

Details

[DOCUMENTS](#)[EXAMINATION REPORT](#)[SEARCH REPORT](#)

Application Information

Application Number	2022/009592	Application Date	12/09/2019
Application Type	-	Grant Number	2022-GE-415475
Grant Date	06/09/2022	Registration Number	2022 009592
Registration Date	11/21/2024	Protection Type	Patent
European Patent Publication Number (B1)	-	European Patent Application Number	-
PCT Publication Number	WO 2021/118476	PCT Application Number	PCT/TR2019/051050
PCT Publication Date	2021-06-17		

Applicants

Person No	Name	Address
5058220	ODTÜ STRATEJİ GELİŞTİRME DAİRE BAŞKANLIĞI	O.D.T.Ü.ÜNVERSİT MAH DUMLUPINAR BULV 1 YOK TÜRKİYE

Inventors

Person No	Name	Address
6456542	ASAF BEHZAT ŞAHİN	- -
6206031	BARIŞ BAYRAM	- -

Invention Information

Name of Invention	BEYİN KANAMASININ TESPİT EDİLMESİNE YÖNELİK MEMS HAVADA ÇALIŞAN ULTRASONİK ÇEVİRGEÇ SİSTEMİ
Summary of Invention	Buluş, RF-etkili, kan-kaynaklı, termoakustik ultrason dalgasının darbe modülasyon frekansında tespit edilmesine dayalı olarak beyin kanamasını saptamak üzere MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi ile ilgilidir.

Attorney Information

Name	UÇUR GÜRŞAD YALÇINER YALÇINER PATENT VE DAN. LTD. ŞTİ.
Address	Tunus Caddesi No:85/3-4 06680 - ÇANKAYA/ ANKARA

Classes of the Invention

IPC
A61B 5/05

Details

Application Information

Application Number	2022/009592	Application Date	12/09/2019
Application Type	-	Grant Number	2022-GE-415475
Grant Date	06/09/2022	Registration Number	2022 009592
Registration Date	11/21/2024	Protection Type	Patent
European Patent Publication Number (B1)	-	European Patent Application Number	-
PCT Publication Number	WO 2021/118476	PCT Application Number	PCT/TR2019/051050
PCT Publication Date	2021-06-17		

Applicants

Person No	Name	Address
5058220	ODTÜ STRATEJİ GELİŞTİRME DAİRE BAŞKANLIĞI	O.D.T.Ü.ÜNVERSİT MAH DUMLUPINAR BULV 1 YOK TÜRKİYE

Inventors

Person No	Name	Address
6456542	ASAF BEHZAT ŞAHİN	- -
6206031	BARIŞ BAYRAM	- -

Invention Information

Name of Invention	BEYİN KANAMASININ TESPİT EDİLMESİNE YÖNELİK MEMS HAVADA ÇALIŞAN ULTRASONİK ÇEVİRGEÇ SİSTEMİ
Summary of Invention	Buluş, RF-etkili, kan-kaynaklı, termoakustik ultrason dalgasının darbe modülasyon frekansında tespit edilmesine dayalı olarak beyin kanamasını saptamak üzere MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi ile ilgilidir.

Attorney Information

Name	UÇUR GÜRŞAD YALÇINER YALÇINER PATENT VE DAN. LTD. ŞTİ.
Address	Tunus Caddesi No:85/3-4 06680 - ÇANKAYA/ ANKARA

Classes of the Invention

IPC
A61B 5/05

ÖZET

BEYİN KANAMASININ TESPİT EDİLMESİNE YÖNELİK MEMS HAVADA ÇALIŞAN ULTRASONİK ÇEVİRGEÇ SİSTEMİ

5

Buluş, RF-etkili, kan-kaynaklı, termoakustik ultrason dalgasının darbe modülasyon frekansında tespit edilmesine dayalı olarak beyin kanamasını saptamak üzere MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi ile ilgilidir.

İSTEMLER

1. Beyin kanamasını saptamak üzere termoakustik ilkesinde çalışan MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi olup, özelliği;
5 a. Sırasıyla RF enerjisini iletmek ve ultrason dalgasını almak üzere bir RF vericisi ve en az bir adet ultrason alıcısı sistemi,
b. Bir RF sinyal kaynağı, RF yükselteci ve boynuz anten içeren bir RF vericisi sistemi,
c. Bir kilitlemeli yükselteç, bir DC kaynağı ve düşük gürültülü yükselteç (LNA) 10 çiplerine telleri birleştirilmiş iki ultrasonik çevirgeç dizisine sahip bir ultrason alıcısı sistemi içermesidir.
2. İstem 1'e göre MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi olup, özelliği; Beyinde RF-etkili kanın hacimsel genişlemesinin neden olduğu ultrason dalgasını 15 tespit eden bir ultrason alıcı sistemi olmasıdır.
3. İstem 1'e göre MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi olup, özelliği; RF vericisinin darbe modülasyon frekansının 50 kHz ile 300 kHz arasında olmasıdır.
4. İstem 1'e göre MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi olup, özelliği; RF vericisinin taşıyıcı frekansının 1.8 GHz ile 2.4 GHz arasında olmasıdır.
- 20 5. İstem 1'e göre MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi olup, özelliği; İnsan güvenliği seviyelerinin (<8 W/kg), RF vericisi güç girişi tarafından geçilmediği bir sistem olmasıdır.
6. İstem 1'e göre ultrason alıcısı sistemi olup, özelliği;
a. İki ultrason çevirgeç dizisi olan,
25 b. Düşük gürültülü yükselteç (LNA) çipine telleri birleştirilmiş halde olan bir ultrason çevirgeç dizisi olan,
c. 2×2 CMUT konfigürasyonunda bağımsız dört çevirgeçten oluşan ultrason çevirgeç dizisi olan,
d. Birbirine göre rezonans frekansında artımlı farka sahip olacak şekilde membran 30 boyutu yönünden farklı dizideki dört çevirgeç olan,
e. İşletimsel kullanım sırasında DC gerilimini değiştirerek hiperspektral görüntüleme ve gelişmiş bant genişliği modlarını destekleyen bir ultrason çevirgeç dizisine sahip bir ultrason alıcısı sistemi olmasıdır.
7. İstem 6'ya göre ultrason çevirgeç olup, özelliği;

- a. Kapasitif mikroişlenmiş ultrasonik (CMUT) çevirgeç olan,
b. Söz konusu özneye temas etmeden havada çalışan,
c. Üst elektrot işlevi gören poli silikon membrana sahip olan,
d. Poli silikon alt elektroda sahip olan,
5 e. Alt elektroda bakan poli silikon çıkıntılara sahip olan,
f. Membran çökmesinde üst ve alt elektrotların aradaki akımdan geçmesini engelleyen herhangi bir izolasyon tabakası içermeyen,
g. Tünelleme direnci sağlayan oldukça ince doğal oksit ($10 \text{ \AA}$) ile kaplı üst ve alt poli silikon elektrotlara sahip olan,
10 h. Çıkıntıların Hertzian temasında gözlemlenen elektriksel temas direncine (ECR) sahip olan,
i. İzolasyon tabakasının yokluğu, yüksek elektrik alanında izolatörler ile ilişkili yaygın yüklenme sorununu çözen,
j. Dirençli-çökme (R-çökme) modunda çalışan,
15 k. CMUT çökme modu çalışmasının izolatör içermeyen, yüksek dirençli ($>10 \text{ k}\Omega$) Hertzian teması versiyonu kullanan,
l. Ultrason stimülasyonuna karşı çevirgeç membranı kontrol aralığı ve ölçüm sistemi hassasiyeti, membran çökmesi sonrasında DC gerilimi kontrol edilerek ayarlanan,
m. Membranının DC gerilimi, kalkma gerilimine küçültülebilen veya çökme gerilimi
20 ötesine büyütülebilen bir çevirgeç olmasıdır.
- 8. İstem 7'ye göre çıkıntı olup, özelliği;**
a. Çapı $8 \text{ }\mu\text{m}$ olan,
b. Kalınlığı $0.75 \text{ }\mu\text{m}$ olan,
25 c. Membran çökmesinde küçük boyutlu hertzian teması oluşturan kavisli yapı profiline sahip,
d. Membranın temas yüzeyi üzerine konumsal olarak dağıtılan,
e. Membran çökmesinde alt elektrot ile Hertzian teması oluşturulan,
f. Membran çökmesinde yüksek elektriksel direnç sunan bir çıkıntı olmasıdır.
- 9. İstem 7'ye göre ultrasonik çevirgeç olup, özelliği;**
30 a. Çökme gerilimi 1.4 V olan,
b. Kalkma gerilimi 1.25 V olan,
c. Empedans modeli parametreleri (R_s , C_s ve R_p), 1.75 V 'luk DC geriliminde sırasıyla $150 \text{ }\Omega$, 36.7 pF ve $15.2 \text{ k}\Omega$ olan,

- d. R_S 'nin R_P 'den daha küçük olması nedeniyle R-çökme modunda membran üzerine uygulanan DC gerilimi değişmeyen,
- e. Dirençli-çökme (R-çökme) modunda, elektriksel temas direncine (ECR) sahip çökme modunda geniş bant genişliği ve yüksek hassasiyet bulunduran bir çevirgeç olmasıdır.

10. İstem 1'e göre MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sisteminin çalışma yöntemi olup, özelliği;

- a. RF sinyal kaynağı ile bir darbe modülasyonlu RF taşıyıcı sinyali üretilmesi,
- b. RF sinyal kaynağının darbe modülasyon frekansını 50 kHz'den 300 kHz'e süpürülmesi,
- c. RF sinyal kaynağının senkronizasyon için kilitlemeli yükseltece bağlanması,
- d. Çevirgeç dizisinin DC gerilimi, mevcut darbe modülasyon frekansı için maksimum hassasiyete yönelik ayarlanması,
- e. Kilitlemeli yükselteç ile darbe modülasyon frekansının izlenmesi,
- f. Kilitlemeli yükselteç ile RF-etkili, kan-kaynaklı ultrason dalgalarının yapıcı ve yıkıcı girişimlerinden faydalanmak amacıyla bir özgül kan boyutu için belirli bir frekansta spektral ultrason gücünü hesaplamak için LNA'dan gelen sinyali ölçmesi,
- g. Kilitlemeli yükselteç ile sadece beyinde belirli bir bölge için ultrason uçuş zamanı hesaplamasından belirlenen t_{START} ile RF sinyal kaynağından gelen uyarma sinyaline göre (t_{STOP}) arasındaki belirli bir zaman dalga biçimi aralığını işlemek için zaman-kapılamalı modu kullanılması,
- h. Her biri 4 birime (CMUT#1 ila CMUT#4) sahip olan, #1 MEMS ultrasonik çevirgeç ve #2 MEMS ultrasonik çevirgeçten toplanan kilitlemeli yükselteç verileri, çok-frekanslı ve çok-bantlı (hiperspektral) görüntüleme teknikleri ile işlenmesi,
- i. RF vericisi ve ultrason alıcısı sistemleri için ekipmanların bir kişisel bilgisayar ve bir yazılım ile kontrol edilmesi,
- j. RF enerji iletimi altında belirli boyutta kan birikiminin neden olduğu termoakustik ultrason dalgasının frekans alanı analizi gerçekleştirilmesi işlem adımlarını içermesidir.

TARİFNAME

BEYİN KANAMASININ TESPİT EDİLMESİNE YÖNELİK MEMS HAVADA ÇALIŞAN ULTRASONİK ÇEVİRGEÇ SİSTEMİ

5

TEKNİK ALAN

Buluş, beyinde RF-etkili hacimsel kan genişmesinin neden olduğu termoakustik ultrason dalgası üretimini tespit etmek üzere MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi ile
10 ilgilidir.

