiyonu şeklinde kaydedilerek, yükseltme işlemi gerçekleştirilmektedir.

RuSe₂ materyalinin optik karakterizasyon incelemeleri sonunda %10 hata payıyla, elektronik difüzyon sabiti (D) 0.81 cm²/s, ön rekombinasyon hızı (v_f) 134 cm/s, arka rekombinasyon hızı (v_r) 475 cm/s, külçe rekombinasyon zamanı (τ) $1,5 \times 10^{-5}$ s, Termal difuzivite (α) ise $4,4 \times 10^{-3}$ cm²/s olarak bulunmuştur.

Frekansa bağlı olarak ise FA işaretin gerilimi aşağıdaki şekilde gösterilmektedir. Hatırlanacağı üzere mekanik olarak sağlanan FA işaretin modülasyonu 100-350 Hz aralığında olup aşağıdaki şeklin sonuçları bu aralıkta sağlanmaktadır.

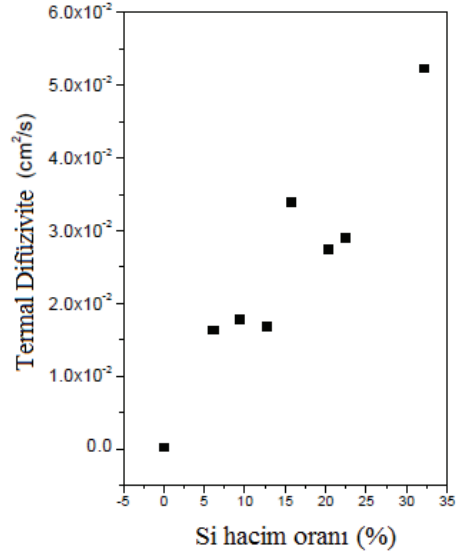


Şekil 4.10. Frekansa göre oluşan FA işaret gerilimi (Bernal-Alvarado *et al.* 2000)

Bir diğer uygulama sonucu ise elastik (epoksi) silikon yapıların FA karakterizasyonu ile ilgili olmaktadır. 2 cm çapında 600 μm kalınlığında örnekler elde edilip FA etkiye tabi tutulmuştur. Bu rnekler FA karakterizasyon sonucu hacimsel silikon oranına bağlı olarak üç bölüm incelenmiştir.

İncelenen bölümler hacimsel olarak $x < \%10$, $\%10 < x < \%20$, $x > \%20$ bölgeleridir. Bu ayırım parçacık başına göre ortalama kontak noktasına göre yapılmıştır. $x < \%10$ bölgesinde $M < 1$ olması beklenir. Genellikle bu aralıktaki Si parçacıklarının artışı termal difüzyonun artışına sebep olur.

$\%10 < x < \%20$ durumu için ise iki ihtimal söz konusudur. İlk durumda sistem seyreltilmiş fazdadır ve silikon parçacıklar karışım içine rastgele dağılmışlardır. Bu durumda $M < 1$ olmaktadır. İkinci ihtimalde sistem ya zincirlenmiş ya da kümelenmiş olarak şkillenir. Hacimsel oran $\%10$ değerinden $\%15$ değerine yükseldikçe söz konusu kümelenmeler M değerisiyle beraber artar. Yüksek hacimsel oran yani $x > \%20$ durumunda ise silikon parçacıklardaki kontak sayısı 2^3 değerine kadar yükselir. Şekil 4.11’de üç bölgenin termal difüzivite değerleri gösterilmektedir.

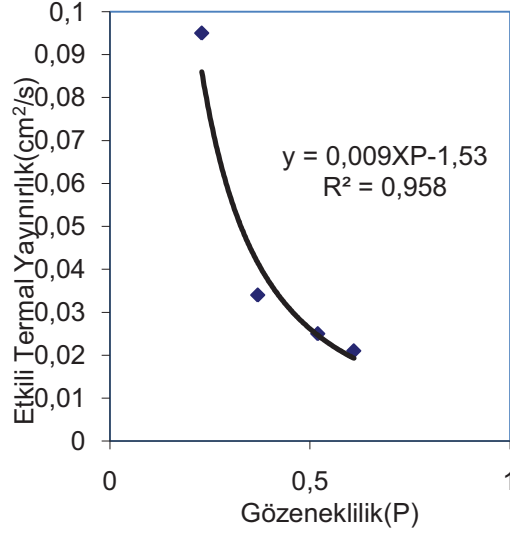


Şekil 4.11. Hacimsel silikon oranına bağlı termal difüzyivite (Mendoza *et al.* 2001)

Diğer materyaller gibi gözenekli Silisyum üzerinde FA inceleme yapılmaktadır. Gözenekli silikon yapısı üzerindeki Fotoakustik etkiyi bulmaya çalışırken, daha önce kullanmış olduğumuz matematiksel yollar izlenmeye çalışılmıştır ve haliyle söz konusu incelenmekte olan maddenin ve ortamın yani havanın çeşitli parametrelerinin rakamsal değerleri göz önüne alınmaktadır. Öncelikle, gözenekli silikonun gözenekliliğe göre değişen etkili termal yayınlılık bulunacaktır. Haliyle daha önce termal yayınlılık kavramını kısaca açıklamamız gerekmektedir.

Termal Yayınlılık: Birim hacimdeki iletilen ısının, yine birim hacimdeki depo edilen ısıya oranı olarak açıklanıp α ile sembolize edilir.

Daha önce belirlenmiş olan söz konusu yayınlılık değerlerini gözeterek eğri uydurma yöntemleri ile grafiksel olarak termal yayınlılık değerleri bulunabilmektedir (Toyoda and Shen 2003). İlgili örnekler farklı anodizasyon zamanlarıyla (15 dk, 30 dk, 45 dk, 60 dk) olarak hazırlanmıştır. Sırasıyla etkili termal yayınlılık değerleri 0.095, 0.034, 0.025, 0.021 cm²/s olarak bulunurken, gözeneklilik değerleri ise %23, %37, %52, %61 olduğu belirtilmiştir. Bu değerleri Şekil 4.12’de inceleyebilmekteyiz.



Şekil 4.12. Eğri uydurma yöntemleriyle elde edilen gözeneklilikle değişen etkili termal yayırlık

Üstteki şekildeki grafikten de görüleceği üzere gözenekliliğe göre;

$$a_{eff} = 0,009 \times P^{-1,53} \quad (4.1)$$

fonksiyonu elde edilmektedir. Burada elde edilen termal yayırlık değerlerini bularak ve aşağıdaki formülde kullanarak gözenekli silikonun termal yayırlık değerlerini a_1 hesaplayabilmekteyiz.

$$\frac{1}{a_{eff}} = \frac{1}{a_1} (x^2 + x(1-x) \frac{\rho_2 c_2}{\rho_1 c_1}) + \frac{1}{a_2} ((1-x^2) + x(1-x) \frac{\rho_1 c_1}{\rho_2 c_2}) \quad (4.2)$$

Bu denklemde $x=L_1/L$ değeri, bir diğer ifadeyle gözenekli silikon katman kalınlığının, gözenekli ve gözeneksiz silikon toplam katman kalınlıklarına oranı bulunur. Denklem içindeki a_i, c_i ve ρ_i sırasıyla i maddesinin termal yayırlık, sabit basınçtaki özgül ısı ve yoğunluğunu ifade etmektedir. Denklemdeki (4.2) bazı sabit ve türevleri sıralayacak olursak $a_2 = 0.89 \text{ cm}^2/\text{s}$, $\rho_2 = 2.33 \text{ g/cm}^3$, $c_2 = 0.713 \text{ J/gK}$ olarak verilmektedir.

Bunun yanında $\rho_1 = (1 - P)\rho_2$ olarak bulunurken, $c_1 \approx c_2$ olarak farzedilir. Görüldüğü üzere gözeneklilik faktörünün ilk etkisi PS(Gözenekli Silikon) yoğunluğu üzerindedir. Termal yayınlıktan sonra termal iletim ise aşağıdaki denklem (4.3) ile bulunur.

$$a_i = \frac{k_i}{\rho_i c_i} \quad (4.3)$$

Üstteki denklemde (4.3), karşımıza çıkan bir bilinmeyen termal iletimdir. Kısaca termal iletim terimini açıklayacak olursak;

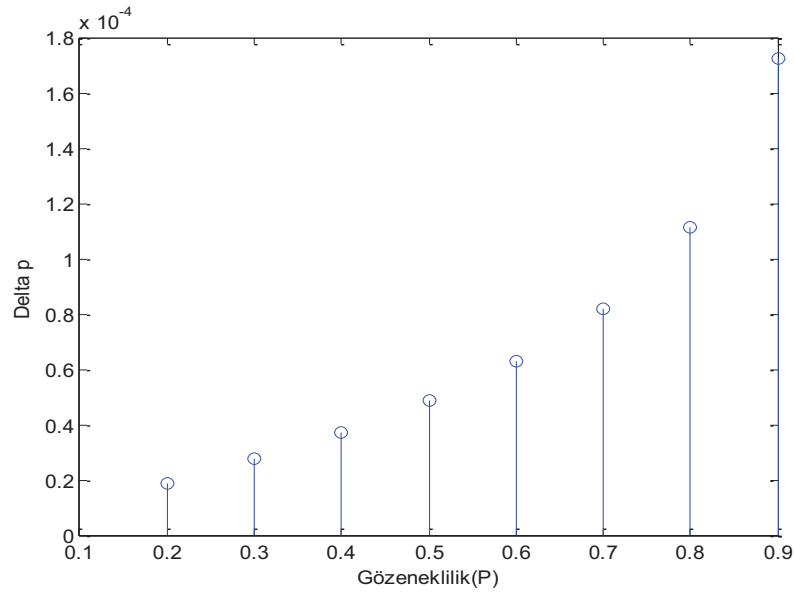
Temel olarak maddenin ısıyı iletim kabiliyetinr termal iletim denir. Bir diğer deyişle birim zamanda belli kalınlığa sahip bir tabaka alanı için bir Kelvinlik sıcaklık farkı oluşturmak amacıyla geçen ısı miktarı (W/K). Bir maddenin termal efüzivitesinin ölçümü, çevresiyle olan termal enerji alış-veriş kabiliyetinin ölçümüdür. Denklem (4.4) ile verilir.

$$E_i = \sqrt{k_i \rho_i c_i} = \sqrt{k \rho c_i} \quad (4.4)$$

Denklem (4.3) vasıtasıyla elde ettiğimiz termal iletim ve denklem (4.4) ile elde ettiğimiz termal efüzivite değerlerimiz, aşağıda sonuç olarak elde etmeye çalıştığımız FA cevap denkleminin iki girdisini teşkil etmektedir. Burada PS örneğin kalınlığı sonuç için önemli bir ayrıntıdır. Şöyle ki, örneğin termal olarak ince veya kalın olmasına karşı eldeki formüller ve sonrasındaki sonuçlar farklılık ihtiva etmektedir. Örneğin kalınlığını l olarak sembolize ettiğimiz değer , $\mu = \sqrt{2\alpha/\omega}$ olarak formüle edilen termal yayırım değerinden küçüklüğü ya da büyüklüğü örneğin termal olarak sırasıyla incemi yoksa kalın olduğunu ifade etmektedir. Eğer, Bernini *et al.* (1999) metoduyla mikrofon cevabı, hücresele rezonanslar vb. etkilerden bağımsız ve termal olarak kalın bir PS örneğin FA cevabı bulmak istersek;

$$\Delta p = A \frac{I_0 (1-R) a_g^{\frac{1}{2}}}{i\omega E_p} \left[1 + \frac{\beta_p}{\beta_g} \left(\frac{a_p}{a_g} \right)^{\frac{1}{2}} \right] \quad (4.5)$$

Yukarıdaki denklemde (4.5) sırasıyla I_0 , R , a_g , β_P ve β_g uygulanan ışın yoğunluğu, ortam yansıtıcılığı, hava ortamının termal yayınlılığı, gözenekli silikonun ve havanın termal yayılım katsayılarını ifade etmektedir. Burada I_0 ve R faktörlerini etkileyen önemli parametreler sırasıyla uygulanan ışının gücü, temas alanı ve özellikle R (yansıtıcılık) için dalga boyudur. Tüm maddelerin sabit basınç altında sıcaklıkları değiştikçe boyutları da değişir. İşte termal yayılım katsayısı sıcaklık değişimine karşı gelen madde boyutlarındaki değişim miktarını temsil eder. Hacimsel termal yayılım katsayısı en temel termal yayılım ölçüsüdür. Yayılım her yöne gerçekleşirken ,her yöne eşit yayılıma ise izotropik yayılım adı verilmektedir. $\beta = \frac{1}{V} \left(\frac{\partial V}{\partial T} \right)$ hacimsel termal yayılımı izah etmektedir. Daha önceki yoğunluk hesaplarında olduğu gibi bu denklemde (4.5) gözeneklilik durumunu içinde barındırır. $\beta_P = (1 - P)\beta_g + P\beta_S$ formülü bunu kanıtlarken, β_S külçe silikonun termal yayılım katsayısını ifade eder. Denklem (4.5) içindeki sabitler: $\beta_g = 3.67 \times 10^{-3} \text{ 1/K}$, $\beta_S = 9 \times 10^{-6} \text{ 1/K}$, $R \approx 0.1$ (800 nm dalgaboyu), $a_g = 0.024 \text{ cm}^2/\text{s}$ olarak verilmektedir.



Şekil 4.13. Gözenekliliğe bağlı olarak termal olarak kalın gözenekli silikondan elde edilen FA işaretler

Bütün bunlardan yola çıkarak $4\mu\text{m}$ kalınlığındaki Psi ve hemen altındaki $400\mu\text{m}$ kalınlığındaki bulk Si örnek yapısına ve 800 nm dalgaboyuna sahip 1W gücünde lazer uygulayarak gözenekliliğin değişkenliği ile FA cevap genliğini birkaç örnekle grafiksel olarak Şekil 4.13'te gösterilmektedir. Yukarıdaki grafiğin (Şekil 4.13) eğri uydurma yöntemleriyle bulunmuş denklemi ise şöyledir.

$$\Delta p = 0.0089 \times e^{3.2777 \times P} \quad (4.6)$$

Diğer taraftan yukarıdaki örnekteki formülasyon ve sonuç termal olarak kalın ($l > \mu_p$) bir yapı içindir. Buna karşın termal olarak ince ($l < \mu_p$) bir yapı için ise aşağıdaki denklem (4.7) ve elde edilen sonuçlar geçerli olacaktır.

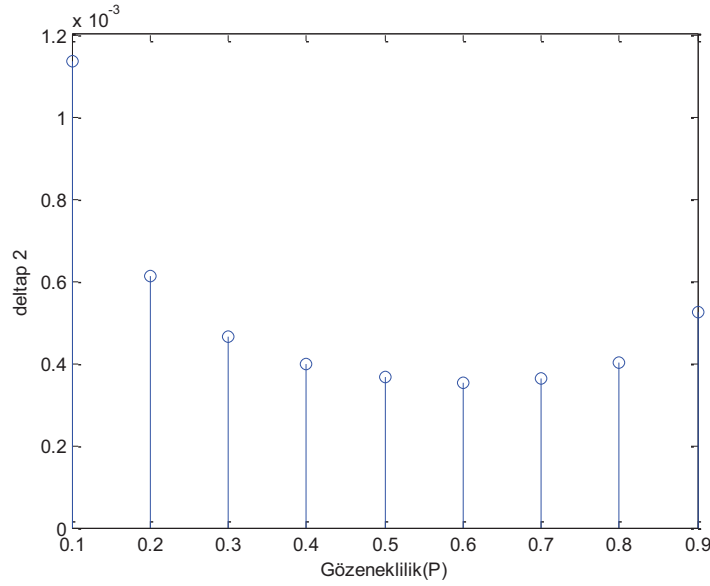
$$\Delta p_2 = A \frac{I_0 (1-R) a_g^{\frac{1}{2}}}{i\omega E_p} \left[\frac{1 + \frac{E_c}{E_p} \tanh(1+i)\frac{1}{\mu_p}}{\frac{E_c}{E_p} \tanh(1+i)\frac{1}{\mu_p}} + \frac{\beta_p}{\beta_g} \left(\frac{a_p}{a_g}\right)^{\frac{1}{2}} \left(1 - \frac{1}{\cosh(1+i)\frac{1}{\mu_p}}\right) \right] \quad (4.7)$$

Bu denklemde ise E_c gözeneksiz silikonun termal efuzivitesi olarak diğer denklemden ayrı bir parametre olarak yer bulurken, aynı boyutlardaki ve gözeneklilik değerleriyle sözkonusu örnek için FA cevabın grafiksel değişimi aşağıda verilmektedir.

Ayrıca vurgulamamız gereken diğer bir noktada, denklemin (4.7) bir matematiksel gerçeklik ifade etmesinin yanında, çoğunlukla konuyla ilgili $200\text{-}1000\text{ Hz}$ arasındaki frekanslarla yapılan çalışmalar için $500\text{nm-}50\mu\text{m}$ arasındaki Psi örnekler genel olarak termal olarak ince yapıya sahip olup söz konusu denklemin (4.7) kullanılması gerekliliğidir.

Fark edildiği üzere, termal olarak ince bir örnek tabakasından, uygun denklem (4.7) ile daha yüksek genlik elde edilmiştir. Buradaki eğri uydurma yöntemlerinden faydalanılarak bulunan denklem (4.8) ise, aşağıdaki gibi bulunmuştur.

$$\Delta p_2 = 0.003 \times P^{-0.4182} \quad (4.8)$$



Şekil 4.14. Gözenekliliğe bağlı olarak termal olarak ince gözenekli silikondan elde edilen FA işaretler

Ancak unutmamalıyız ki, yukarıdaki FA cevap gözenekliliğe göre değişen sadece bir zaman noktası için geçerli olan bir grafikdir. Diğer taraftan, bizim için gerekli bir bilgide zaman ekseninde süreklilik arz eden bir şekilde gözeneklilikle ilgili olacak şekilde, FA cevaptır. Elbette ki söz konusu değerleri hesaplamak üzere birden çok yöntem bulunmaktadır. Mesela, söz konusu yöntemlerin birinde bizim kullandığımız yöntemden ayrı olarak yanal ışın profili kullanılmaktadır. Bu değeri hesaplamak ve ayrıca değişken olabilecek bir zorlukla karşılaşmamak için daha basit başka bir yöntem kullanacağız.

Belirtilmesi gereken bir diğer husus da, kullanılan formüllerde genel yöntemler ve sonucu tayin edici terimlerin benzerliğidir. Mesela örneğimiz olan gözenekli Si içinde ışın hızının kat ettiği yolun değişken olduğu zamana bağlı olan türev mevcuttur. Bununla beraber gözenekli Si yüzeyine düşen huzme gücünde bir sabit olarak alınır.

Kullanacağımız formülün küresel kabuk için (hacimsel) geçerli olduğunu da ayrıca vurgulamamız gerekir (Hoelen and De Mul 1999). Zamana göre FA basınç için öncelikle yukarıda da bahsetmiş olduğumuz yüzeye düşen gücü P_{max} olarak verirsek:

$$P_{max} = -P_{min} = \frac{\beta E_a v^2}{(2\pi)^{3/2} \sqrt{e c_p r_0^2 r}} \quad (4.9)$$

Burada E_a olarak ifade ettiğimiz soğurulmuş enerji yoğunluğunu daha önce ışın yoğunluğu olarak göstermiş olduğumuz I_0 ve soğurma sabiti ϑ_a 'nın çarpımı olarak bulmaktayız. β ise Si'nin hacimsel termal yayılım katsayısını ifade etmektedir. Diğer taraftan r_0 ise gözenekli katman içinde dikey olarak kat edilen maksimum yolu yani katmanın genişliğini, r ise istenilen zamanda kat edilen yolu ifade eder.

Önemli olan temel parametrelerden biri olan v ise katman içinde yayılan sesin hızını ifade etmektedir. Bu hıza $\beta = \rho v^2$ yoluyla ulaşmaktayız. ρ 'nin yoğunluk değeri olduğunu tekrar hatırlatalım. Si için yaklaşık değer 6616 m/s olarak çıkmaktadır. Gözenekli Si'nin içinde hüzmengin kat ettiği yol ve zamanına göre bu basıncın değeri ise aşağıda verilmektedir.

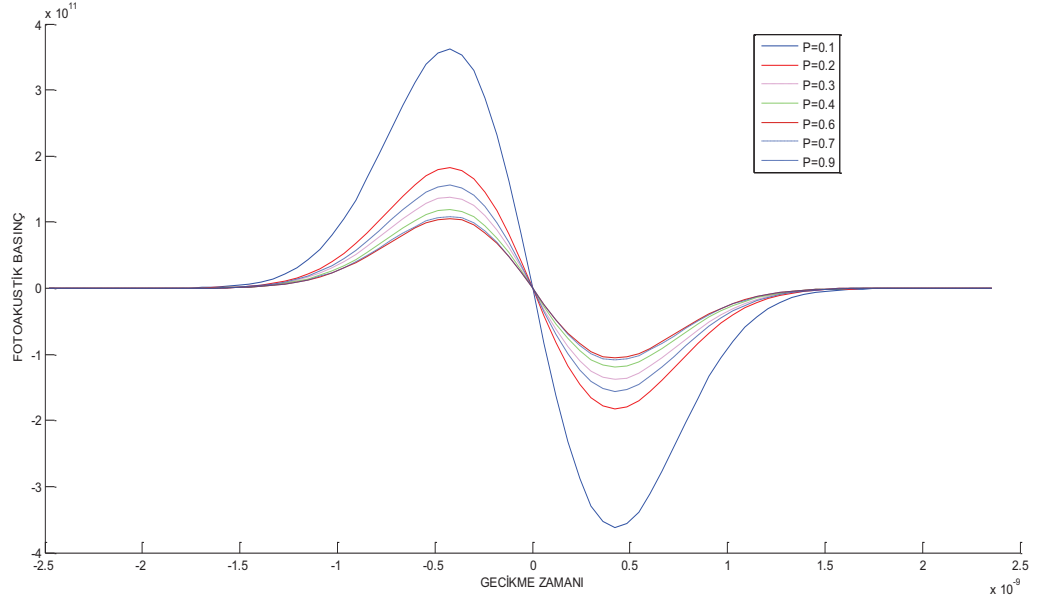
$$P(r, t) = -P_{max} \frac{\sqrt{2e}v}{r_0} \left(t - \frac{r}{v}\right) \exp\left\{-\left[\frac{v}{r_0} \left(t - \frac{r}{v}\right)\right]^2\right\} \quad (4.10)$$

Buradaki $\left(t - \frac{r}{v}\right)$ gecikme zamanına göre FA basınç cevabının grafiği Şekil 4.15'de verilmektedir. Söz konusu grafikte basıncın arttığı (compression) kısım ve müteakip olarak azaldığı (rarefaction) kısım olmak üzere iki pik mevcuttur.