TEKNİĞİN BİLİNER DURUMU (ÖNCEKİ TEKNİK)

Günümüzde beyin kanaması ile ilişkili olarak gelişen hastalıklar toplumun huzuru ve refahını
15 olumsuz etkilemektedir. Serebral kanama başlangıcından sonraki ilk 1.5 saat içinde tespit, iyileşme süresini etkili bir şekilde azaltarak kalıcı beyin hasarının tedavisi ve önlenmesini sağlamıştır. Ancak, manyetik rezonans görüntüleme (MRG) veya hesaplamalı tomografi (CT) kullanılan tespit, hazır bulunurluğu ve kullanılabilirliğini sınırlandıran yüksek ekipman maliyeti ve karmaşıklığı nedeniyle bu zaman çerçevesinde nadiren tamamlanabilmektedir.

20

İnme, kalp hastalığı ve alt solunum yolu enfeksiyonundan sonra dünya en önemli üçüncü hastalıktır ve inme, erken ölüm ve disabiliti yılları bakımlarından hesaplanan toplamda bir hastalığın neden olduğu negatif yükün tamamı bakımından dünyada birinci nörolojik hastalıktır [1, 2]. Bu hastalığın, hastalık başlangıcından sonraki ilk 90 dakika içinde tespitinin
25 ve tedavinin başlatılmasının, iyileşme için fayda sağladığı gözlemlenmiştir [3]. Ancak tespit, MRG (manyetik rezonans görüntüleme) veya CT (hesaplamalı tomografi) ile görüntüleme sonrasında gerçekleştirilmektedir [4] ve bu cihazların taşınmaz ve maliyetli cihazlar olduğu göz önünde tutularak, belirtilen zaman çerçevesinde tedaviyi başlatmak zordur ve taşınır, düşük maliyetli bir tespit cihazına dair bariz bir ihtiyaç olduğu gözlemlenmektedir.

30

Biyomedikal alanında kullanılan yöntemler ve bunların özellikleri Tablo 1’de sunulmaktadır. Dokuların dielektrik özellikleri, mikrodalga (RF) kullanılarak incelenmiştir ve dokuların farklılaşmasında bu tümörlerin önemi ve tümör dokularının tespiti gösterilmiştir [5,6]. Tespit teknolojilerine ek olarak, ameliyata ve sağlıklı dokuların yıkımına yönelik yüksek

yoğunluklu mikrodalganın ısı etkisi de kullanılmıştır [7]. Mikrodalgalar benzer şekilde, düşük güçlerde görüntülemeye ve yüksek güçlerde ısı işleme yönelik ultrasonik dalgalar da kullanılmıştır [8,9]. Ancak, mikrodalga görüntüleme çalışmalarında saçılma nedeniyle çözünürlük düşük olurken, ultrason dalgaları ile gerçekleştirilen görüntüleme çalışmalarında dokuların tanımlanması için gereken farklı dokular arasındaki kontrastın, iyi çözünürlüğe rağmen düşük olduğu gözlemlenmiştir [10]. Yakın zamanda, bu iki yöntemin üstün özelliklerini birleştiren ve doku üzerinde düzenli aralıklarda mikrodalgaların uygulanmasıyla üretilen basınç dalgalarını kullanan termoakustik görüntüleme yöntemi üzerine çeşitli çalışmalar yapılmıştır [10-13].

10

Tablo 1. Biyomedikal uygulamalar için kullanılan yöntemler ve özellikler [14]

Yöntem Özellik	Optik	X-ışını	Manyetik Rezonans	Mikrodalga (RF)	Ultrason	Mikrodalga Vericisi- Ultrason Alıcısı
Saçılma ve kayıplı ortamda tespit potansiyeli	Düşük	Yüksek	Yüksek	Orta	Yüksek	Yüksek
Materyal tespit kabiliyeti	Yüksek	Orta	Yüksek	Yüksek	Orta	Yüksek
Temas gereksinimi	Yok	Yok	Yok	Yok	Var	Yok
Güvenlik	Var	Radyasyon	Var	Orta	Var	Var
Maliyet	Uygun Fiyatlı	Pahalı	Pahalı	Uygun Fiyatlı	Uygun Fiyatlı	Uygun Fiyatlı

Mikrodalga (RF) alıcısı-ultrason vericisi sistemlerine yönelik termoakustik görüntüleme yöntemi potansiyeli, Tablo II’de verilen dokuların fiziksel materyal özellikleri incelendiğinde anlaşılabilir. RF taşıyıcı frekansında iletilen enerji, beyin ve kan bankasının her ikisinde yaklaşık olarak aynı miktarda ısı enerjisinin emilmesine neden olmaktadır. Isı kapasitesinin birbirine yakın olması nedeniyle, karşılık gelen sıcaklık artışı yaklaşık olarak

15

aynıdır ($T_{\text{brain}} / T_{\text{blood}} = 0.8$). Ancak, hacimsel ısı genleşmesi (β), beyin ile karşılaştırıldığında kan için 2.5 kattır (Tablo II [15, 16]). Bu da termoakustik yöntemin, beyin kanaması vasıtasıyla, beyinde biriken kan pıhtılarını beyin dokularından farklılaştırmasını sağlamaktadır [14] (ϵ_R : Göreceli dielektrik sabiti, σ : Elektriksel iletkenlik (S/m), ρ : yoğunluk (kg/m³), C: Isı kapasitesi (J/kg/°C), k: Isıl iletkenlik (W/m/°C), β : Hacimsel ısı genleşme ($K^{-1} \times 10^{-4}$)). RF vericisi sisteminin düzeni ve güvenli çalışması, mevcut düzenlemelere göre 8 W/kg sınırını geçmeyen özgül emilim hızı (SAR) gereksinimlerine uygun olmalıdır [17-20].

Tablo II. Dokuların fiziksel materyal özellikleri [15, 16]

Frekans (MHz)	1800		2450					
Doku	ϵ_R	σ (S/m)	ϵ_R	σ (S/m)	ρ (kg/m ³)	C (J/kg/°C)	k (W/m/°C)	β ($K^{-1} \times 10^{-4}$)
Kafatası	15.56	0.43	15.01	0.57	1850	3100	0.37	1.97
Beyin	46.1	1.71	44.8	2.1	1046	3630	0.54	1.6
Kan	59.4	2.04	58.3	2.54	1050	3617	0.52	4.0

Kan bankasının hacim genleşmesinden dolayı ultrasonik dalganın, farklı ortamlarda (beyin-kafatası-hava) deneyimlenen saçılma ve kayıplar nedeniyle frekans kaymalarından muzdarip olabileceği düşünülmektedir [14]. Bu frekans kaymalarına rağmen, havada çalışan ultrason alıcısı, kapasitif mikroişlenmiş ultrasonik çevirgeç (CMUT), dalgayı tespit etmesi için yeterince yüksek bir bant genişliğine sahip olmalıdır. Bant genişliğini artırmak amacıyla, membran üzerinde hava delikleri açılarak sıkışan film sönümleme etkisi kullanılmıştır [21]. Literatürde incelenen CMUT tasarımlarında, bant genişliği ve CMUT hassasiyeti (nm / Pa) üzerinde geleneksel modda (çökme yok) membran veya titreşimli membrana yönelik alt tabakada havalandırma deliklerinin varlığının etkileri, teorik [22] veya sonlu eleman analizi [23] aracılığıyla incelenmiştir. CMUT kapasitansı ve elektromekanik çevrim verimliliğindeki değişim hızı, klasik moda göre çökme modunda çok daha yüksektir [24]. Bir alıcı olarak havada çalışan CMUT'un çökme modunda çalışmasının, bant genişliği ve hassasiyetin her ikisini artırma potansiyeline sahip olması beklenmektedir.

CMUT'un çökme modu, çalışma sırasında membran, alt tabaka ile temas ettiğinde izolasyon tabakasının yüklenmesinden muzdariptir. İzolasyon tabakasının yüklenmesini azaltmak için, literatürde, elektrotların düzenlenmesi, yüklenme etkisini bastırmak üzere temas alanını azaltmak için izolasyon tabakalarının düzenlenmesi önerilmiştir [25]. Çökme çalışmasının faydalarını elde etmek için sıfır DC geriliminde önceden-çökmüş membran konfigürasyonları da önerilmiştir [26]. Ancak bugüne kadar temel sorun ele alınmamıştır: çökme çalışmasında bir elektrik alanı altında izolasyon tabakasının varlığı, hassasiyeti değiştiren ve oldukça hassas alıcı uygulamalarına yönelik çevirgeç güvenilirliğini sınırlandıran, potansiyel olarak zamanla değişen yüklenme sorunlarına yol açmaktadır.

Çoğunlukla havada çalıştırılan CMUT'lar için, genellikle büyük bant genişliği gerekmemektedir. Bunun nedeni, CMUT'un verici frekansında iletilen ultrason dalgalarının yine CMUT tarafından aynı frekansta tespit edilmesidir [27]. Ancak, beyindeki kan birikimini tespit etmek için, ultrason dalgaları, 1.8-2.4 GHz'lik bir taşıyıcı frekansında ve 50-300 kHz'lik bir darbe modülasyon frekansında insan kafasına iletilen RF gücü tarafından üretilecektir. Kan, beyin, kafatası ve havanın büyük oranda değişen akustik empedansına sahip bir ortamda RF-etkili ultrason dalgasının emilimi, sönümlemesi ve saçılması nedeniyle frekans kaymaları göz önüne alınarak, havada çalışan ultrason alıcısının bant genişliği ve hassasiyetinin, ultrason dalgalarını yakalaması için yeterince büyük olması gerekmektedir.

Çok-frekanslı ve çok-bantlı (hiperspektral) görüntüleme teknikleri, geleneksel tekli yöntemlerin yakalayamadığı özellikler veya belirtileri yakalamaya yönelik gelişen bir yöntemdir. Işık tabanlı uygulamalarda, görünür spektrumdan daha geniş aralıklarda görüntülemenin, kaliteli tarımsal ürünler [28], renksiz kimyasallar [29], petrol sızıntıları [30] ve yüzey madenleri [31] tespiti gibi birçok alanda başarılı olduğu bilinmektedir. Yüksek çözünürlüklü görüntüleme ayrıca ultrasonda damar için yöntemler yoluyla gerçekleştirilmektedir [32].

BULUŞUN AMAÇLARI VE KISA AÇIKLAMA

Bu belgede beyin kanamasının tespit edilmesine yönelik yeni bir yöntem sunulmaktadır. Buluşumuz, beyinde RF-etkili hacimsel kan genişlemesinin neden olduğu termoakustik ultrason dalgası üretimini tespit etmek üzere bir MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemidir. Yüksek hassasiyetli ve yüksek bant genişlikli ultrasonik çevirgecin temelinde,

elektiriksel temas direnci (ECR) özelliğine sahip buluş niteliğindeki çökme modu bulunmaktadır. Elektiriksel temas direnci kuvvet algılaması literatürde mevcuttur [33], ancak buluşumuz CMUT’ların çökme modu için ECR özelliğini ilk kez uygulamaktadır.

- 5 Bu buluşta, beyinde kan birikiminin tespiti, termoakustik ilkesi kullanılarak tespit edilmektedir. Bir mikrodalga (RF) taşıyıcı frekansı (1.8-2.4 GHz), beyne, %50 görev çevrimi ve 50-300 kHz’lik bir darbe modülasyon frekansı ile insan güvenliği seviyelerinde (<8 W/kg) enerji taşımaktadır. Bu enerji, cep telefonları tarafından yayılan RF enerjisi ile neredeyse aynı seviyededir. Bu enerji, modülasyon frekansında dokulardaki sıcaklığı MicroKelvin (10^{-6} K)
- 10 civarında düzenli aralıklarla değiştirmektedir. Kanın hacimsel ısı genleşmesi (β), beyin ile karşılaştırıldığında 2.5 kattır. Bu fark, çevredeki beyin dokusundan ayırt edilen, kandan kaynaklanan ultrason dalgalarını sağlamaktadır.