İlginçtir ki artan kısmın aşikârlığı karşısında azalan kısım (rarefaction) üzerinde akademik çalışmalar kütlelerin eylemsizliği vb. fiziksel sebeplere karşın zıt yönde ama aynı büyüklükte iki artış kısmının varlığı gibi çalışmalar birbirini tamamlamayıp konu üzerinde bir soru işareti oluşturmaktadır.

Tekrar grafiğe bakacak olursak, büküm kısımları $x = \sigma$, (varyansın karekökü) zamanında oluşur. Ayrıca tepeden tepeye aralığındaki zamanda $\tau_{pp} = 2\sigma = 2^{1/2} r_0/v$ olarak bulunmaktadır. Fark edildiği üzere, önceki denklemdeki (4.7) değerler ve

gözeneklilik sonucu elde edilen değerler yukarıdaki denkleme (4.10) uygulanmış ve grafik (Şekil 4.15) ortaya çıkmıştır.



Şekil 4.15. FA basıncın gözenekliliğe göre değişimi

Gözenekli yapının Fotoakustik cevap üzerindeki etkisi konusunda kullanılan MATLAB programları EK 1'de verilmiştir.

5-SONUÇ ve ÖNERİLER

FA etki ve kullanılan ilgili teknikler belli bir aşamaya gelmiştir. Ele alınan uygulamalar bu tespiti doğrular. Gaz analizi üzerine yapılan çalışmalar bu uygulamaların ilkidir. Farklı gazların hacimsel tespitleri, sahip olduğu soğurma katsayısına göre farklı dalga boylarındaki diyot lazerler vasıtasıyla yapılmıştır. Endüstriyel alanda kullanılmaya hazır uygulamalarda tespit edilebilen konsantrasyon oranları hacimsel olarak %0.003-%0.16 aralığında bulunmuştur. Kullanılmakta olan sistemin su buharı konsantrasyonunda kullanılabilmesi uygulama için bir avantaj teşkil eder. Daha yüksek çıkış gücüne sahip CO₂ lazerlerin kullanıldığı uygulamada ise soluk alış verişinde dışarıya verilen etilen gazı konsantrasyonu tespit edilmiştir. Buradan yola çıkılarak akciğer epitelindeki bozulma tahmin edilebilmektedir. Daha düşük maliyette, dışarıya verilen bütün gazların FA yöntemle tespit edebilme yeteneğine sahip erken teşhis ve takip sistemi bir sonraki uygulama hedefi olarak tayin edilmiştir.

Gaz analizi konusunda öne çıkan unsurlardan biri de OPO sisteminin kullanılıp lazer çıkış gücünün önemli derecede yükseltilmesidir. OPO sistemi metan ve etilen gazlarının hacimsel tespitinde kullanılmıştır. Bu uygulamalarda kullanılan diyot lazer ve Nd-YAG lazerlerin çıkışları 100 mW mertebelerine çıkarılıp arzu edilen ışık şiddetleri sağlanmıştır. Elde edilen sistemlerde hacimsel tespit ise 10 ppmV olarak bulunmuştur. Daha yüksek güce sahip lazer diyotlar üretildikçe, kullanılan sistemler daha kararlı ve etkin hale gelecektir.

Gaz analizi uygulamalarında ele alınan bir diğer gaz ise NH₃ gazıdır. Bu gaz üzerine çeşitli uygulamalar yapılmıştır. Uygulamaların ilkinde, havada bulunan amonyakın hacimsel ölçümü üzerindedir. Bu uygulamada havada bulunan NH₃ ve sade NH₃ gazları ayrı hatlardan aynı FA odaya verilip, ayrı zaman dilimlerinde incelenmektedir. Bu sayede gazın havada bulunan miktarı, etkisi, yayılması vb. durumlar incelenmektedir. Uzun vadede çevresel uygulamalar arasında bu uygulama kendine yer edinebilme kapasitesine sahiptir. Sistemin 0.1 ppbV mertebelerinde gaz tespiti yapabilmesi önemli bir avantajdır.

Diğer uygulamada ise tek bir FA oda içinde amonyak gazı tespiti yapılmış olup, tespit edilen minimum NH_3 gazının miktarı 3 ppbV olarak bulunmuştur. Kullanılan sistemde dar bant genişliği ve ayarlanma gibi avantajların mevcut olmasına karşın, kullanılan ışığın çıkış gücünün düşük olması gibi nedenler uygulamanın kullanımını sınırlar. Yakın gelecekte daha çıkış gücüne sahip ışık kaynaklarının keşfi uygulama sonucunun yüksek hassasiyete sahip olmasını sağlayacaktır.

FA etkinin yoğunlukla kullanıldığı diğer bir alan ise biyomedikal görüntüleme ve tanı sistemleridir. Bu konu içinde tomografi, mikroskopi, ultrason vb. FA teknikler ve uygulamaları mevcuttur.

Bu uygulamalardan ilki beynin iç yapısını görüntülemek amacıyla kullanılan FA tomografidir. Sistemde ayrı olarak inceleme altındaki bölge ve çevresinde step motor vasıtasıyla tarama yapıp FA işaretler tespit edilmektedir. Uygulama sonucunda denek olarak kullanılan farelerin beyin yapıları, doku bozuklukları ve korteks damarlardaki değişimler gözlenmiştir. Kullanılan sistemin step motor ile daha karmaşık halde olmasının bir dezavantaj olmasına karşın, elde edilen görüntü parlaklık ve kalitesi uygulamayı öne çıkarmaktadır. Ayrıca step motor ile FA tarama tümördeki damar gelişiminin tespitinde kullanılmıştır. İnceleme yapılan bölgede etrafında 360° hareketle 200 ayrı noktadan FA işaret alınmıştır. Bu uygulama FAT tekniğinin kanser araştırmalarında damar gelişimini tespit etmek için faydalıdır. Ayrıca uygulamanın gelecekte tümör büyümesi ve damar gelişimini takip amacıyla geliştirilip kullanılması hedeflenmektedir.

Nakli yapılan dokuda yeni damar oluşumunun tespiti ise ele alınan bir başka uygulamadır. Uygulamada alınan FA işaretin değişen zamanına orantılı olarak yeni oluşan damar yapılarının derinliği bulunmuştur. Başka bir ifadeyle yeni damar oluşumu ne kadar ileri safhada ise FA işaretler aynı oranda kısa zamanda alınmıştır. Benzer bir uygulama deri yüzeyine yakın damar kapakçıklarının FA görüntülenmesi üzerine yapılmıştır. Bu uygulamalarda görüntü alınacak doku çevresinde tarama yapıp FA işaretler kayıt altına alınır. İlgili uygulamaların avantajları kısa teşhis zamanı, sürekli

takip edebilme ve yeterli bilgiyi sağlayabilmesidir. İncelenen dokuların fiziksel uyum ve güçlülüğü ile FA işaretler arasındaki ilişki söz konusu uygulamalarla ilgili gelecek çalışma konusunu teşkil etmektedir.

FA Endoskopi başka bir biyomedikal uygulamadır. Diğer sistemlerden farklı olarak burada algılama vazifesini Fabry-Perot etalon veya enterferometre üstlenmiştir. FA endoskopinin böbrek hastalıklarını teşhis ve laparoskopi ile midenin görüntülenmesinde kolaylık sağlayacağı düşünülmektedir. Uygulama başarılı olduğu takdirde biyopsi ve hastalık takibinde kullanılıp, kolaylık sağlayacaktır.

FA ultrasonik görüntüleme uygulaması ticari ultrason sisteminin üzerine kurulmuştur. Kurulan sistem sayesinde derinin hemen altındaki dallanmış damar yapıları görülmüştür. Ultrason sistemi ile FA sistem senkron halde çalışmakta sırayla devreye girip çıkmaktadır. Uygulamanın avantajı iki sistemin birleşmesi sonucu inceleme altındaki bölge hakkında daha fazla bilgi elde edilebilmesidir. Söz konusu uygulamanın yakın gelecekte kliniksel nitelik kazanması amaçlanmıştır.

FA etkinin kendine yer edindiği başka bir uygulama alanı ise yarıiletken karakterizasyonu konusudur. Bir diğer ifadeyle yarıiletken malzemelerin özelliklerinin FA tekniklerle belirlenmesi sağlanmaktadır. Bu alandaki uygulama sayısı diğer alanlara kıyasla daha azdır.

Ele alınan uygulamalardan ilki ikili yarıiletken-cam katmanının termal özelliklerinin bulunması üzerinedir. Kullanılan sistemde 488 nm dalga boyuna sahip lazer, 150 mW çıkış gücüne sahip olup mekanik olarak kesilip verilmektedir. FA karakterizasyon sayesinde malzemenin termal yayınlılık, özgül ısı değerleri vb. değerleri bulunmuştur. Kompleks çok katmanlı yapıların incelenebilmesi uygulamayı öne çıkarmaktadır. Uygulama sayesinde güneş pili üretiminde kullanılan ve cam-yarıiletken katmanında bulunan CdTe malzemesi hakkında bilgi sağlanıp daha kaliteli malzeme üretilebilecektir.

Başka fototermal karakterizasyon teknikleri her zaman toz ve gözenekli maddeleri incelemeye olanak tanımaması, buna karşın FA karakterizasyonun buna uygun olması önemli bir avantajdır. RuSe₂ materyalinin karakterizasyonu bu uygulamalar için bir örnek teşkil eder. FA etki ile materyalin optik karakterizasyonu yapılmıştır. Benzer başka bir uygulama ise alüminyum ve silikon nitrit maddelerinin ince film yapıları üzerinedir. İnce film yapıları ise mikroeletromekanik sistemlerde kullanılmaktadır. Dolayısıyla bu yapıların özellikleri söz konusu sistemlerin geliştirilmesinde önemli rol oynamaktadır. Uygulamada materyaldeki ultrasonik değişimler enterferometre ile tespit edilmektedir. FA karakterizasyon sonucu maddenin kompozit sağlamlığı, yoğunluğu ve mukavemeti gibi mekanik değerler bulunmuştur. Yakın gelecekte sistem sayesinde çeşitli yarıiletkenlerin ince film yapılarına ait arayüz yapıları, katkılama seviyeleri vb. üretim özelliklerinin bulunması hedeflenmektedir.