- Bu buluşta ayrıca, oldukça düşük ultrason sinyallerini tespit etmek üzere, yüksek hassasiyette
- 15 elektiriksel temas direncine (ECR) sahip çökme modunda çalıştırılacak bir havada çalışan alıcı kapasitif mikroişlenmiş ultrasonik çevirgecin (CMUT) yeni bir tasarımı sunulmaktadır. Bu, herhangi bir izolasyon tabakası kullanılarak değil, bunun yerine CMUT tasarımıımızda güvenilir çökme çalışmasını sürdürmek üzere oldukça dirençli çıkıntılar kullanılarak gerçekleştirilmektedir. Elektiriksel temas direnci bulunduran oldukça dirençli çıkıntılar, çökme
- 20 çalışmasında poli silikon yüzeyler (tünelleme direnci sağlayan 10 Å ’luk oldukça ince bir doğal oksit ile kaplıdır [34]) arasında Hertzian teması ile gerçekleştirilmektedir. İzolasyon tabakasının yokluğu, yüksek elektrik alanında izolatörler ile ilişkili yaygın yüklenme sorununu çözmektedir. Bu hassasiyeti elde etmek amacıyla, MEMS ultrasonik alıcıda CMUT çökme modu çalışmasının bu yeni, izolatör içermeyen, yüksek dirençli ($>10 \text{ k}\Omega$) ECR
- 25 versiyonunun avantajları kullanılmaktadır. Serebral kanamanın tespit edilmesine yönelik ultra-hassas olmasına ek olarak, dedektör, işletimsel kullanım sırasında DC gerilimini değiştirerek hiperspektral görüntüleme ve gelişmiş bant genişliği modlarını desteklemektedir. Bize ait CMUT’un çökme modu, DC gerilimi vasıtasıyla temas yüzeyinin direnci değiştirilerek merkezi frekansın geniş bir ayarlama aralığını sunmaktadır. Dolayısıyla, çökme
- 30 modunda çalıştırılan alıcı havada çalışan CMUT için DC gerilimi kontrol edilebilen, frekansa bağlı yüksek hassasiyet elde edilmektedir. Termoakustik ilkesine ve elektiriksel temas direnci (ECR) bulunduran havada çalışan dirençli-çökme modu CMUT tasarımına dayalı olarak beyin kanamasının tespit edilmesine yönelik hızlı ve uygun fiyatlı yöntemeye dair buluşumuz, toplumun sağlığı ve refahını korumaya yönelik nihai amaca hizmet etmektedir.

Buluşun bir yönünde, bir RF vericisi ve ultrason alıcısı sistemleri RF enerjisi iletmek ve ultrason dalgası almak üzere birleştirilmektedir.

- 5 Buluşun diğer bir yönünde, RF vericisi sistemi bir RF sinyal kaynağı, RF yükselteci ve boynuz anteni içermektedir.

- 10 Buluşun diğer bir yönünde, ultrason alıcısı sistemi bir kilitlemeli yükselteç, bir DC kaynağı, düşük gürültülü yükselteç (LNA) çiplerine telleri birleştirilmiş iki ultrasonik çevirgeç dizisi içermektedir.

Buluşun diğer bir yönünde, ultrasonik çevirgeç dizisi, 2×2 CMUT konfigürasyonunda bağımsız dört çevirgeçten oluşmaktadır.

- 15 Buluşun diğer bir yönünde, dizideki dört çevirgeç, birbirine göre rezonans frekansında artımlı farka sahip olacak şekilde membran boyutu yönünden farklıdır.

- 20 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, havada çalışan kapasitif mikroişlenmiş ultrasonik çevirgeçtir (CMUT).

Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, temassız veya temas halinde değildir, diğer bir deyişle, havada serbest şekilde çalıştırılmaktadır.

- 25 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, alt elektroda bakan poli silikon çıkıntılara sahip olan poli silikon membrana sahiptir.

Buluşun diğer bir yönünde, çıkıntıların çapı 8 μm 'ye ayarlanmaktadır.

- 30 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, poli silikon alt elektroda sahiptir.

Buluşun diğer bir yönünde, üst ve alt poli silikon elektrotlar, tünelleme direnci sağlayan oldukça ince doğal oksit (10 Å) ile kaplıdır.

Buluşun diğer bir yönünde, membran çökmesinde üst ve alt elektrotların aradaki akımdan geçmesini engelleyen herhangi bir izolasyon tabakası yoktur.

5 Buluşun diğer bir yönünde, çıkıntılar, membranın temas yüzeyi üzerine konumsal olarak dağıtılmaktadır.

Buluşun diğer bir yönünde, çıkıntılar, membran çökmesinde alt tabaka ile Hertzian teması oluşturmaktadır.

10 Buluşun diğer bir yönünde, çıkıntıların Hertzian temasında elektriksel temas direnci (ECR) gözlemlenmektedir.

15 Buluşun diğer bir yönünde, ultrason stimülasyonuna karşı membran kontrol aralığı ve ölçüm sistemi hassasiyeti, membran çökmesi sonrasında DC gerilimi kontrol edilerek ayarlanmaktadır.

Buluşun diğer bir yönünde, DC gerilimi, kalkma gerilimine küçültülebilmekte veya çökme gerilimi ötesine büyütülebilmektedir.

20 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, dirençli-çökme (R-çökme) modunda, diğer bir deyişle elektriksel temas direncine (ECR) sahip çökme modunda çalıştırılmaktadır.

Buluşun diğer bir yönünde, ultrasonik çevirgeç özellikleri aşağıdaki gibidir:

25

- Çökme gerilimi 1.4 V'tur.
- Kalkma gerilimi 1.25 V'tur.
- Empedans modeli parametreleri (R_s , C_s ve R_p) sırasıyla 150 Ω , 36.7 pF ve 15.2k Ω 'dır.

30 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, dirençli-çökme modunda güvenilir bir şekilde çalışmaktadır.

Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç, LNA çipine telleri birleştirilmiş haldedir.

Buluşun diğer bir yönünde, RF sinyal kaynağı bir darbe modülasyonlu RF taşıyıcı sinyali üretmektedir.

Buluşun diğer bir yönünde, RF sinyal kaynağı, kilitlemeli yükseltece bağlıdır.

5

Buluşun diğer bir yönünde, RF sinyal kaynağı, darbe modülasyon frekansını 50 kHz'den 300 kHz'e süpürmektedir.

10 Buluşun diğer bir yönünde, çevirgeç dizisinin DC gerilimi, mevcut darbe modülasyon frekansı için maksimum hassasiyete yönelik ayarlanmaktadır.

Buluşun diğer bir yönünde, kilitlemeli yükselteç, darbe modülasyon frekansını izlemektedir.

15 Buluşun diğer bir yönünde, kilitlemeli yükselteç, RF-etkili, kan-kaynaklı ultrason dalgalarının yapıcı ve yıkıcı girişimlerinden faydalanmak amacıyla bir özgül kan boyutu için belirli bir frekansta spektral ultrason gücünü hesaplamak için LNA'dan gelen sinyali ölçmektedir.

20 Buluşun diğer bir yönünde, kilitlemeli yükselteç, sadece beyinde belirli bir bölge için ultrason uçuş zamanı hesaplamasından belirlenen t_{START} ile t_{STOP} (RF sinyal kaynağından gelen uyarma sinyaline göre) arasındaki belirli bir zaman dalga biçimi aralığını işlemek için zaman-kapılamalı modu kullanmaktadır.

25 Buluşun diğer bir yönünde, her biri 4 birime (CMUT#1 ila CMUT#4) sahip olan, #1 MEMS ultrasonik çevirgeç ve #2 MEMS ultrasonik çevirgeçten toplanan kilitlemeli yükselteç verileri, çok-frekanslı ve çok-bantlı (hiperspektral) görüntüleme teknikleri ile işlenmektedir.

Buluşun diğer bir yönünde, tüm araçlar bir kişisel bilgisayar ve bir yazılım ile kontrol edilmektedir.

30 **BULUŞU AÇIKLAYAN ŞEKİLLERİN AÇIKLAMASI**

Bu buluş ile geliştirilen MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemini daha iyi açıklamak için kullanılan şekiller ve bunların açıklaması aşağıdaki gibidir:

Şekil 1 Beyinde kan bankasının tespitine yönelik RF alıcısı-ultrason vericisi sisteminin çalışma ilkesi

Şekil 1a Kafatası, beyin ve kana sahip dokuya RF iletimi.

5

Şekil 1b RF modülasyon frekansında termoakustik doku genişmesi nedeniyle ultrason dalgasını alan ultrason alıcısı.

Şekil 2 Termoakustik doku genişmesi nedeniyle üretilen ultrason dalgasını belirlemek üzere aksisimetrik sonlu eleman modeli (PZFlex yazılımı).

10

Şekil 3 Kan bankası tarafından üretilen ultrason dalgasının sonlu eleman simülasyon sonuçları ($h_{air}=1$ cm, $h_{sk}=0.7$ cm, $h_{br}=20$, $h_{bl}=1$ cm, $r_{bl}=1$ cm).

Şekil 3a $t = 15$ μ s zamanında genişlemenin neden olduğu ultrasonik dalga genişmesi nedeniyle kan bankasının artan (0 μ s -5 μ s) ve azalan (5 μ s -10 μ s) 1 C olan bir sıcaklık ile 100 kHz'lik tek darbeli üçgen dalgası.

15

Şekil 3b $t = 80$ μ s'de kafatası tarafından aynı ultrasonik dalganın yansıması.

20

Şekil 4 10 olan darbe çevrimi ile basıncın zaman alanı simülasyon sonuçları.

Şekil 4a Kan bankasına sahip beyin simüle edildiği zamandaki basınç zaman dalga biçimi.

Şekil 4b Herhangi bir kan bankası olmadan beyin edildiği zamandaki basınç zaman dalga biçimi.

25

Şekil 4c Şekil 4a ve Şekil 4b'deki zaman dalga biçimlerinin farkı için basınç zaman dalga biçimi.

30

Şekil 4d RF enerji iletimi nedeniyle yalnızca kanın (beyin olmamak üzere) genişmesinin beklendiği zamandaki basınç zaman dalga biçimi.

Şekil 5 Basınç zaman dalga biçiminin Hızlı Fourier Dönüşümü (FFT).

Şekil 5a Şekil 4c'deki basınç zaman dalga biçiminin FFT'si.

Şekil 5b Şekil 4d'deki basınç zaman dalga biçiminin FFT'si.

5

Şekil 6 Farklı modülasyon frekansında basınç için zaman alanı simülasyon sonuçları

Şekil 6a 45 Pa/K'lık bir tepe basıncı üreten 100 kHz'lik modülasyon frekansı.

10 Şekil 6b 24 Pa/K'lık bir tepe basıncı üreten 150 kHz'lik modülasyon frekansı.

Şekil 6c 104 Pa/K'lık bir tepe basıncı üreten 225 kHz'lik modülasyon frekansı.

15 Şekil 7 Beyinde RF-etkili hacimsel kan genişlemesinin neden olduğu termoakustik ultrason dalgası üretimini tespit etmek üzere MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi düzeni.

Şekil 8 Bir düşük gürültülü yükselteç (LNA) çipine yerleştirilen MEMS ultrasonik çevirgeç dizisinin (2×2 CMUT) şematik çizimi.