Başka bir uygulama ise elastik silikon yapıları üzerinedir. Kompozit materyal içindeki silikon hacmine göre değişen elektriksel direnç, termal difüzyivite değerleri karakterizasyon sonucu ortaya çıkan değerlerdir. Elastik silikon yapılarının algılayıcı, dönüştürücü, direnç gibi malzemelerde kullanımı elastik silikon hakkında uygulamada bulunmuş olan değerleri önemli kılmaktadır. Boyutsal ve hacimsel değişimlerle ilgili benzer bir uygulama CdSe kuantum noktaları üzerine olup, karakterizasyon sonucu termal difüzyivite gibi elektriksel değerler bulunmuştur. Kullanılan FA sistemin değişik boyutlardaki materyalleri inceleyebilmesi uygulamaların en önemli avantajı olarak gösterilebilir.

Gözenekli silisyum konusu çalışmada gözenekliliğe göre elde edilen FA işaret matematiksel yöntemlerle ulaşılmaya çalışılmıştır. Sırasıyla termal yayınlılık, etkili termal yayınlılık, termal iletim, termal efüzyivite değerleri gözenekliliğe göre bulunmuştur. Daha önce ifade edildiği üzere inceleme altındaki materyalin termal kalınlık veya incelikleri belirlenmiştir. Buradan yola çıkılarak materyalden elde edilen FA işaret ve müteakip basınç dalgası anlaşılır ve kanıtlanmış matematiksel ifadelerle gösterilmiştir. Karakterizasyon sonucu elde edilen değerler, gelecekte gözenekli silisyum hakkındaki çalışmalara katkı sağlayacak niteliktedir.

Genel olarak, FA konusu ile elde edilen teori ve formüller temel olarak FA etkinin başlangıcını oluşturmuştur. Özellikle konuya Rosencwaig ve Gerscho'nun getirdiği ivme yadsınamaz niteliktedir.

Sonuçta öne çıkan uygulamalarda ise gaz analizi uygulamalarında önemli mesafeler kat edilmiştir. Çok düşük konsantrasyon ve hacimlere sahip gazlar tespit edilebilmektedir. Bu konudaki uygulamalar sadece laboratuvar uygulamaları olmayıp ticari nitelik kazanmaya başlamıştır. Özellikle gündemde olan ozon tabakası, sera gazları vb. konularla bağlantılı olarak FA gaz analizinin diğer spektroskopik yöntemlere nazaran yakın gelecekte daha fazla uygulama alanı bulabileceği düşünülebilir.

Biyomedikal uygulamalarda yine benzer bir durum mevcuttur. Bu alanda yine belli bir noktaya gelinmiştir. Ancak yapılan deney ve uygulamalardan anlaşılacağı üzere ilgili alandaki daha önceki konvansiyonel nitelikteki tomografi, ultrason vb. görüntüleme sistemleri mevcut olup FA uygulamaların söz konusu uygulamalar kadar ticari ve uygulanabilir olması için hem teorik hem de teknolojik ilerlemenin sağlanması gerektiği düşünülebilir.

Karakterizasyon uygulamaları şimdilik yoğunlukla laboratuvarlarda kullanılmakta olup akademik çevrelerce verimli şekilde kullanılabilir. Genel olarak FA etki incelendiği zaman konu hakkındaki çeşitli uygulamaların belli materyaller hakkında olduğu görülebilir. İlgili materyal sayısını artırıp, daha fazla inceleme alanı bulmak için var olan teorik bilgiyle beraber daha ileri teknoloji ve araştırmacıların farklı alternatifler oluşturacak inovasyon ve kararlılık gerektirmektedir. Bu şartlar altında FA konusu daha ileri noktalara taşınabilecektir.

Literatürde gözenekli silikon için ise mevcut olan FA çalışmalar genellikle az sayıdaki akademisyen grupları tarafından yapılmaktadır. Bu çalışmalar vasıtasıyla gözenekli silikonun gözeneklilik miktarına göre değişen çeşitli fiziksel özellikleri ortaya çıkmıştır. FA yöntemlerin gelişmesiyle birlikte tespit edilen özelliklerin kesinleşmesi ve yeni özellik ve sonuçların elde edilebileceği tahmin edilebilir.

KAYNAKLAR

- Allen T.J., Beard P.C., 2006. Pulsed near-infrared laser diode excitation system for biomedical photoacoustic imaging. *Opt Lett.* 2006 Dec 1;31(23),3462-3464.
- Allen, T.J., Cox, B. T., Beard, P.C., Oraevsky, A.A., Wang, L.V.,2005. Generating photoacoustic signals using high-peak power pulsed laser diodes. *Proc. SPIE*, Vol. 5697, 233.
- Almond, D.P.,Patel, P.M.,1996. *Photothermal Science and Technology*. Chapman & Hall, London, UK, 1st ed.
- Alvarado-Gil, J.J., Zelaya-Angel, O., Vargas, H., Lucio, M.J.L., 1994. Photoacoustic characterization of the thermal properties of a semiconductor-glass two-layer system. *Phys Rev B Condens Matter*. Nov 15;50(19), 14627-14630.
- Anonim1, 2005. Optoacoustics and measurements group annual report. University of Oulu, <http://www.infotech.oulu.fi/Annual/2005/opme.html> (28.08.2010).
- Anonim2, 2010. Sintec optronics, <http://www.sintecoptronics.com/yagcwoem.gif> (28.08.2010).
- Anonim3, 2010. Olympus interactive java tutorials. Semiconductor diode lasers, <http://www.olympusfluoview.com/java/diodelasers/index.html> (28.08.2010).
- Anonim4, 2003. Mikrofonun tanım ve çeşitleri, <http://www.eproje.com/modules.php?name=News&file=article&sid=235>, (28.08.2010).
- Arai, K., Fukuda, O., Soeda, S., Obara, K., 1969. Application of thermography and thermometry of the tube or simple flaps. *Keisei Geka* ,12, 277-285.
- Arévalo, F., Saavedra, R., Paulraj, M., 2008. Optical characterization of semiconductor materials by using FTIR-PAS. *Journal of Physics: Conference Series*, Volume 134, Issue 1, 012019.
- Atasoy, G., 2005. Optoacoustic Imaging. İTÜ.
- Ball, D.W., 2006. Photoacoustic Spectroscopy. *Spectroscopy*; Sep; 21, 9; *Career and Technical Education* , 14-16.
- Batya, C., Hagit, D.,Gila, M., Alon, H., Michal, N., 2005. Ferritin as an endogenous MRI reporter for noninvasive imaging of gene expression in C6 glioma tumors. *Neoplasia*, Vol. 7, 109-117.
- Bell, A.G.1880.On the Production and Reproduction of Sound by Light. *American Journal of Sciences*, Third Series, vol. XX, #118, October, 305-324.
- Bernal-Alvarado, J., Vargas-Luna, M.,Solorza-Feria, O., Mondragon, R., Alonso-Vante, N., 2000. Photoacoustic characterization of n-RuSe₂ semiconductor pellets. *Journal of Applied Physics* , vol.88, no.6, 3771-3772.
- Bernini, U., Maddalena, P., Massera, E., Ramaglia, A., 1999. Photo-acoustic characterization of porous silicon samples. *J. Opt. A: Pure Appl. Opt.* 1, 210-213.
- Besson, J.P., Schilt, S., Rochat, E., Thévenaz, L., 2006. Ammonia trace measurements at ppb level based on near-IR photoacoustic spectroscopy. *Applied Physics B*:

- Lasers and Optics, 85 , 323-328.
- Bialkowski, S.E., Photothermal Spectroscopy Methods for Chemical Analysis. Chemical Analysis, vol. 134., 3.
- Bijnen, F.G.C., Reuss, J., Harren, F.J.M., 1996. Geometrical optimization of a longitudinal resonant photoacoustic cell for sensitive and fast trace gas detection. Review Scientific Instruments 67, 2914-2923.
- Bin, G., Jian, L., Zmuda, H., Sheplak, M., 2007. Multifrequency Microwave-Induced Thermal Acoustic Imaging for Breast Cancer Detection. Biomedical Engineering, IEEE Transactions on, vol.54, no.11, 2000-2010.
- Birch, J., Branemark, P.L., Nilsson, K., 1969. The vascularization of a free full thickness skin graft: An infrared thermographic study. Scand J Plast Reconstr Surg, vol. 3, 18-22.
- Blanco Lopez, M.C., Blanco, C.G., Martinez-Alonso, A., Tascon, J.M.D., 2002. Composition of gases released during olive stones pyrolysis. Journal of Analytical and Applied Pyrolysis 65, 313-322.
- Bloomenstein R.B., 1968. Viability prediction in pedicle flaps by infrared thermometry. Plastic Reconstr Surg, 42, 252-256.
- Boonsang, S., Dewhurst, R.J., 2005. Pulsed photoacoustic signal characterization incorporating near- and far-field diffraction effects. Meas. Sci. Technol. 16, 885-899.
- Boonsang, S., 2009. Photoacoustic generation mechanisms and measurement systems for biomedical applications. International Journal Of Applied Biomedical Engineering Vol.2, No.1, 17-23.
- Brassington, D.J., 1982. Photo-acoustic detection and ranging-a new technique for the remote detection of gases. J. Phys. D 15, 219.
- Britt, J., Ferekides, C., 1993. Thin-film CdS/CdTe solar cell with 15.8% efficiency. Appl. Phys. Lett. 62, 2851.
- Brus, L.E., 1984. Electron-electron and electron-hole interactions in small semiconductor crystallites: The size dependence of the lowest excited electronic state. J. Chem. Phys. 80, 4403.
- Burbelo, R.M., Kucherov, I.Ya, Kuzmich, A.G., 1995 .Photoacoustic Microscopy of Epitaxial and Ion-Doped Layers in Semiconductors. 1995 IEEE Ultrasonics Symposium, 829-832.
- Busse, G., 1980. Scanned Image Microscopy., ed. E. A. Ash ,Academic Press, London, New York, Toronto, Sydney, San Francisco, 341.
- Busse, G., 1988. Imaging with Optically Generated Thermal Waves, Physical Acoustics, XVIII Academic Press, New York, 403-478.
- Caldero'n, A., Alvarado-Gil, J.J., Gurevich, Y.G., Cruz-Orea, A., Delgadillo, I., Vargas, H., Miranda, 1997. Photothermal Characterization of Electrochemical Etching Processed n-Type Porous Silicon. L.C.M., Phys. Rev. Lett. 79, 5022.
- Cesar, C.L., Vargas, H., Meyer, J.A., Miranda, L.C.M., 1979. Photoacoustic effect in solids. Physical Review Letters 42, 23.
- Chen, L., Zhang, S., 1987. Layered Imaging of Photoacoustic Microscopy by Phase Selecting. Chinese Phys. Lett. Vol.4, No.4, 149-152.
- Chen, Q.X., Dewhurst, R.J., Payne, P.A., Wood, B., 1994. A new laser-ultrasound transducer for medical applications. Ultrasonics 32, 309-313.

- Cherry, S.R., 1997. MicroPET: A high resolution PET scanner for imaging small animals. *IEEE Trans. Nucl. Sci.*, vol. 44, 1161-1166.
- Costopoulos, D., Miklós, A., Hess, P., 2002 Detection of N₂O by photoacoustic spectroscopy with a compact, pulsed optical parametric oscillator *Appl Phys B*, 75, 385-389.
- Cousin, J., Chen, W., Fourmentin, M., Fertein, E., Boucher, D., Cazier, F., Nouali, H., Dewaele, D., Douay, M., Rothman, L.S., 2008. Laser Spectroscopic Monitoring of Gas Emission and Measurements of the C-13/C-12 isotope ratio in CO₂ from a Wood-based Combustion. *JQSRT* 109, 151.
- Çakmak, B., 2006. Yariletken lazerler ders notları. Atatürk Üniversitesi mühendislik fakültesi elektrik-elektronik mühendisliği bölümü, 22.
- Davies, S.J., Edwards, C., Taylor, G.S., Palmer, S.B., 1993. Lasergenerated ultrasound: Its properties, mechanisms and multifarious applications. *J. Phys. D* 26, 329-348.
- Debuisschert, T., Bozoki, Z., Miklos, A., Raffy, J., Huber, A., Pocholle, J. P., 2006. Air Pollution and Visibility Measurements. *Proc. SPIE-Int. Soc. Opt. Eng.* 1995, 2506.
- Diebold, G.J., Sun, T., Khan, M.I. 1992. Photoacoustic and Photothermal Phenomena, III. ed., Ed: Bicanic, D., Springer, Berlin, Heidelberg, 263-296.
- Dumitras, D.C., Dutu, D.C., Matei, C., Magureanu, A.M., Petrus, M., Popa, C., Patachia, M. 2008. Measurements of ethylene concentration by laser photoacoustic techniques with applications at breath analysis. *Romanian Reports in Physics*, Vol. 60, No. 3, 593-602.
- Efros, Al. L., Efros, AL., 1982. Interband absorption of light in a semiconductor sphere. *Soviet Physics: Semiconductors*, 16, 772-775.
- El-Brollosy, T. A., Abdallah, S., Abdallah, T., Mohamed, M. B., Negm, S., Talaat, H., 2008. Photoacoustic characterization of optical and thermal properties of CdSe quantum dots. *Eur. Phys. J. Special Topics* 153, 365-368.
- Emelianov, S., Wang, B., Su, J., Karpouk, A., Yantsen, E., Sokolov, K., Amirian, J., Smalling, R., Sethuraman, S., 2008. Intravascular ultrasound and photoacoustic imaging. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, 2-5.
- Esenaliev, R.O., Larina, I.V., Larin, K.V., Deyo, D.J., Motamedi, M., Prough, D.S., 2002. Photoacoustic technique for noninvasive monitoring of blood oxygenation: a feasibility study. *Appl. Opt.* 41, 4722-4731.
- Esler, M.B., Griffith, D.W.T., Wilson, S.R., Steele, L.P., 2000. Precision trace gas analysis by FT-IR spectroscopy. *Anal. Chem.*, 72 (1), 206-215.
- Fainchtein, R., Stoyanov, B.J., Murphy, J.C., Wilson, D.A., Hanley, D.F., 2000. Local determination of hemoglobin concentration and degree of oxygenation in tissue by pulsed photoacoustic spectroscopy. *Proc. SPIE*, vol. 3916, 19-33.
- Fainchtein, R., Stoyanov, B.J., Murphy, J.C., Wilson, D.A., Hanley, D.F., 1996. In-vivo photoacoustic spectroscopy of hemoglobin in cerebral tissue. *Prog. Nat. Sci.*, vol. 6, 589-593.
- Fiedler, M., Hess, P., 1989. Photoacoustic, Photothermal and Photochemical Processes in Gases. *Topics in Current Physics* 46, 85.
- Gerlach R., Amer, N.M., 1980. Brewster window and windowless spectrophones for intracavity operation. *Appl. Phys.* 23, 319-326.
- Gorelik, A.V., Ulasevich, A.L., Nikonovich, F.N., Zakharich, M.P., Firago, V.A.,

- Kazak, N.S., Starovoitov, V.S., 2010. Miniaturized resonant photoacoustic cell of inclined geometry for trace-gas detection. *Appl Phys B* 100, 283-289.
- Gross, S.A., Johnston, R.L., Dunn, F., 1978. Comprehensive compilation of empirical ultrasonic properties of mammalian tissues. *J Acoust Soc Am*, 64, 423-457.
- Hanyecz, V., Moha'csi, A., Poga'ny, A., Varga, A., Bozo'ki, Z., Kova'cs, I., Szabo, G., 2010. Multi-component photoacoustic gas analyzer for industrial applications. *Vibrational Spectroscopy* 52, 63-68.
- Harren, F.J.M., Cotti, G., J. Oomens, J., te Lintel Hekkert, S., 2000. Photoacoustic spectroscopy in trace gas monitoring. *Encyclopedia of Analytical Chemistry*, Ed. R.A. Meyers, John Wiley Ltd, Chichester, 2203-2226.
- Hatta, I., 1979. Heat capacity measurements by means of thermal relaxation methods in medium temperature range. *Rev. Sci. Instrum.* 50, 292.
- Hernandez, C.M., Murray, T.W., Krishnaswamy, S., 2002. Photoacoustic characterization of the mechanical properties of thin films. *Applied Physics Letters*, vol.80, no.4, 691-693.
- Hess, P., Kung, A. H., Moore, C. B., 1980. Vibrational-vibrational energy transfer in methane. *J. Chem. Phys.* 72:10, 5525-5531.
- Hess, P., 1983. Resonant photoacoustic spectroscopy, *Top. Curr. Chem* 111, 1-32.
- Hess, P., Moore, C.B., 1976. Vibrational energy transfer in methane and methane-rare gas mixtures, *J. Chem. Phys.* 65, 2339.
- Hoelen, C.G.A., de Mul, F.F.M. 1999. A new theoretical approach to photoacoustic signal generation. *J. Acoust. Soc. Am.* 106 (2), August, 695-706.
- Hoelen, C.G.A., de Mul, F.F.M., Pongers, R., Dekker, A., 1998. Three-dimensional photoacoustic imaging of blood vessels in tissue. *Opt. Lett.* 23, 648-650.
- Hornberger, C., Konig, M., Rai, S.B., Demtroder, W., 1995. High resolution photoacoustic overtone spectroscopy of C₂H₂ with multipass photoacoustic cell and colour center laser at 1.5 μ . *Chem. Phys.* 190, 171.
- Hoshimiya, T., Miyamoto, 2004. K. Applications of "linear-motor-driven photoacoustic microscope", *Ultrasonics* 42, 993-996.
- Hu, D., Phan, T.T., Cherry, G.W., Ryan, T.J., 1998. Dermal oedema assessed by high frequency ultrasound in venous leg ulcers. *Br J Dermatol*, 138, 815-820.
- Huang, F., Maurudis, A., Gamelin, J., Aguirre, A., Castillo, D., Guo, P., Zhu, Q., 2007. A fast photoacoustic imaging system based on a curved ultrasound transducer array. *Bioengineering Conference, NEBC '07. IEEE 33rd Annual Northeast*, vol., no., 47-48.
- Huang, Y.S., Lin, S.S., Sheu, J.S., Shen, W.M., Pollak, F.H., 1990. Electroreflectance study of RuS₂. *Solid State Commun.* 76, 1093.
- Hueglin, C., Fischer, A., Graf, P., Schwarzenbach, B., Buchmann B., Empa, 2010. Institute of Materials Science and Technology.
- Hutchins, D.A., Tam, A.C., 1986. Pulsed photoacoustic materials characterization. *IEEE Trans Ultrason Ferroelectr Freq Control*, 1986, 33 (5), 429-449
- Hutchins, D.A., 1986. Mechanisms of pulsed photoacoustic generation. *Can. IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control UFFC-33*, 429-449. in biology and nondestructive testing. 1980 *IEEE Ultrasonics Symposium*, 636-639.

- Kaminski, M., Kartanowicz, R., Jastrzebski, D., Kaminski, M.M., 2003. Determination of carbon monoxide, methane and carbon dioxide in refinery hydrogen gases and air by gas chromatography. *J. Chromatogr. A* 989, 277-283.
- Karabutov, A.A., Savateeva, E.V., Podymova, N.B., Oraevsky, A.A., 2000. Backward mode detection of laser-induced wide-band ultrasonic transients with optoacoustic transducer. *J. Appl. Phys.* 87, 2003-2014.
- Karbach, A., Hess, P., 1985. Laser excitation of acoustic resonances in a spherical resonator. *J. Appl. Phys.* 58, 3851.
- Karbach, A., Hess, P., 1986. Photoacoustic signal in a cylindrical resonator: Theory and laser experiments for CH_4 and C_2H_6 . *Journal of Chem. Phys.* 84 (6), 15 March, 2945.
- Karpiouk, A.B., Wang, B., Emelianov, S.Y., 2010. Development of a catheter for combined intravascular ultrasound and photoacoustic imaging. *Rev Sci Instrum.* 2010 Jan;81(1), 014901.
- Kästle, R., Sigrist, M.W., 1996. Temperature-dependent photoacoustic spectroscopy with a Helmholtz resonator. Volume 63, Number 4, 389-397.
- Kinsler, L.E., Frey, A.R., Coppens, A.B., Sanders, J.V., 1982. *Fundamentals of Acoustics*. 560 p, Wiley, New York.
- Kolkman, R.G., Bosschaart, N., Kok, B., van Leeuwen, T.G., Steenbergen, W., 2006. Photoacoustic imaging of valves in superficial veins. *Lasers Surg Med.* Sep;38(8), 740-744.
- Kolkman, R.G., Brands, P.J., Steenbergen, W., van Leeuwen, T.G., 2008. Real-time in vivo photoacoustic and ultrasound imaging. *J Biomed Opt.* 2008 Sep Oct; 13(5), 050510.
- Kolkman, R.G.M., Hondebrink, E., Steenbergen, W., van Leeuwen, T.G., de Mul, F.F.M., 2004. Photoacoustic imaging with a double-ring sensor featuring a narrow aperture. *J Biomed Opt.* 9, 1327-1335.
- Kolkman, R.G.M., Klaessens, J.H.G.M., Hondebrink, E., Hopman, J.C.W., de Mul, F.F.M., Steenbergen, W., Thijssen, J.M., van Leeuwen, T.G., 2004. Photoacoustic determination of blood vessel diameter. *Phys Med Biol* 49, 4745-4756.
- Kopp, C., Niessner, R., 1999. Optoacoustic sensor head for depth profiling. *Appl. Phys. B* 68, 719-725.
- Kosterev, A., Tittel, F., Serebryakov, D., Malinovsky, A., Morozov, I., 2005. Applications of quartz tuning forks in spectroscopic gas sensing. *Rev. of Sci. Instr.*, 76.
- Kuthirummal, N., 2009. Listening to Nanomaterials: Photoacoustic Spectroscopy. *J. Chem. Educ.*, 86 (10), 1238-1240.
- Lackner, M., Totschnig, G., Loeffler, G., Hofbauer, H., Winter, F., 2002. In-Situ laser spectroscopy of Co, CH_4 , and H_2O in a Particle Laden Laboratory-Scale Fluidized Bed Combustor. *Therm. Sci.* 6, 13-27.
- Laresgoiti, M.F., de Marco, I., Torres, A., Caballero, B., Cabrero, M.A., Chomon, M.J., 2000. Chromatographic analysis of the gases obtained in tyre pyrolysis. *J. Anal. Appl. Pyrol.* 55, 43-54.
- Laurila, T., Cattaneo, H., Koskinen, V., Kauppinen, J., Hernberg, R., 2005. Diode laser-based photoacoustic spectroscopy with interferometrically enhanced cantilever detection. *Optics Express*, Vol. 13, Issue 7, 2453-2458.