20 Şekil 9 MEMS ultrasonik çevirgeç dizisinin tasarımı ve mikroüretimi.

Şekil 9a MEMS ultrasonik çevirgeç dizisi (2×2 CMUT) için maske yerleşim tasarımı (Tanner Tools yazılımı).

25 Şekil 9b Tel birleştirme için elektriksel pedler ile asıl mikroüretimli MEMS ultrasonik çevirgeç dizisinin (2×2 CMUT) mikroskop görüntüsü.

Şekil 10 MEMS ultrasonik çevirgeç tasarımının enine kesit görünüşü.

Şekil 11 Membran için delik ve çıkıntı düzeneği.

30

Şekil 11a Membran üzerinde delik ve çıkıntı düzeneğinin şematik çizimi.

Şekil 11b İkinci dörtte birlik kısımda asıl mikroüretimli membranın delik ve çıkıntı düzeneğini gösteren mikroskop görüntüsü.

Şekil 12 CMUT için giriş empedansı gösterimi.

5 Şekil 12a Geleneksel (membran ile alt tabaka arasında temas yok) ve çökme (membran ile alt tabaka arasında DC akım akışını önleyen bir izolasyon tabakası var) modunda CMUT'lar için giriş empedansı gösterimi.

10 Şekil 12b Çökme modunda akım akışını sınırlandırmak üzere dirençli çıkıntılar, diğer bir deyişle, elektriksel temas direnci (ECR) bulunduran yeni CMUT tasarımı için giriş empedansı gösterimi. Membran ile alt tabaka arasında herhangi bir izolasyon tabakası yoktur.

Şekil 13 Lazer vibrometre ölçüm düzeni

15 Şekil 14 Çökme ve kalkma davranışını sergileyen MEMS ultrasonik çevirgecin lazer vibrometre yer değiştirme ölçümleri.

Şekil 14a Geleneksel ve çökme modu çalışmasında MEMS membranının merkez pozisyonunun yer değiştirmesi (13 μm 'lik bir radyal mesafede).

20 Şekil 14b Geleneksel ve çökme modlarında MEMS membranının radyal orta noktasının yer değiştirmesi (96 μm 'lik bir radyal mesafede).

Şekil 15 MEMS ultrasonik çevirgecin lazer vibrometre yer değiştirme ölçümleri.

25 Şekil 15a Geleneksel ($V_{DC}=[0.75 \text{ V}, 1 \text{ V}, 1.25 \text{ V}]$, $f=[45 \text{ kHz}, 40 \text{ kHz}, 40 \text{ kHz}]$) ve çökme ($V_{DC}=[1.5 \text{ V}, 1.75 \text{ V}]$, $f=[135 \text{ kHz}, 140 \text{ kHz}]$) modlarında radyal pozisyonun bir fonksiyonu olarak MEMS membranının yer değiştirmesi.

30 Şekil 15b Geleneksel ($V_{DC}=[0.75 \text{ V}, 1 \text{ V}, 1.25 \text{ V}]$) ve çökme ($V_{DC}=[1.5 \text{ V}, 1.75 \text{ V}]$) modlarında frekansın bir fonksiyonu olarak MEMS membranının ortalama yer değiştirmesi.

Şekil 16 MEMS ultrasonik çevirgecin lazer vibrometre yer değiştirme ölçümleri.

Şekil 16a Radyal pozisyon ve frekansın bir fonksiyonu olarak geleneksel modda ($V_{DC}=1.25$ V) çalışan MEMS membranının yer değiştirmesi.

5 Şekil 16b Radyal pozisyon ve frekansın bir fonksiyonu olarak çökme modunda ($V_{DC}=1.75$ V) çalışan MEMS membranının yer değiştirmesi.

Şekil 17 MEMS ultrasonik çevirgecin empedans karakterizasyonu.

10 Şekil 17a Geleneksel ($V_{DC} = [0 \text{ V}]$) ve çökme ($V_{DC} = [1.5 \text{ V}, 1.75 \text{ V}, 2 \text{ V}]$) modlarında MEMS ultrasonik çevirgecin seri kapasitansı.

Şekil 17b Geleneksel ($V_{DC} = [0 \text{ V}]$) ve çökme ($V_{DC} = [1.5 \text{ V}, 1.75 \text{ V}, 2 \text{ V}]$) modlarında MEMS ultrasonik çevirgecin seri kapasitansı.

15 BULUŞUN AYRINTILI AÇIKLAMASI

Mevcut buluş aşağıda ayrıntılı olarak açıklanmıştır. Bu buluş beyin kanamasının tespit edilmesine yönelik yeni bir yöntem sunmaktadır.

20 Bu bölümde, bir yenilik açıklanacaktır.

Buluşumuz, beyinde RF-etkili hacimsel kan genişlemesinin neden olduğu termoakustik ultrason dalgası üretimini tespit etmek üzere bir MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemidir (Şekil 1). 50-300 kHz aralığında bir açma/kapama modülasyon frekansına sahip bir RF sinyali, insan güvenliği seviyelerinde ($<8 \text{ W/kg}$) enerji taşımaktadır [35]. Bu enerji, modülasyon frekansında dokulardaki sıcaklığı μK civarında düzenli aralıklarla değiştirmektedir. Kanın hacimsel ısı genleşmesi (β), beyne ait olan ile karşılaştırıldığında 2.5 kattır. Bu fark, belirli boyuttaki kan birikiminin tespitini sağlamaktadır, diğer bir deyişle, çevredeki beyin dokusundan gelen kan-kaynaklı ultrason dalgaları, beynin çevresini saran kafatası kemiğinin yüksek sönümlemesine rağmen tespit edilmektedir. 1mK'lık sıcaklık artışının, kaynakta 800 Pa'lık basınç ürettiği bilinmektedir [36]. Isıl genişlemeye bağlı bu basınç denklem (1) ile hesaplanmaktadır, burada $p(r,t)$ (Pa), bir pozisyonda (r)(m) zamanda (t) meydana gelen basınçtır, v (m/s), ultrason dalgasının hızıdır, β ($1/K$), ısı genleşme katsayısıdır, C ($J/kg.K$), özgül ısı kapasitesidir ve $Q(J)$, beyin tarafından emilen ısı enerjidir.

$$(\nabla^2 - \frac{1}{v^2} \frac{\partial}{\partial t^2})p(r,t) = -\frac{\beta}{c} \frac{\partial Q(r,t)}{\partial t} \quad (1)$$

Şekil 2’de gösterilen aksisimetrik 2D sonlu eleman modelimiz, kafatası kemiği ($h_{sk} = 0.7$ cm) tarafından çevresi sarılan beyin dokusunda ($h_{br} = 20$ cm, $r_{br} = 11$ cm) çok küçük kan miktarından ($h_{bl} = 1$ cm, $r_{bl} = 1$ cm) oluşmuştur. Bu model, amacımıza yönelik tipik bir insan kafasının uygun bir gösterimidir. Termoakustik sonlu eleman analizi için materyal özellikleri Tablo III’te verilmektedir. Kafatası kemiği üzerindeki havadaki basınç ($h_{air} = 1$ cm) hesaplanmıştır. Bu modelde, kafatası sönümlemesi, sırasıyla uzunlamasına ve kesme dalgaları için 1 MHz’de 20 dB/cm ve 60 dB/cm’lik doğrusal olarak frekansa bağlı sönümleme parametreleri ile uygun şekilde modellenmiştir.

Tablo III. Simülasyon için materyal özellikleri.

Materyal Türü	Materyal Özellikleri			
	p (kg/m^3)	β ($K^{-1} \times 10^{-4}$)	Boyuna hız (m/s)	Kesme hızı (m/s)
Kafatası kemiği	1850	1.97	3400	1760
Beyin	1046	1.60	1560	-
Kan	1050	4.00	1500	-
Hava	1	-	340	-

Sonlu eleman analizi, ticari erişilebilir bir yazılım paketinin (PZFlex) çift duyarlıklı çözücüsü kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Basınç dalga biçimini toplamak için Şekil 2’de gösterilen eksen-üstü basınç noktası kullanılmıştır. Bu nokta, kan pıhtısı ile hizalı simetri eksenini üzerindedir. Çevredeki havanın 1 cm’lik bir kalınlığa sahip olduğunu ve kafatası kemiğinin 0.7 cm’lik bir kalınlığa sahip olduğunu varsaydık. Emici sınır şartları uygun bir şekilde modelde ayarlanmıştır (Şekil 2).

Başlangıçta, kan bankasının artan ($0 \mu s - 5 \mu s$) ve azalan ($5 \mu s - 10 \mu s$) 1 C olan bir sıcaklık ile 100 kHz’lik tek darbeleri üçgen dalgası (herhangi bir beyin ısı genleşmesi yok) uygulanmıştır ve $t = 15 \mu s$ zamanında ısı genleşmenin neden olduğu ultrasonik dalga Şekil 3a’da

gözlemlenmiştir. $t = 80 \mu s$ 'de kafatası tarafından aynı ultrasonik dalganın yansıması Şekil 3b'de gözlemlenmiştir.

Isıl analizde kan, beyin ve kafatası kemiğinin ısı genleşme katsayıları kullanılmıştır.

- 5 Dokulardaki bir sıcaklık artışı, bir ultrasonik modülasyon frekansında bir üçgen dalga biçimi olarak 10 çevrim boyunca uygulanmıştır, bu da hacimsel kan genleşmesinin sonucu olarak ultrasonik dalgaları başlatmıştır. RF ısıtmasının yapısından dolayı, kandaki sıcaklık artışına beyin ve kafatası kemiğinin benzer sıcaklık değişiklikleri eşlik edecektir. Beyinde homojen elektrik alanı varsayılarak, beyin ve kafatası kemiğindeki sıcaklık değişiklikleri bunların
- 10 iletkenlikleri ile yaklaşık olarak orantılı olacaktır. Bu varsayımlar ile, dokularda RF ısıtması, sırasıyla kan, beyin ve kafatası kemiği için 1 K, 0.8 K ve 0.2 K ile orantılı yaklaşık sıcaklık artışları ile sonuçlanacaktır.

- 100 kHz'lik bir açma/kapama modülasyon frekansı ile bir RF sinyali için, beyin, kan ve
- 15 kafatası kemiğinin 10 çevrimlik bir üçgen dalga biçimi ile eşzamanlı olarak ısıtıldığı varsayımı ile zaman alanı sonlu eleman simülasyonları gerçekleştirilmiştir. Basınç dalga biçimleri Şekil 4'te gösterilmektedir. Beynin, kafatası kemiğinden 1 cm'lik bir mesafede kana sahip olduğu durum için basınç, Şekil 4a'da verilirken, beyinde kan olmadığı durum için basınç Şekil 4b'de verilmektedir. Kan bankası etkisini temsil eden bu dalga biçimlerinin farkı
- 20 elde edilmiştir ve Şekil 4c'de gösterilmiştir. Beyin ve kafatası kemiğinin ısı genleşmeleri FEA'da göz ardı edilirse, yalnızca kanın genleşmesine bağlı basınç Şekil 4d'deki gibi hesaplanmıştır.

- Şekil 4c ve Şekil 4d'de basınç dalga biçimlerinin Hızlı Fourier Dönüşümleri (FFT) herhangi
- 25 bir filtreleme olmadan tam veri üzerinde gerçekleştirilmiştir ve FFT sonuçları sırasıyla Şekil 5a ve Şekil 5b'de gösterilmektedir. Her iki eğri, modülasyon frekansına uyan 100 kHz'de bir tepe sergilemiştir. Ancak, beyin ve kafatası genleşmesi büyük oranda düşük bir frekansta bir varyasyon temsil eden yaklaşık 3 kHz'de bir ilave tepeye sahip olmuştur.

- 30 100 kHz'de elde edilen Şekil 4d'deki basınç dalga biçimi, modülasyon frekansı etkisinin keşfedilmesi için referans sinyal (45 Pa/K tepe basıncı) olarak işlev görmesi için Şekil 6a'da yeniden çizilmiştir. 150 kHz'lik bir modülasyon frekansı için, sinyal tepesi, sonlu boyutlu ($h_b = 1$ cm) kan pıhtısından başlatılan dalgaların yıkıcı girişimi nedeniyle 24 Pa/K'ye azaltılmıştır (Şekil 6b). Aynı kan pıhtısı için, 225 kHz'lik bir modülasyon frekansı

kullanılarak sinyal tepesi, yıkıcı girişim nedeniyle 104 Pa/K'ya yükseltilmiştir (Şekil 6c). Yapıcı veya yıkıcı girişim için modülasyon frekansı, kan ortamındaki ultrason dalgasının dalga boyu ile karşılaştırıldığında beyindeki kan pıhtısının boyutu hakkında bilgi vermektedir [36].

5

Denklem (2)'de özgül emilim hızı (SAR) tanımlanmaktadır. Denklemler (2) ve (3)'te açıklanan teorik hesaplamalara dayalı olarak, dokuya iletilen RF ısı, sıcaklığındaki (ΔT) eşlik eden artış ile ilişkilendirilebilmektedir. Kafada homojen elektrik alanı ($E(r)$) varsayılmaktadır ve Tablo IV'teki materyal özellikleri kullanılarak, kana göre beyin ve kafatası kemiği için normalize sıcaklık artış oranları sırasıyla 0.83 ve 0.24 olarak hesaplanmaktadır.

10

$$SAR = \frac{1}{Hacim} \int_{sample} \frac{\sigma(r)|E(r)|^2}{\rho(r)} dr \quad (2)$$

15

$$SAR \times \frac{Görev \ Çevrimi}{Frekans} = C \times \Delta T \quad (3)$$

Tablo IV. Teorik hesaplamalar için materyal özellikleri

Materyal türü	Materyal özellikleri			
	Yoğunluk, ρ (kg/m ³)	İletkenlik, σ (S/m)	Isı Kapasitesi, C (J/kg $\times$ K)	$\Delta T / \Delta T_{bl}$ α ($\sigma / C \times \rho$)
Kafatası kemiği(sk)	1850	0.43	3100	0.24
Beyin (br)	1046	1.71	3630	0.83
Kan (bl)	1050	2.04	3617	1

Sonlu eleman simülasyon sonuçları Tablo V'te özetlenmektedir. Denklem (3)'te %50'lik bir görev çevriminde 8 W/kg'lık izin verilen maksimum ortalama ısı gücü kullanılarak, bir çevrim boyunca kandaki sıcaklık artışı Tablo V'te verildiği gibi μK aralığında olacak şekilde hesaplanmıştır. Havada bir CMUT alıcısı için yaklaşık olarak 0.9 mPa'lık minimum ölçülebilir basınç seviyesi göz önüne alınarak [38, 39], sinyal-gürültü oranı (SNR) ortalama

20

alma teknikleri ile artırılmalıdır [40]. Veri toplamaya yönelik bu teknik, numunelerin sayısının kare kökü ile SNR'yi artıracaktır [40, 41].

Tablo V. Sonlu eleman simülasyon sonuçlarının özeti

Özellik	FEA #		
	1	2	3
Frekans (kHz)	100	150	225
Kan boyutu (cm)	1	1	1
Derinlik (cm)	1	1	1
Sıcaklık artışı (μ K)	0.022	0.015	0.010
Sıcaklığa bağlı basınç (Pa/K)	45	25	104
Basınç (μ Pa)	0.99	0.38	1.04
Darbe frekansı (kHz)	5	5	5
Veri toplama süresi (dakika)	2.8	19.1	2.5

5

Beyinde RF-etkili hacimsel kan genişmesinin neden olduğu termoakustik ultrason dalgası üretimini tespit etmek üzere sunulan MEMS havada çalışan ultrasonik çevirgeç sistemi düzeni Şekil 7'de verilmektedir. Sunulan bu düzen, RF sinyal kaynağı (SMB100B, Rohde&Schwarz), RF yükselteci (ZHL-16W-43+, Minicircuits) ve RF ileticisi kısmının bir parçası olarak bir boynuz anteni içermektedir. Boynuz anten Şekil 7'de beyin olarak gösterilen kafanın biraz üzerine yerleştirilecektir. Bu yerleştirme, iletim sırasında beyin tamamını RF enerjisine maruz bırakacaktır. Sunulan düzen, kilitlemeli yükselteç (LI5660, NF), DC kaynağı (E36312A, Keysight) ve ultrason alıcısı kısmının bir parçası olarak düşük gürültülü yükselteç (LNA) çipine (MAX4805, Maximintegrated) elektriksel olarak bağlı 2 özdeş MEMS ultrasonik çevirgeç birimi içermektedir. RF sinyal kaynağı, uyarma senkronizasyonu için kilitlemeli yükseltece bağlanmaktadır. 100 dB'den fazla bir dinamik rezerve sahip kilitlemeli yükselteç, gürültüyü bastıran ve yüksek sinyal-gürültü oranı (SNR) elde eden oldukça küçük bir bant genişliği (mHz) ile frekansı süpürürken (RF sinyal kaynağının modülasyon frekansına kilitli) veriyi toplayacak ve ortalamasını alacaktır. Bir kontrol yazılımı (LabView) olan kişisel bilgisayar, RF sinyal kaynağı, kilitlemeli yükselteç ve DC kaynağını yönetmektedir. MEMS ultrasonik çevirgeç, kafadan yaklaşık 1-cm'lik uzaklıkta yerleştirilmekte ve kafaya temas etmemektedir. Böylece, havada çalışmaktadır. Havada çalışan MEMS ultrasonik çevirgeç, bir kapasitif mikroışlenmiş ultrasonik çevirgeç

20

(CMUT), ilk kez Dirençli-çökme (R-çökme) modunda, diğer bir deyişle, elektriksel temas direncine (ECR) sahip çökme modunda çalışması bakımından bu buluşun yeni bir yönüdür.

Bir düşük gürültülü yükselteç (LNA) çipine yerleştirilen MEMS ultrasonik çevirgeç dizisi (2×2 CMUT) şematik olarak Şekil 8’de gösterilmektedir. CMUT#1 ile CMUT#4, hiperspektral analiz sağlama amacıyla membran çapının değişen merkez frekansına sahip olmak için kademeli olarak değişmesi haricinde aynı boyutlara sahiptir. CMUT#1 ile CMUT#4 birbirinden elektriksel olarak izole edilmektedir ve her biri için LNA çipinden ayrı bir yükselteç moduna sahiptir.

Maske tasarımı ve MEMS ultrasonik çevirgeç dizisinin asıl gerçekleştirimi Şekil 9’da verilmektedir. MEMS ultrasonik çevirgeç dizisi (2×2 CMUT) için maske yerleşim tasarımı (Tanner Tools yazılımı) Şekil 9a’da gösterilmektedir. Maskeler ticari erişilebilir mikroüretim tesisi hizmeti (Polymumps, MEMSCAP) için tasarlanmıştır. Mikroüretim tesisleri tarafından sunulan ticari erişilebilir çok-kullanıcılı çok-süreçlilere (MUMPS) dayalı olarak, amaçlanan uygulamamız için sınırlandırmayan süreç tasarım kuralları ile desteklenen havada çalışan membranların mikroüretimine uygunluğu nedeniyle POLYMUMPS süreci (MEMSCAP) seçilmiştir. Ayrıca, bu eksiksiz sürecin tekrarlanabilirliği ve tutarlılığının, yüksek güvenilir membran gerçekleştirmek için avantajlı olduğu düşünülmektedir. Tel birleştirme için elektriksel pedler ile asıl mikroüretimli MEMS ultrasonik çevirgeç dizisinin (2×2 CMUT) mikroskop görüntüsü Şekil 9b’de gösterilmektedir.

MEMS ultrasonik çevirgeç tasarımının enine kesit görünüşü şematik olarak Şekil 10’da verilmektedir. Boyutlar Tablo VI’da verilmektedir.

Tablo VI. Temsili tasarım boyutlarının değerleri.

Boyut parametresi	Değer
Membran çapı (d_{MEMBRANE}), μm	#1: 500
	#2: 470
	#3: 440
	#4: 410
Destek yüksekliği (d_{SUPPORT}), μm	50
Delikten deliğe çap ($d_{\text{HOLE-TO-HOLE}}$), μm	28

Çıkıntı çapı (d_{DIMPLE}), μm	8
Delik çapı (d_{HOLE}), μm	16
	Membranda
Metal kalınlığı (t_{METAL}), μm	metal yok, pedlerde 0.5
POLY2 kalınlığı (t_{POLY2}), μm	1.5
Çıkıntı kalınlığı (t_{DIMPLE}), μm	0.75
POLY1 kalınlığı (t_{POLY1}), μm	2.0
POLY0 kalınlığı (t_{POLY0}), μm	0.5
SiN kalınlığı (t_{SiN}), μm	0.6
Alt tabaka kalınlığı (t_{SUBS}), μm	>650

Bu süreç polisilikon tabakalarına dayalıdır. Polisilikon tabakalar altında membranları tasarlama kabiliyeti ve feda oksit tabakalarını aşındırma kabiliyeti bu prosesi tasarımıımız için değerli kılmaktadır. Feda oksit tabakalarının mükemmel aşındırmasını elde etmek, polisilikon tabakalara deliklerin yerleşimini gerektirmektedir. Herhangi bir aşındırma deliği arasındaki mesafe 30 μm 'den büyük olamaz. Oksit uzaklaştırma için standart HF ıslak aşındırmaya ek olarak CO₂ kuru aşındırması kullanılmıştır. CO₂ kuru, membranda kullanılan büyük en boy oranı (1:200) için membran ile alt tabaka arasındaki adezyon yapışmasını önlemek için kullanılmıştır. 1.5 μm 'lik bir kalınlığı olan POLY2 membran materyalinin oldukça düşük bükme stresi (< 7 MPa), büyük en boy oranlı membranımızın kalıntı stres nedeniyle göz ardı edilebilir bükülmeye sahip olmasına neden olmuştur.

Bu tasarımda dikkat edilecek önemli noktalar aşağıdaki gibidir

- Membranda herhangi bir metal biriktirme yoktur (Şekil 10). 20 ohm/kare'lik (3×10^{-3} ohm-cm'lik direnç) bir levha direncine sahip POLY2 membran, üst elektrot için iletken işlevi görmektedir. Metal biriktirme yalnızca tel birleştirme amacıyla pedler üzerinde gerçekleştirilmektedir (Tablo VI).
- Çıkıntı çapı küçük bir değer, 8 μm , olacak şekilde seçilmektedir, böylece POLY2'nin üst elektrodu, 30 ohm/kare'lik (1.5×10^{-3} ohm-cm'lik direnç) bir levha direncine sahip POLY0'ın alt elektrodu üzerine çöktüğünde, daha küçük temas alanı nedeniyle akım

akışı nispeten büyük direnç ile sınırlandırılabilir. Asıl temas çapı aslında mikroüretimin neden olduğu çıkıntı yüzeyinin çökmesi nedeniyle daha küçük olacaktır. Temas, çıkıntı merkezi üzerinde maksimum mekanik basınca sahip olan standart Hertzian teması türündedir ve elektrik akımı yoğunluğu, temas yüzeyinin kenarında maksimum olacaktır [42]. Küçük çıkıntı çapı ve bir Hertzian teması işlevi gören çıkıntı yüzeyinin çökmesinin, temas yüzeyi alanını sınırlandırdığını belirtmek önemlidir. Buna ek olarak, POLY2 ve POLY0 temas yüzeylerinin düşük elektriksel direnci ayrıca elektrik akımı akışını esas olarak çıkıntı temas yüzeyinin kenarına kısıtlamaktadır. Ayrıca, her iki silikon yüzeyi üzerinde 10 Å'luk bir doğal oksit, tünelleme direnci sağlamaktadır. Dolayısıyla, oldukça dirençli bir çıkıntı temas direnci, diğer bir deyişle, elektriksel temas direnci veya tünel direnci [34] oluşturulmaktadır.