- Li, J.S., Gao, X.M., Li, F., Zhang, W.J., Cha, H., 2007. Resonant photoacoustic detection of trace gas with DFB diode laser. *Opt. Laser Technol.* 39, 1144-1149.
- Li, J.S., Gao, X.M., Li, W.Z., Cao, Z.S., Deng, L.H., Zhao, W.H., Huang, M.Q., Zhang, W.J., 2006. Near-infrared diode laser wavelength modulation-based photoacoustic spectrometer. *Spectrochim. Acta Part A* 64, 338-342.
- Li, M.L., Zhang, H.F., Maslov, K., Stoica, G., Wang, 2006. Functional photoacoustic microscopy for high resolution and noninvasive in vivo imaging. *Nat. Biotechnol.* 24, 848-851.
- Li, M.L., Zhang, H.F., Maslov, K., Stoica, G., Wang, L.V., 2006. Improved in vivo photoacoustic microscopy based on a virtual-detector concept. *Opt. Lett.* 31, 474-476.
- Liang, G., Liu, H., Kung, A.H., Mohacsi, A., Miklos, A., Hess, P., 2000. Photoacoustic Trace Detection of Methane Using Compact Solid-State Lasers, *J. Phys. Chem. A*, 104, 10179-10183.
- Liang-Zhong, X., Da, X., Huai-Min, G., Fei-Fan, Z., Di-Wu, Y., Lv-Ming, Z., and Si-Hua, Y., 2007. In Vivo Monitoring of Neovascularization in Tumour Angiogenesis by Photoacoustic Tomography. *Chinese Phys. Lett.* 24, 751
- Liu, J.T.C., Jeffries, J.B., Hanson, R.K., 2004. Wavelength Modulation Absorption Spectroscopy with 2f Detection using Multiplexed Diode Lasers for Rapid Temperature Measurements in Gaseous Flows. *App. Phys. B* 78, 503-511.
- Liu, K., Wu, T., Gao, X., Zhang, W., Fertein, E., Chen, W., 2009. Ethylene Trace Detection by Quartz Enhanced Photoacoustic Spectroscopy. *Lasers and Electro-Optics, 2009 and 2009 Conference on Quantum electronics and Laser Science Conference. CLEO/QELS Conference on*, 1-2.
- Mandelis, A., Hess, P., 2000 *Progress in Photothermal and Photoacoustic Science and Technology, Vol. IV, Semiconductors and Electronic Materials*, Mandelis A and Hess P Eds, SPIE Optical Engineering Press, 476 p., Bellingham, Washington.
- Marinov, D., Sigrist, M.W., 2003. Monitoring of road-traffic emissions with a mobile photoacoustic system. *Photochem. Photobiol. Sci.*, 2, 774.
- Marquezini, M.V., Cella, N., Mansanares, A.M., Vargas, H., Miranda, L.C., 1991. Open photoacoustic cell spectroscopy. *Meas. Sci. Technol.* 2, 396.
- Martin, S.J., Butler, M.A., Spates, J.J., Mitchell, M.A., Schubert, W.K., 1998. Flexural plate wave resonator excited with Lorentz forces. *J. Appl. Phys.*, vol. 83, 4589 - 4601.
- Maslov, K., Stoica, G., Wang, L.V., 2005. In vivo dark-field reflection mode photoacoustic microscopy. *Opt. Lett.* 30, 625-627.
- Mattiello, M., Niklès, M., Schilt, S., Thévenaz, L., Salhi, A., Barat, D., Vicet, A., Rouillard, Y., R. Werner, R., J. Koeth, J., 2006. Novel Helmholtz-based photoacoustic sensor for trace gas detection at ppm level using GaInAsSb/GaAlAsSb DFB lasers. *Spectrochim Acta A Mol Biomol Spectrosc.* Apr, 63(5), 952-958.
- Mayhew, J., 1999. Spectroscopic analysis of changes in remitted illumination: the response to increased neural activity in brain. *Neuroimage* 10, 304-326.
- McCann, P.J., Li, L., Furneaux, J.E., Wright, R., 1995. Optical properties of ternary and quaternary IV-VI semiconductor layers on (100) BaF₂ substrates. *Appl. Phys. Lett.*, 66.

- McLachlan D.S., Blaszkiewicz M., Newnham R.E., 1990. Electrical resistivity of composites. *Journal of the American Ceramic Society*, 73 (8), 2187-2203.
- Mendoza, P.J., Mandelis, A., Nicolaidis, L., Huerta, J., Rodriguez, M.E., 2001. Combined Photothermal and Photoacoustic Characterization of Silicon-Epoxy, and the existence of a Particle Percolation Threshold. *Analytical Sciences* April, Vol.17, 269.
- Michaelian, K.H., May, T.E., Hyett, C., 2008. Photoacoustic infrared spectroscopy at the Canadian Light Source: Commissioning experiments. *Review of scientific instruments* 79, 014903.
- Michaelian, K.H., Wen, Q., 2010. Photoacoustic infrared spectroscopy of solids. *Journal of Physics: Conference Series*, 214.
- Mikló's, A., Hess, P., 2001. Application of acoustic resonators in photoacoustic trace gas analysis and metrology. *Review Of Scientific Instruments* Volume 72, Number 4, 1937-1955.
- Miklós, A., Hess, P., Romolini, A., Spada, C., Lancia, A., Kamm, S., Schäfer, S., 1999. Measurement of the ($\nu_2+2\nu_3$) band of methane by photoacoustic and long path absorption spectroscopy CP 463. *Photoacoustic and Photothermal Phenomena: 10th International Conference*, Scudieri F and Bertolotti M Eds, American Institute of Physics, Woodbury USA, 1999, 217-219.
- Miklós, A., Hess, P., 2000. Modulated and Pulsed Photoacoustics in Trace Gas Analysis. *Analytical Chemistry*, January, 30.
- Moeckli, M.A., Hilbes, C., Sigrist, M.W., 1998. Photoacoustic multicomponent gas analysis using a Levenberg-Marquardt fitting algorithm. *Applied Physics B (Lasers and Optics)*, Oct. 1998, vol.B67, no.4, 449-458.
- Monahan Jr., E.M., Nolle, A.W., 1977. Quantitative Study of a Photoacoustic System for Powdered Samples. *J. Appl. Phys.* 48, 3519-3523.
- Morse, P.M., Ingard, K.U. 1986. *Theoretical Acoustics*. Princeton University Press, 949 p, Princeton, NJ.
- Müller, F., Popp, A., Schiller, S., Kühnemann, F., 2004. Cw-OPO based photoacoustic spectrometer for highly sensitive detection of ethane and other volatile organic compounds. *Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing ed A A Oraevsky and L V Wang (Proc. SPIE vol 5320)*, 138-144.
- Myers, L.E., Eckardt, R.C., Fejer, M.M., Byer, R.L., Bosenberg, W.R., J. W. Pierce, J.W., 1996. Multigrating quasiphase-matched optical parametric oscillator in periodically poled LiNbO₃. *Opt. Lett.*, 21, 591-593.
- Nagata, Y., Yamanaka, K., Ogiso, H., Koda, T., 1990. Variable Wavelength Photoacoustic Microscopy. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 655-658.
- Nagele, M., Sigrist, M.W., 2001. Mobile laser spectrometer with novel resonant multipass photoacoustic cell for trace-gas sensing. *Applied Physics B (Lasers and Optics)*, June 2000, vol.B70, no.6, 895-901.
- Nan, C.W., Birringer, R., Clarke, D.R., Gleiter, H., 1997. Effective thermal conductivity of particulate composites with interfacial thermal resistance. *J. Appl. Phys.* 81(10), 6692.
- Nemoto, M., 1999. Analysis of optical signals evoked by peripheral nerve stimulation in rat somatosensory cortex: dynamic changes in hemoglobin concentration and oxygenation. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 19, 246-259.

- Ng, J., Kung, A.H., Miklós, A., Hess, P., 2004. Sensitive wavelength-modulated photoacoustic spectroscopy with a pulsed optical parametric oscillator. *Opt Lett*, 29, 1206-1208.
- Niederhauser, J.J., Jaeger, M., Lemor, R., Weber, P., Frenz, M., 2005. Combined ultrasound and optoacoustic system for real-time high-contrast vascular imaging in vivo. *IEEE Trans Med Imag*, 24, 436-440.
- Oraevsky, A.A., Jacques, S.L., Esenaliev, R.O., Tittel, F.K., 1996. Pulsed laser ablation of soft tissues, gels, and aqueous solutions at temperatures below 100 degrees C. *Lasers in Surgery and Medicine* 18(3), 231-240.
- Parker, J.G., 1973. Optical Absorption in Glass :Investigation Using an Acoustic Technique. *Applied Optics*, Vol. 12, Issue 12, 2974-2977.
- Paltauf, G., Schmidt-Kloiber, 1996. Microcavity dynamics during laser-induced spallation of liquids and gels. *Applied Physics a-Materials Science & Processing* 62(4), 303-311.
- Paltauf, G., Schmidt-Kloiber, H., Kostli, K.P., Frenz, M., 1999. Optical method for two-dimensional ultrasonic detection. *Appl. Phys. Lett.* 75, 1048-1050.
- Paltauf, G., Köstli, K.P., Frauchiger, D., Frenz, M., 2001. Spectral optoacoustic imaging using a scanning transducer. *Proc. SPIE*, vol. 4434, 81-88.
- Papis-Polakowska, E., 2005/2006. Surface treatment of GaSb and related materials for the processing of mid-infrared semiconductor devices. *Electron Technology: Internet Journal* 37/38, 1-34.
- Patel, C.K.N., Tam, A.C., 1981. Pulsed optoacoustic spectroscopy of condensed matter. *Rev. Mod. Phys.* 53, 517-550.
- Pelzl, J., Klein, K., Nordhaus, O., 1982. Extended Helmholtz resonator in low-temperature photoacoustic spectroscopy. , *Appl. Opt.* 21, 94.
- Pelzl, J., Nordhaus, O. 1981. Frequency dependence of resonant photoacoustic cells: The extended Helmholtz resonator. *Appl. Phys.* 25, 221.
- Peng, Y., Zhang, W., Li, L., Yu, Q., 2009. Tunable fiber laser and fiber amplifier based photoacoustic spectrometer for trace gas detection. *Spectrochimica Acta Part A* 74, 924-927.
- Perondi, L.F., Miranda, L.C.M., 1987. Minimal-volume photoacoustic cell measurement of thermal diffusivity: Effect of the thermoelastic sample bending. *J. Appl. Phys.* 62, 2955.
- Persigehl, T., Heindel, W., Bremer, C., 2005. MR and optical approaches to molecular imaging. *Abdom. Imag.*, vol. 30, 342-354.
- Petts, C.R., Wickramasinghe, H.K., 1980. Photoacoustic Microscopy - A New Technique photoacoustic microscopy. *Opt. Lett.* 30, 625-627.
- Pogány, A., Mohácsi, A., Varga, A., Bozóki, Z., Galbács, Z., Horváth. L., Szabó, G., 2009. A compact ammonia detector with sub-ppb accuracy using near-infrared photoacoustic spectroscopy and preconcentration sampling. *Environ. Sci. Technol.* 43, 826-830.
- Prías-Barragán, J.J., Tirado-Mejía, L., Ariza-Calderón, H., Baños, L., Perez-Bueno, J.J., M.E. Rodríguez M.E., 2006. Band gap energy determination by photoacoustic absorption and optical analysis of $\text{Cd}_{1-x}\text{Zn}_x\text{Te}$ for low zinc concentrations. *Journal of Crystal Growth* 286, 279.

- Puiu, A., Giublieo, G., Bangrazi, C., 2005. Laser sensors for trace gases in human breath. *Intern. J. Environ. Anal. Chem.* Vol. 85, No. 12–13, 15 October–15 November 2005, 1001-1012.
- Pushkarsky, M.B., Webber, M.E., Patel, C.K.N., 2003. Ultra-sensitive ambient ammonia detection using CO₂-laser-based photoacoustic spectroscopy. *Appl. Phys. B* 77, 381-385.
- Qian, X., Zhang, T., Ng, C.Y., Kung, A.H., Ahmed, M., 2003. Two-color photoionization spectroscopy using vacuum ultraviolet synchrotron radiation and infrared optical parametric oscillator laser. *Review of Scientific Instruments*, 74 (5), 2784-2790.
- Qian, X.-M., Kung, A.H., Zhang, T., Ng, C.Y., 2003. Rovibrational-State-Selected Photoionization of Acetylene by the Two-Color IR + VUV Scheme: Observation of Rotationally Resolved Rydberg Transitions. *Phys. Rev. Lett.*, 91(23), 233001.
- Reid, J., Labrie, D., 1981. Second harmonic detection with tunable diode lasers- Comparison of experiment and theory. *Appl. Phys. B*, vol. 26, 203-210.
- Rosencwaig, A., 1975. Photoacoustic spectroscopy: A new tool for investigation of Solids. *Anal. Chem.*, vol. 47, 592.
- Rosencwaig, A., 1975. Photoacoustic spectroscopy of solids. *Physics Today*, 28, 23-30.
- Rosencwaig, A., 1980. *Photoacoustics and Photoacoustic Spectroscopy*. R.E. Krieger Publishing Company, Malabar, Florida, 69.
- Rosencwaig, A., 1982. Thermal Wave Microscopy, *Solid State Technology*, Mar., 91-97.
- Rosencwaig, A., 1988. *Photoacoustic and Photoacoustic Spectroscopy*. John Wiley & Sons, 309 p, New York.
- Rosencwaig, A., Opsal, J., 1986. Thermal wave imaging with thermo-acoustic detection. *IEEE Trans. Ultrason. Freq. Contr.*, vol. UFFC-33, 516-527.
- Rosencwaig, A., Gerscho, A., 1976. Theory of the photoacoustic effect with solids. *J. Appl. Phys.* 47, 64-69.
- Rosencwaig, A., 1981. Comment on "Sample-gas thermal contact resistance and the photoacoustic signal generation. *J. Appl. Phys.* 52(1), January, 503-504.
- Rosencwaig, A., 1982. Thermal-Wave Imaging and Microscopy. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 600-607.
- Rosencwaig, A., 1990. Photoacoustic Spectroscopy Of Solids. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 337-343.
- Rosengren, L.G., 1975. Optimal photoacoustic detector design. *Appl. Opt.* 14, 1960.
- S. Schilt, S., Thévenaz, L., 2006. Wavelength modulation photoacoustic spectroscopy: Theoretical description and experimental results. *Infrared Physics and Technology*, 48, 154-162.
- Sapozhkov, M., 1978. *Electroacoustics*. Svyaz, Moscow.
- Schäfer, S., Mashni, M., Sneider, J., Miklós, A., Hess, P., Pitz, H., Pleban, K-U., Ebert, V., 1998. Sensitive detection of methane with a 1.65 μm diode laser by photoacoustic and absorption spectroscopy. *Appl Phys B*, 66, 511-516.
- Schäfer, S., Miklós, A., Hess, P., 1997. Quantitative signal analysis in pulsed resonant photoacoustics. *Applied Optics*, Vol. 36, Issue 15, 3202-3211.
- Sethuraman, S., Aglyamov, S., Amirian, J., Smalling, R., Emelianov, S., 2007. Intravascular photoacoustic imaging using an IVUS imaging Catheter.

- IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 54(5), 978-986.
- Sethuraman, S., Amirian, J., Smalling, R., Emelianov, S., Litovsky, S.H., 2007. Ex vivo characterization of atherosclerosis using intravascular photoacoustic imaging. *Optics Express*, 15(25), 16657-16666.
- Sheaff, C., Lau, N., Patel, H., Huang, S.-W., Ashkenazi, S., 2009. Photoacoustic imaging endoscope, *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.*, 1983-1986.
- Shelton, R.L., Applegate, B.E, 2010. Off-Axis Photoacoustic Microscopy. *IEEE Transactions on biomedical engineering*, vol. 57, no. 8, 1835-1838.
- Shen, Q., Toyoda, T., 2003. Dependence of thermal conductivity of porous silicon on porosity characterized by photoacoustic technique. *Rev. Sci. Instrum.* 74, 601.
- Sigrist, M.W. 2003. Trace gas monitoring by laser photoacoustic spectroscopy and related techniques. *Review of scientific instruments* volume 74, number 1, 486-490.
- Song, K., Cha, H.K., Kapitanov, V.A., Ponomarev, Yu.N., Rostov, A.P., Courtois, D., Parvitte, B., Zeninari, V., 2002. Differential Helmholtz resonant photoacoustic cell for spectroscopy and gas analysis with room-temperature diode lasers. *Appl. Phys. B* 75, 215-227.
- Spike, B.T., 2006. The Photoacoustic Effect. *Physics* 325, April 21, 1-9.
- Su, Y., Wang, R.K., Zhang, F., 2006. Two-Dimensional Photoacoustic Imaging of Blood Vessel Networks within Biological Tissues. *Chin. Phys. Lett.* 23, 512.
- Sun, T., Diebold, G.J. 1992. Generation of ultrasonic waves from a layered photoacoustic source. *Nature* 355, 806-808.
- Takatani, S., Graham, MD., 1987. Theoretical analysis of diffuse reflectance from a two-layer tissue model. *IEEE Trans Biomed Eng* 1987, BME-26, 656-664.
- Talapin, D.V., Rogach, A.L., Kornowski, A., Haase, M., Weller, H., 2001. Highly Luminescent Monodisperse CdSe and CdSe/ZnS Nanocrystals Synthesized in a Hexadecylamine – Trioctylphosphine Oxide – Trioctylphosphine Mixture. *Nano Lett.* vol. 1, 207-211.
- Tam, A.C. 1986. Applications of photoacoustic sensing techniques. *Rev. Mod. Phys.* 58, 381-431.
- Tan, Y., Xing, D., Wang, Y., 2005. Photoacoustic imaging with attenuation rectification of different frequent components of photoacoustic signal. *SPIE* 5630, 668.
- Thomas, S., Philip, J., 2000. Investigation of chemical and mechanical extrema in Ge–In–Se glasses using a photoacoustic technique. *J. Phys. Condens. Matter* 12, 4767.
- Udayashankar, N.K., Bhat, H.L., 2001. Growth and characterization of indium antimonide and gallium antimonide crystals. *Bull. Mater. Sci.* 24, 445–453.
- Valcáreel, J.P., Alvarado-Gil, J.I., 1998. High temperature photoacoustic cell. *Revista Mexicana De Fisica* 4-1 (1), 43-46.
- Vargas, H., Miranda, L.C.M., 1988. Photoacoustic and related photothermal technique. *Phys. Rep.* 161, 43.
- Veith, G., 1982. High resolution photoacoustic microscopy on a surface acoustic wave device., *IEEE Ultrasonics Symposium*, 559-562.
- Viator JA, Prahl SA., 1999. Laser thrombolysis using long pulse frequency-doubled Nd:YAG lasers. *Lasers Surg Med.* ,25(5), 379-388.