- Çökmede kısa devre yapmaya karşı üst elektrot ve alt elektrodu koruyan herhangi bir izolasyon tabakası yoktur. Çökmede akım akışı, üst elektrot, çıkıntı ve alt elektrodu oluşturan polisilikon tabakaların sunduğu yüksek direnç ile sınırlandırılmaktadır. Dolayısıyla, izolasyon tabakasının yokluğu nedeniyle elektriksel arıza olmadan başarılı çökme çalışması, membran çökmesinde elektrotlar arasındaki yüksek elektriksel direnç sayesinde elde edilmektedir.
- İzolasyon tabakasının yokluğu, çökme çalışmasında gözlemlenen yüklenme sorununu gidermektedir.
- Çıkıntı, bitişik deliklerin oluşturduğu her bir diğer üçgenin ağırlık merkezine yerleştirilmektedir (Şekil 11a, Şekil 11b).
- Membran doluluk oranı yaklaşık olarak %70'tir, bu da membranın %30'unun delikler ile kaplı olduğu anlamına gelmektedir. Ultrasona karşı yüksek alma hassasiyeti olan bir havada çalışan çevirgeç için, deliklerin yüzdesi %1'den azına düşürülmelidir [21]. POLYMUMPS sürecine dayalı tasarımı için, bu gereksinimi karşılamak için delik kapsamı Parylene kaplama ile yapılabilmektedir [43]. Bu tür kaplamanın etkisi, delikleri kaplayarak membranın rezonans frekansını değiştirmektedir, ancak dirençli çökme modunun ana özellikleri değişmeden kalmakta ve geçerli olmaktadır.

Geleneksel (membran ile alt tabaka arasında temas yok) ve çökme (membran ile alt tabaka arasında DC akım akışını önleyen bir izolasyon tabakası var) modunda CMUT'lar için giriş

empedansı gösterimi Şekil 12a'da verilmektedir. Direnç (R_S) ve kapasitansın (C_S) seri bağlantısı CMUT giriş empedansını temsil etmektedir.

5 Çökme modunda akım akışı oluşturmak için oldukça dirençli çıkıntılar bulunduran yeni CMUT tasarımı için giriş empedansı gösterimi Şekil 12b'de verilmektedir. Membran ile alt tabaka arasında herhangi bir izolasyon tabakası yoktur. Dolayısıyla, çökme modunda, kapasitans (C_S) ile paralel bir direnç (R_P) eklenmektedir ve böylece, Dirençli-çökme modu (R-çökme) modu olarak adlandırılmaktadır. Şekil 12b'deki giriş empedansı gösterimi, denklemler (4) ve (5)'te gösterilen seri direnç (R_{S-equ}) ve kapasitans (C_{S-equ}) bağlantısı 10 kullanılarak Şekil 12a'dakine dönüştürülebilmektedir.

$$C_{S-equ} = C_S + \frac{1}{w^2 C_S R_P^2} \quad (4)$$

$$R_{S-equ} = R_S + \frac{R_P}{1+w^2 C_S^2 R_P^2} \quad (5)$$

15 R-çökme modu, buluşumuzda keşfedilecek bir yenilik olarak önemli özellikler (frekansa bağlılık (w : rad/s cinsinden açısal frekans, $f=Hz$ cinsinden $w/2\pi$) ve çıkıntı direnci (R_P)) sağlamaktadır.

Genellikle, membran alt tabaka üzerine çöktüğünde üst ve alt elektrotların kısa devre 20 yapmasını önlemek için bir izolasyon tabakası gereklidir. Membran ve alt tabaka yüzeyleri temas edecek ve bir elektriksel iletken yola sahip düz bir mekanik temas bölgesi oluşturacaktır. Tasarımımızda, ilk olarak yaklaşık 5 büyüklük sırası kadar değişen metaller ile karşılaştırıldığında yüksek dirence sahip polisilikondan yapılmış her iki temas yüzeyi seçtik. İkinci olarak, membranın hemen altında, tasarımı, membran çökmesinde küçük boyutlu 25 hertzian teması oluşturmak üzere küçük çaplı ve kavisli yapıya sahiptir. Üçüncü olarak, delik üçgenlerinin her bir diğer yermerkezli merkezinde çıkıntıların yerleşimi (Şekil 11a, Şekil 11b), çökmeden sonra bile DC geriliminin artması nedeniyle Şekil 12b'deki çıkıntı direnci (R_P) azalmasını sağlamaktadır. Bu özellikler, dirençli-çökme modunda (R-çökme) çalışan bir MEMS ultrasonik çevirgeç için alma hassasiyetinde ilerleme sağlamaktadır.

30

Lazer Vibrometre (OFV5000/OFV534, Polytec), dijital osiloskop (DSO6014A, Agilent), fonksiyon kaynağı (33250A, Agilent) ve düzendeki cihazları kontrol etmek için üzerinde

LabView (National Instruments) olan bir kişisel bilgisayar ile birlikte kullanılmaktadır (Şekil 13). Lazer vibrometre vasıtasıyla karakterizasyon, elektriksel uyarımın sonucu olarak MEMS membranının yer değiştirmesinin tespitine dayalıdır. Ölçümlerde düşük frekanslı çalışma kapasitesi nedeniyle 1 MHz'lik bir yüksek frekans sınırı sağlayan 20 mm/s/V'luk aralık seçimine sahip hız dekoderi (VD-09, Polytec) kullanılmıştır. Membrana 633 nm dalga boyunda bir lazer ışığı gönderilmektedir ve yansıyan ışık, membran ile lazer ışığı arasında kullanılan interferometre vasıtasıyla membran bükülmesini anlamak üzere kullanılmaktadır. Genel membran cevabının yanı sıra, bu karakterizasyon düzeni, tüm membranın konumsal yer değiştirme incelemesini sağlamaktadır. Diğer bir deyişle, lazer ışığı membran üzerinde farklı noktalara yönlendirilerek, herhangi bir uyarıma karşı membranın konumsal yer değiştirme cevabı da elde edilebilmektedir.

MEMS ultrasonik çevirgeç, 440 μm 'lik bir membran çapına sahip CMUT#3 (Tablo VI), lazer vibrometre vasıtasıyla karakterize edilmiştir. Diğer CMUT'lar (#1, #2, #4), membran çapındaki değişiklikler nedeniyle değişen rezonans frekansına (ayrıca, çökme ve kalkma gerilimleri) sahip CMUT#3'e benzer olacaktır. Çökme ve kalkma davranışını sergileyen MEMS ultrasonik çevirgecin lazer vibrometre yer değiştirme ölçümleri Şekil 14'te gösterilmektedir. Geleneksel ve çökme modu çalışmasında MEMS membranının merkez pozisyonunun yer değiştirmesi (13 μm 'lik bir radyal mesafede) Şekil 14a'da verilmektedir. İleri yön verilerde DC gerilimi 0 V'tan 1.75 V'a kadar artırılırken, 40 kHz'lik bir frekansta (geleneksel çalışma modunda rezonans frekansı) 0.1 V_{p-p} 'lik bir sürekli dalga (CW) AC gerilimi uygulanmıştır (Şekil 14a). Çevirgecin çökme gerilimi 1.4 V olarak belirlenmiştir. Daha sonra DC gerilimi, geri yönlü verilerde 1.75 V'tan 0 V'a azaltılmıştır (Şekil 14a). Çevirgecin kalkma gerilimi 1.25 V olarak belirlenmiştir. Bir membranın maksimum yer değiştirmesi geleneksel modda merkez pozisyonunda gözlemlenirken, membranın çökmesinden sonra, çökmüş membranın maksimum yer değiştirmesi, radyal bir orta noktaya yakın bir noktada gözlemlenmektedir. Ayrıca, rezonans frekansı daha yüksek bir frekansa doğru kaymaktadır. Geleneksel ve çökme modlarında MEMS membranının radyal orta noktasının yer değiştirmesi (96 μm 'lik bir radyal mesafede) Şekil 14b'de gösterilmektedir. DC gerilimi ileri ve geri yönlerde süpürülürken, 140 kHz'lik bir frekansta (çökme çalışma modunda rezonans frekansı) 0.1 V_{p-p} 'lik bir sürekli dalga (CW) AC gerilimi uygulanmıştır. Geleneksel ve çökme modlarında radyal pozisyonun bir fonksiyonu olarak MEMS membranının yer değiştirmesi Şekil 15a'da gösterilmektedir. AC gerilimi frekansı, uygulanan DC geriliminde gözlemlenen rezonans frekansı (f_0) olarak seçilirken 0.1 V_{p-p} 'lik AC gerilimi sabit

tutulmuştur. Örneğin membran, $V_{DC} = 0.75$ V'ta 45 kHz'lik bir f_0 'a sahip olmuştur. $V_{DC} = 1$ V'ta, yayın yumuşaması nedeniyle f_0 40 kHz'ye azalmıştır. $V_{DC} = 1.5$ V'ta, f_0 çökme nedeniyle 135 kHz'ye artmıştır. $V_{DC} = 1.75$ V'ta, f_0 genişlemiş temas bölgesi nedeniyle 140 kHz'ye artmıştır. Geleneksel ve çökme modlarında frekansın bir fonksiyonu olarak MEMS membranının ortalama yer değiştirmesi Şekil 15b'de verilmektedir. Radyal pozisyon ve frekansın bir fonksiyonu olarak geleneksel modda ($V_{DC} = 1.25$ V) çalışan MEMS membranının yer değiştirmesi Şekil 16a'da verilmektedir. Radyal pozisyon ve frekansın bir fonksiyonu olarak çökme modunda ($V_{DC} = 1.75$ V) çalışan MEMS membranının yer değiştirmesi Şekil 16b'de verilmektedir. R-çökme modunda çalışan çevirgeç tasarımıımız, daha geniş bir bant genişliği boyunca daha yüksek ortalama hassasiyet sunmaktadır.

Çevirgecin giriş empedansını karakterize etmek için, ağ/empedans analizörü (5061B, Keysight) kullanılmıştır. Seri kapasitans ve seri direnç değerleri sırasıyla Şekil 17a ve Şekil 17b'de gösterilmektedir. Geleneksel modda, bu değerler oldukça sabittir; seri kapasitans, -10 dBm'lik bir giriş gücünde 50 kHz ila 500 kHz'lik frekansın bir fonksiyonu olarak 36 pF civarında neredeyse değişmemiştir (Şekil 17a). Geleneksel modda membran ile alt tabaka yüzeyleri arasında herhangi bir temas olmamasından dolayı, R_P sonsuzdur; diğer bir deyişle, empendans modelinde herhangi bir R_P yoktur (Şekil 12a). Çökme modunda ($V_{DC} = 1.5$ V, $V_{DC} = 1.75$ V, $V_{DC} = 2$ V), bu değerler (direnç (R_{S-equ}) ve kapasitans (C_{S-equ})), denklemler (4) ve (5)'te elde edildiği gibi beklenen davranışı göstererek değişmiştir. Şekil 17a ve Şekil 17b'de mevcut veriler kullanılarak, denklemler (4) ve (5) kullanılarak, 1.75 V'luk DC gerilim için $C_S = 36.7$ pF, $R_S = 150 \Omega$ ve $R_P = 15.2k\Omega$ hesaplanmıştır. 0 V'luk DC gerilimi, 1.75 V'luk DC gerilimine değişmiştir, C_S , çökme nedeniyle bir pF'lik bir fraksiyon artmıştır, mekanik olarak temas eden ve elektriksel olarak iletken olan küçük çıkıntı temas alanı haricinde membran ve alt tabaka yüzeylerini birbirinden uzakta tutan $0.75 \mu m$ 'lik (Tablo VI) çıkıntı kalınlığı nedeniyle büyük bir değişiklik değildir (Şekil 11b). Ancak, temas nedeniyle çıkıntı temas direnci (R_P), empedans modelini Şekil 12b'de gösterilene değiştirerek etkili olmuştur. Şekil 12b'deki R_S , C_S ve R_P 'ye sahip eşdeğer devrenin Şekil 12a'daki R_{S-equ} ve C_{S-equ} 'ya dönüşümü denklemler (4) ve (5) kullanılarak gerçekleştirilebilmektedir. $R_S \ll R_P$ olduğundan dolayı, 1.75 V'luk DC gerilimi, çökme sonrasında membran üzerinde neredeyse değişmemiş, diğer bir deyişle, 1.73 V olarak görünmüştür. Bu buluşta açıklanan R-çökme modunda, ilave fayda aşağıdaki gibi kazanılmıştır:

- R-çökme modunda çalışan bir çevirgeç için, akustik bir basınç daha fazla çıkıntının temas etmesine, bir çıkıntı temasının, değişen çıkıntı temas bölgesinin kenarındaki elektriksel iletkenliği değiştirmesine, böylece azalan R_p 'ye neden olmaktadır (Şekil 11b). R_p 'ye göre denklem (4)'ün türevini alarak,

5

$$\frac{\Delta C_{S-equ}}{\Delta R_p} = - \frac{2}{w^2 C_S R_p^3} \quad (6)$$

kapasitans artışının azalan R_p ile arttırılacağını bulduk (negatif ΔR_p).

- 10 R-çökme modu önemli özellikler sağlamaktadır. Çıkıntı direnci (Şekil 12b) çökmeden sonra DC gerilimi ile ayarlanmaktadır. Örneğin, DC gerilimi 2 V'ye arttırılırsa, R_p , 11.7k Ω olarak elde edilmiştir, bu da 1.75 V'luk DC geriliminde 15.2k Ω 'lık R_p 'den yaklaşık olarak %20 daha düşüktür. DC gerilimi 1.5 V'a arttırılırsa, R_p , 19.9 k Ω olarak elde edilmiştir, bu da 1.75 V'luk DC geriliminde 15.2k Ω 'lık R_p 'den yaklaşık olarak %30 daha düşüktür. Ayrıca, DC gerilimi
- 15 süpürmesi vasıtasıyla gerçekleştirilen artan ve azalan kuvvete yönelik elektriksel temas direnci için bir histeris davranışı vardır. 50 kHz'lık bir sabit frekansta artan gerilim yönünde DC gerilimi 0 V'tan 2 V'a süpürüldüğünde, R_p sırasıyla 1.75 V ve 2 V'ta 15.2 k Ω ve 11.7k Ω olarak elde edilmiştir. Ancak, DC gerilimi azalan gerilim yönünde 2V'tan 0 V'a süpürüldüğünde, R_p sırasıyla 1.75 V ve 2 V'ta 19.0 k Ω (15.2 k Ω yerine) ve 13.0k Ω (11.7 k Ω
- 20 yerine) olarak elde edilmektedir. R_p 'de histeris varlığı, daha önce ECR'nin bir kuvvet algılama çalışmasında sunulan elektriksel temas direncinin histerisi ile uyumludur [33].

- Giriş empedansının frekansa bağlılığı, belirli bir frekansta sinyallerin tespit edilmesine yönelik ilave avantaj sağlamaktadır, bu da beyin kanamasının tespitinde 50 kHz ile 300 kHz
- 25 arasında darbe modülasyon frekanslarını yakalamak için uygundur. Daha önce bahsedildiği ve Şekil 6'da gösterildiği üzere, kan-kaynaklı ultrason dalgasının girişim türü (yapıcı veya yıkıcı) nedeniyle kan boyutu ve modülasyon frekansı ilişkilidir.

Referanslar

30

- [1] Feigin, Valery, L., Krishnamurthi R. V., Parmar, P., Norrving, B., Mensah, G. A., Bennett, D.A., Barker-Collo, S., Moran, A. E., Sacco, R. L., Truelsen, T., Davis, S., Pandian, J. D., Mohammad, M.N, Forouzanfar, H. Nguyen, G., Johnson, C.O, Vos, T., Meretoja, A.,

- Murray, C.J.I., Roth, G. A. 2015. "Update on the Global Burden of Ischemic and Hemorrhagic Stroke in 1990-2013: The GBD 2013 Study.", *Neuroepidemiology*, 45.3, 161-176.
- 5 [2] Chin, J. H., N. Vora. 2014. "The Global Burden of Neurologic Diseases", *Neurology*, 83.4, 349-51.
- [3] Marler, J. R., Tilley, B.C, Lu, M., Brott, T.G.,Lyden, P. C. ,Grotta, J. C. ,Broderick, J. P. ,Levine, S. R. ,Frankel, M. P. ,Horowitz, S. H. ,Haley, E. C. ,Lewandowski, C. A. ve
10 Kwiatkowski, T. P. 2000. "Early Stroke Treatment Associated with Better Outcome: The NINDS Rt-PA Stroke Study.", *Neurology*, 55.11, 1649-1655.
- [4] Schellinger, P. D., Jansen, O., Fiebach, J. B., Hacke, W. ve Sartor, K. 1999. "A Standardized MRI Stroke Protocol: Comparison with CT in Hyperacute Intracerebral
15 Hemorrhage.", *Stroke*, 30.4, 765-768.
- [5] Lazebnik, M., Popovic, D.,Mccartney, L., Watkins, C. B., Lindstrom, M. J., Harter, J., Sewall, S., Ogilvie, T., Magliocco, A., Breslin, T. M., Temple, W., Mew, D., Booske, J. B., Okoniewski, M., Hagness, S. C. 2007. "A Large-scale Study of the Ultrawideband
20 Microwave Dielectric Properties of Normal, Benign and Malignant Breast Tissues Obtained from Cancer Surgeries." *Physics in Medicine and Biology*, 52.20, 6093-6115.
- [6] Klemm, M., Craddock, I., Leendertz, J., Preece, A., Benjamin, R. 2008. "Experimental and Clinical Results of Breast Cancer Detection Using UWB Microwave Radar.", 2008 IEEE
25 Antennas and Propagation Society International Symposium.
- [7] Simon, C. J., Damian E. D., Mayo-Smith, W. W. 2005. "Microwave Ablation: Principles and Applications.",*RadioGraphics*.
- 30 [8] Mitragotri, S. 2005. "Healing Sound: The Use of Ultrasound in Drug Delivery and Other Therapeutic Applications.", *Nature Reviews Drug Discovery* , 255-260.
- [9] Wells, P. N T. 2006. "Ultrasound Imaging.", *Physics in Medicine and Biology*, 51.13.

[10] Ku, Gengve Wang, V. 2001. "Scanning Microwave-induced Thermoacoustic Tomography: Signal, Resolution, and Contrast.", *Medical Physics*, 28.1.

[11] Xu, Minghua, Wang, L. V. "RF-induced Thermoacoustic Tomography.", Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society, Engineering in Medicine and Biology.

[12] Liu, Shuangli, Zhao, Z., Zhu, X., Wang, Z., Song, J., Wang, B., Gong, Y., Nie, Z., Liu, Q. H. 2016. "Analysis Of Short Pulse Impacting On Microwave Induced Thermo-Acoustic Tomography.", *PIER C Progress In Electromagnetics Research*, C 61, 37-46.

[13] Xu, Minghua, Wang, L.V. 2002. "Time-domain Reconstruction for Thermoacoustic Tomography in a Spherical Geometry.", *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 21.7, 814-822.

[14] Nan, H., Boyle, K. C., Apte, N., Aliroteh, M. S., Bhuyan, A., Nikoozadeh, A., Khuri-Yakub, B. T., Arbabian, A. 2015. "Non-contact thermoacoustic detection of embedded targets using airborne-capacitive micromachined ultrasonic transducers", *Applied Physics Letters*, 106.

[15] Duck, F.A. 1990. "Physical Properties of Tissues". Londra: Academic Press.

[16] The Foundation for Research on Information Technologies in Society. "Database Summary". <http://www.itis.ethz.ch/virtual-population/tissue-properties/database/database-summary/>.

[17] ICNIRP. 1998. "ICNIRP Statement on the Guidelines For Limiting Exposure To Time-Varying Electric, Magnetic, And Electromagnetic Fields (Up To 300 Ghz)", ed: Health Physics Society.

[18] Institute of Electrical and Electronics Engineers. 2005. "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz", IEEE Standard C95.1.

- [19] Institute of Electrical and Electronics Engineers, IEEE. 2004. "Standard for Safety Levels with Respect to Human Exposure to Radio Frequency Electromagnetic Fields, 3 kHz to 300 GHz—Amendment 2: Specific Absorption Rate (SAR) Limits for the Pinna", C95.1b.
- 5 [20] Federal Communications Committee, FCC, Office of Engineering and Technology, OET, Evaluating Compliance. 2001. "FCC Guidelines for Human Exposure to Radiofrequency Electromagnetic Fields", Bulletin 65, Edition 97-01.
- [21] Apte, N., Nikoozadeh, A., Khuri-Yakub, B., Park, K. 2014. "Bandwidth and sensitivity optimization in CMUTs for airborne applications", IEEE International Ultrasonics Symposium, IUS [serial online], 166-169.
- 10 [22] Apte, N., Park, K., Khuri-Yakub, B. 2013. "Experimental evaluation of CMUTs with vented cavities under varying pressure", 2013 IEEE International Ultrasonics Symposium (IUS) [serial online], 1724.
- 15 [23] Apte, N., Park, K., Khuri-Yakub, B. 2012. "Finite element analysis of CMUTs with pressurized cavities", 2012 IEEE International Ultrasonics Symposium [serial online], 979.
- [24] Bayram, B., Haeggström, E., Yaralioglu, G. G., Khuri-Yakub, B. T. 2003. "A new regime for operating capacitive micromachined ultrasonic transducers", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Cont., vol. 50, 1184-1190.
- 20 [25] Y. Huang, E.O. Haeggstrom, X. Zhuang, A.S. Ergun, and B.T. Khuri-Yakub, "Capacitive micromachined ultrasonic transducers (cMUTs) with isolation posts," in Proc. IEEE Ultrason. Symp., Montreal, Canada, vol.3, pp. 2223- 2226, vol.3, 23-27 Aug. 2004.
- 25 [26] P. Dirksen, "Pre-collapsed CMUT with mechanical collapse retention," WO 2010/097729 A1, 2 Sep 2010.
- 30 [27] Gurun, G., Hochman, M., Hasler, P., Degertekin F. L. 2012. "Thermal-Mechanical-Noise-Based CMUT Characterization and Sensing", IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., Freq. Cont., vol. 59, no. 6, 1267-1275.