- Viator, J.A., Paltauf, G., Steven, L., Jacques, S.L., Scott, A., Prahl, S.A., 2001. Design and testing of an endoscopic photoacoustic probe for determination of treatment depth after photodynamic therapy. *Proceedings Vol. 4256 Biomedical Optoacoustics II*, Alexander A. Oraevsky, Editors, 16-27.
- Wang C., Sahay P., 2009. Breath Analysis Using Laser Spectroscopic Techniques: Breath Biomarkers, Spectral Fingerprints, and Detection Limits. *Sensors*, 9, 8230-8262.
- Wang, X., Pang, Y., Ku, G., Xie, X., Stoica, G., Wang, L.V., 2003. Noninvasive laser-induced photoacoustic tomography for structural and functional in vivo imaging of the brain. *Nature Biotechnology* 21, 803-806.
- Wang, B., Karpouk, A., Emelianov, S., 2008. Design of catheter for combined intravascular photoacoustic and ultrasound imaging. *Ultrasonics Symposium, IUS IEEE*, vol., no., 1150-1153.
- Wang, L.V., 2004. Ultrasound-mediated biophotonic imaging: a review of acousto-optical tomography and photoacoustic tomography. *Dis. Markers* 19, 123-138.
- Wang, X., Fowlkes, J.B., Carson, P.L., Mo, L., 2008. Experimental evaluation of a high-speed photoacoustic tomography system based on a commercial ultrasound unit. *Ultrasonics Symposium, IUS. IEEE*, 1234-1237.
- Webber, M., MacDonald, T., Pushkarsky, M.B., Patel, C.K.N., Zhao, Y., Marcillac, N., Mitloehner, F.M., 2005. Agricultural ammonia sensor using diode lasers and photoacoustic spectroscopy. *Meas. Sci. Technol.* 16, 1547-1553.
- Webber, M.E, Claps, R., English, F.V., Tittel, F.K., Jeffries, J.B., Hanson, R.K., 2001. Measurements of NH₃ and CO₂ with Distributed-Feedback Diode Lasers Near 2.0 μm in Bioreactor Vent Gases, *Applied Optics*, Vol. 40, Issue 24, 4395-4403.
- Wee, T.-L., Ng, J., Kung, A.H, Miklós, A., Hess, P., 2005. Trace gas detection of C₂H₄ by photoacoustic spectroscopy using a compact pulsed optical parametric oscillator. *J. Phys. IV France* 125, 597-599.
- Wei, L.H., Xu, J.S., Zhang, S.Y., 1980. Application of two-dimensional hadamard transform to photoacoustic microscopy. *IEEE Ultrasonics Symposium*, 501-504.
- Wetsel, G.C., Jr., 1986. Photothermal Generation of Thermoelastic Waves in Composite Media. *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectrics, Freq. Contr.*, vol. UFFC-33, no. 5, 450.
- Winter, P.M., 2003. Molecular imaging of angiogenesis in nascent Vx-2 rabbit tumors using a novel $\alpha_v\beta_3$ targeted nanoparticle and 1.5 Tesla magnetic resonance imaging. *Cancer Res.*, vol. 63, 5838-5843.
- Wu, X., Studer, W., Erb, T., Skarvan, K., Seeberger, MD., 2000. Competence of the internal jugular vein valve is damaged by cannulation and catheterization of the internal jugular vein. *Anesthesiology*, 93, 319-324.
- Xiang, L.Z., Xing D., Gu H.M., Zhou F.F., Yang D.W., Zeng L.M., Yang S.H., 2007. In Vivo Monitoring of Neovascularization in Tumour Angiogenesis by Photoacoustic Tomography. *Chinese Phys. Lett.* 24, 751.
- Xu, M., Wang, L.V., 2002. Time-domain reconstruction for thermoacoustic tomography in a spherical geometry. *IEEE T. Med. Imaging* 21, 814-822.
- Xu, M., Wang, L.V., 2006. Photoacoustic imaging in biomedicine. *Rev. Sci. Instrum.* 77, 041101, 1-22.

- Yamanaka, K., Nagata, Y., Kod, T., 1991. Low Temperature Acoustic Microscopy for Materials Characterization. IEEE Ultrasonics Symposium, 913-920.
- Yamazaki, M., Sato, S., Saitoh, D., Fujita, M., Okada, Y., Kikuchi, M., Ashida, H., Obara, M., 2002. Photoacoustic signal measurement for burned skins in the spectral range of 500–650 nm: Experiment with rat burn models. Proc SPIE 4618, 16–21.
- Yamazaki, M., Sato, S., Saitoh, D., Okada, Y., Ashida, H., Obara, M., 2006. Photoacoustic monitoring of neovascularities in grafted skin. Lasers Surg Med. Mar, 38(3), 235-239.
- Yang, T.R., Hrong, H.E., Huang, Y.S., Chyan, Y.K., Chang, J.D., Tang, T.Y., 1996. Far infrared optical absorption studies of single crystal $\text{RuS}_{2-x}\text{Se}_x$, Czech. J. Phys. 46, 2541.
- Yang, D.W., Xing, D., Gu, H. M., 2005. Fast multielement phase-controlled photoacoustic imaging based on limited-field-filtered back-projection algorithm. Appl. Phys. Lett. 87, 194101.
- Yu Q.X., Li S.C., Liang X.P., Lin J.X., 2001. Study of sensitive photoacoustic spectrometer and biological application. Jiguang Jishu/Laser Technology, 25 (1), 15.
- Yu, C.S., Kung, A.H., 1999. Grazing-incidence periodically poled LiNbO_3 optical parametric oscillator. J. Opt. Soc. Am. B 16, 2233-2238.
- Yuang, Y.-S., Chen, Y.-F., Lee, Y.-Y., Liu, L.-C., 1994. Photothermal deflection and photoluminescence studies of CdS and CdSe quantum dots. Volume 76, Issue 5, 3041-3044.
- Zeng, Y.G., Xing, D., Fu, H-b., Wang, Y., 2005. Signal process of photoacoustic tomography. Chin. J. Lasers 32, 97-100.
- Zhang, E.Z., Laufer, J.G., Pedley, R.B., Beard, P.C., 2009. In vivo high-resolution 3D photoacoustic imaging of superficial vascular anatomy. Phys. Med. Biol. 54, 1035.
- Zhang, H.F., Maslov, K., Stoica, G., Wang, L.V., 2006. Functional photoacoustic microscopy for high-resolution and noninvasive in vivo imaging. Volume 24, Nature Biotechnology, 848-851.
- Zharov, V.P., Letokhov, V.S., 1986. Laser Optoacoustic Spectroscopy, Springer Series in Optical Sciences Vol. 37, Springer, Berlin, 320.

EKLER**EK-1 Gözenekli Silikonda Termal Difüzyon Yardımıyla Gözenekli Yapının Fotoakustik Cevap Üzerindeki Etkisi konusunda kullanılan MATLAB programı-1**

```
ec=1.566;
```

```
ep=0.11;
```

```
mup=0.0024;
```

```
gammap=1.5e-6;
```

```
gammag=3.67e-3;
```

```
alphap=0.012;
```

```
alphag=0.024;
```

```
l=410e-6;
```

```
y=((1+(ec/ep)*tanh(1+i)*(l/mup))/((ec/ep)+tanh(1+i)*(l/mup)))+(gammap/gammag)*sqrt  
t(alphap/alphag)*(1-1/(cosh(1+i)*(l/mup))))/(1+(gammap/gammag)*  
sqrt(alphap/alphag))
```

Gözenekli Silikonda Termal Difüzyon Yardımıyla Gözenekli Yapının Fotoakustik Cevap Üzerindeki Etkisi konusunda kullanılan MATLAB programı-2

```
alphag=0.024;
```

```
gammag=3.67e-3;
```

```
gammas=9e-6;
```

```
l1=4e-6;
```

```
l2=4e-4;
```

```
f=600;
```

```
rho2=2.33;
```

```
c=0.713;
```

```
alpha1=0.89;
```

```
k1=(alpha1)*(rho2)*(c);
```

```
ep=sqrt((k1)*(rho2)*c);
```

```
gammap=(gammag);
```

```
A=1;
```

```
I0=0.025;
```

```
R=0.1;
```

```
deltap=(A*(I0)*(1-  
R)*sqrt(alphag)/((2*pi*f*ep))).*sqrt(1+((gammap)/(gammag)).*((alpha1)/(alphag)))
```

```
ec=1.577;
```

```
mup=sqrt(2*(alpha1)/(2*pi*f));
```

```
deltap2=(A*(I0)*(1-R) *sqrt(alphag)/((i*2*pi*f*ep))).* ((1+(ec./ep)*tanh(1+i).  
*((l1)./mup))/((ec./ep)+tanh(1+i)*((l1)./mup)))+(gammap/gammag).*sqrt(alpha1/alphag)  
.*(1-1./((cosh(1+i)*((l1)./mup))))
```

```
abs(deltap2)
```

```
angle(deltap2)
```

Gözenekli Silikonda Termal Difüzyon Yardımıyla Gözenekli Yapının Fotoakustik Cevap Üzerindeki Etkisi konusunda kullanılan MATLAB programı-3

```

b=0.00256;

ea=0.025*150e-9;

v=6616;

cp=0.733;

r0=4e-6;

r=4e-7;

pmax=(b)*(ea)*(v*v)/(((2*pi)^1.5)*sqrt(exp(1))*(cp)*((r0)*(r0))*r);

t=6.046e-11*(-40:40);

coeff=[1 0.105 0.053 0.04 0.0346 0.0307 0.0315 0.0452];

p1=(-(pmax)*sqrt(2*exp(1))*(v/(r0))*(t-(r/v)).*exp(-((v/(r0))*(t-(r/v))).^2));

hold on;

for i=2:8

plot(t-(r/v),(coeff(1,i))*(p1));

end;

hold off;

```

Gözenekli Silikonda Termal Difüzyonla Yardımıyla Gözenekli Yapının Fotoakustik Cevap Üzerindeki Etkisi konusunda kullanılan MATLAB programı-4

```

alphag=0.024;

gammag=3.67e-3;

gammas=9e-6;

l1=4e-6;

l2=4e-4;

f=600;

rho2=2.33;

c=0.713;

porosity=[0 0.1 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.7 0.8 0.9];

alphaeff=0.009*((porosity).^(-1.53));

alpha1=odev(l1,l2,alphaeff,porosity);

k1=(alpha1).*(1-porosity)*(rho2)*(c);

ep=sqrt((k1).*(1-porosity)*(rho2)*c);

gammap=(1-(porosity))*(gammag)+(porosity)*(gammas);

A=1;

I0=0.025;

R=0.1;

deltap=(A*(I0)*(1-
R)*sqrt(alphag)./((2*pi*f*ep))).*sqrt(1+((gammap)/(gammag)).*((alpha1)/(alphag)))

figure(1);

plot(porosity,deltap);

figure(2);

```

```
stem(porosity,deltap);
```

```
ec=1.577;
```

```
mup=sqrt(2*(alpha1)/(2*pi*f));
```

```
deltap2=(A*(I0)*(1-  
R)*sqrt(alphag)/((i*2*pi*f*ep))).*((1+(ec./ep)*tanh(1+i).*((11)./mup)))/((ec./ep)+tanh(1  
+i).*((11)./mup))+gammag/gammag).*sqrt(alpha1/alphag).*(1-  
1./((cosh(1+i).*((11)./mup))))
```

```
figure(3)
```

```
stem(porosity,real(deltap2));
```

```
figure(4)
```

```
stem(porosity,imag(deltap2));
```

```
figure(5)
```

```
stem(porosity,abs(deltap2))
```

ÖZGEÇMİŞ

1983 yılında Erzurum'da doğdu. İlk ve orta öğrenimini Erzurum'da sırasıyla Atatürk İlkokulu, Anadolu Lisesi ve Özel Aziziye Erkek Lisesi'nde tamamladı. 2007 yılında Erciyes Üniversitesi Elektronik Mühendisliği Bölümünden mezun olup aynı yıl Atatürk Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümünde yüksek lisans eğitimine ve Türk Telekom Erzurum İl Müdürlüğünde Transmisyon Bölümünde mühendis olarak çalışmaya başladı. 2010 yılında Atatürk Üniversitesi Bilgisayar mühendisliği bölümünde Araştırma Görevlisi olarak görev aldı. Aynı bölümde hala çalışmalarını sürdürmektedir.