- [28] Qibing, Z., Jiyu, G., Min, H., Renfu, L., Mendoza, F. 2016. "Predicting bruise susceptibility of "Golden Delicious" apples using hyperspectral scattering technique", *Postharvest Biology And Technology* [serial online], 86-94.
- 5 [29] Conger, J. ve Henderson, J. 2012. "Methods for gas detection using stationary hyperspectral imaging sensors" [serial online].
- [30] Soydan, H., Koz, A., Duzgun, H., Alatan, A. 2015. "Oil spill determination with hyperspectral imagery: A comparative study", *3rd Signal Processing And Communications Applications Conference, SIU 2015 - Proceedings* [serial online], 2404-2407.
- 10 [31] Buzzi, J., Riaza, A., García-Meléndez, E., Weide, S., Bachmann, M. 2014. "Mapping Changes in a Recovering Mine Site with Hyperspectral Airborne HyMap Imagery (Sotiel, SW Spain)", *Minerals* (2075-163X) [serial online], 313-329.
- 15 [32] Ma, T., Yu, M., Chen, Z., Fei, C., Shung, K., Zhou, Q. 2015. "Multi-frequency intravascular ultrasound (IVUS) imaging", *IEEE Transactions On Ultrasonics, Ferroelectrics, And Frequency Control* [serial online], 97-107.
- 20 [33] Rauscher S.G., Bruck H.A., DeVoe D.L., "Electrical contact resistance force sensing in SOI-DRIE MEMS", *Sensors and Actuators A: Physical*, 269 (2018) 474-482.
- [34] Kogut L., Komvopoulos K. 2004, "Electrical contact resistance theory for conductive rough surfaces separated by a thin insulating film", *Journal of Applied Physics*, vol. 95 (2),
- 25 576-585.
- [35] Center for Devices and Radiologic Health. 2003. *Criteria for significant risk investigations of magnetic resonance diagnostic devices*. Rockville, MD: Food and Drug Administration.
- 30 [36] Wang, L. V. 2009. "Multiscale photoacoustic microscopy and computed tomography", *Nature Photonics*, vol. 3, 503-509.

[37] Nan, H., Arbabian, A. 2014. "Stepped-frequency continuous-wave microwave-induced thermoacoustic imaging", American Institute of Physics, Applied Physics Letters.

[38] Bozkurt, A., Yaralioglu, G. G. 2016. "Receive-Noise Analysis of Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers", IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, vol. 63.

[39] Wygant, I. O., Kupnik, M., Khuri-Yakub, B. T. 2016. "CMUT Design Equations for Optimizing Noise Figure and Source Pressure", 2016 IEEE International Ultrasonics Symposium Proceedings.

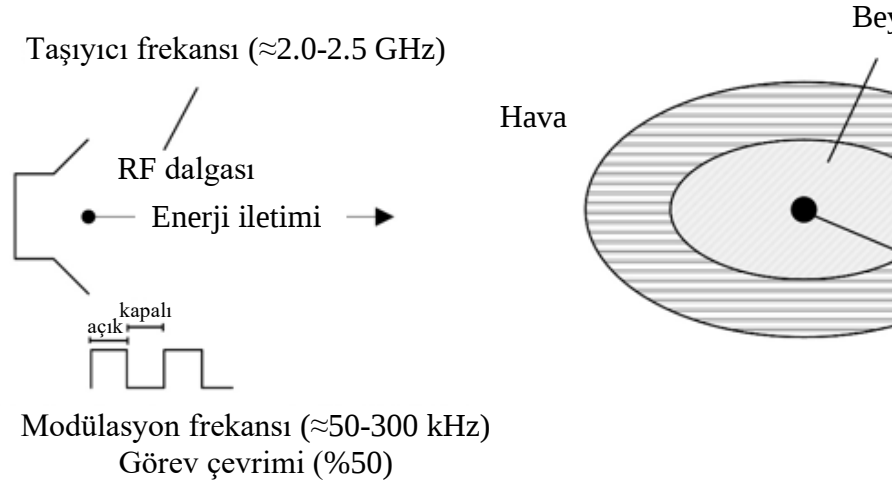
[40] Saffold, J. A., Williamson, F., Ahuja, K., Stein, L., Muller, M. 2016. "Radar-acoustic interaction for IFF applications", Georgia Tech Research Institute.

[41] Kraftmakher, Y. 2006. "Noise Reduction by Signal Accumulation", The Physics Teacher, vol. 44.

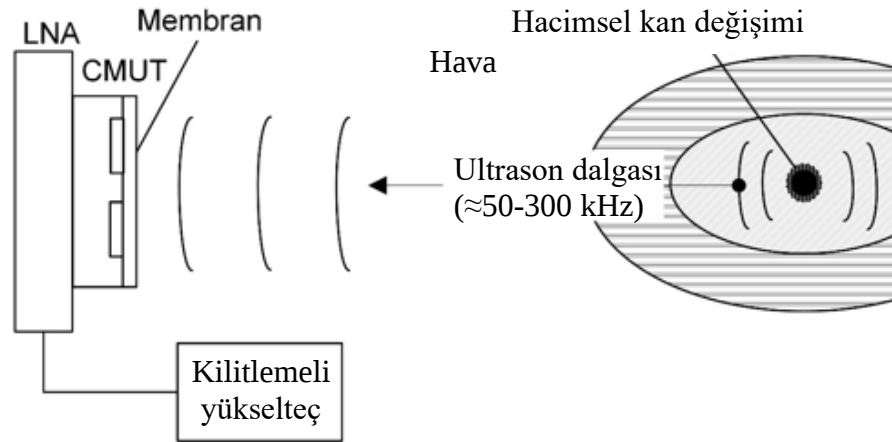
[42] M. Myers, M. Leidner, H. Schmidt, S. Sachs, A. Baeumer, "Contact Resistance Reduction by Matching Current and Mechanical Load Carrying Asperity Junctions," 2012 IEEE 58th Holm Conference on Electrical Contacts (Holm), Portland, OR, 2012, pp. 1-8.

[43] Tawfik, H.H., Alsaiary, T., Elsayed, M.Y., Nabki, F., El-Gamal, M.N., "Reduced-gap CMUT implementation in PolyMUMPs for air-coupled and underwater applications", A: Physical, 2019.

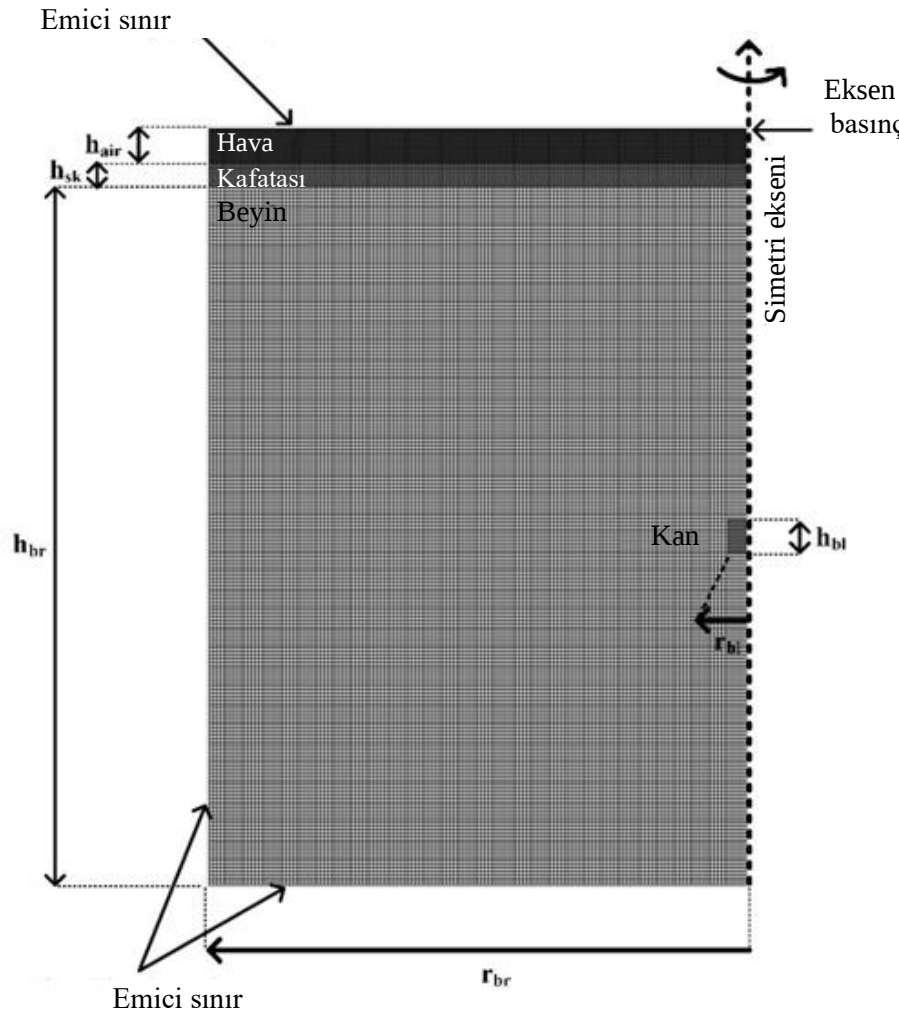
ŞEKİL 1a



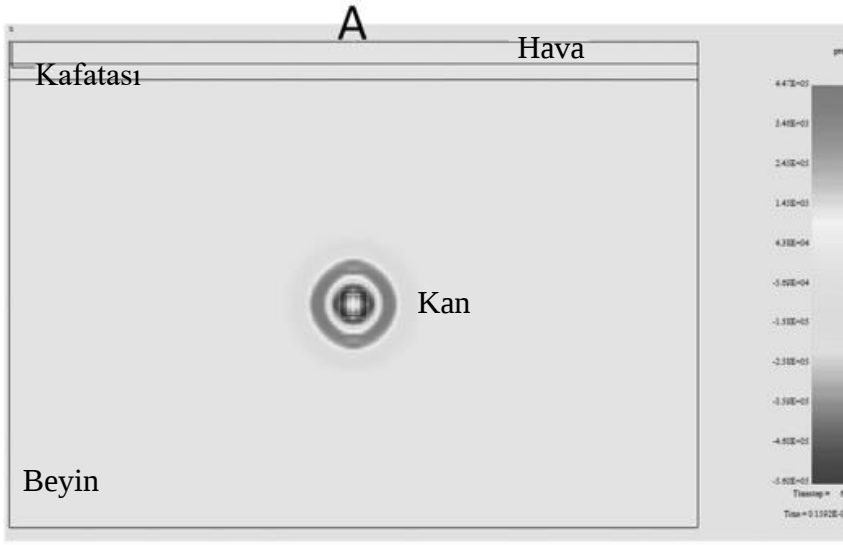
ŞEKİL 1b



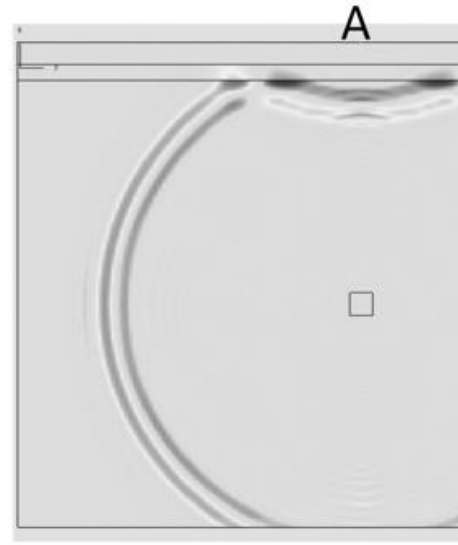
ŞEKİL 1



ŞEKİL 2



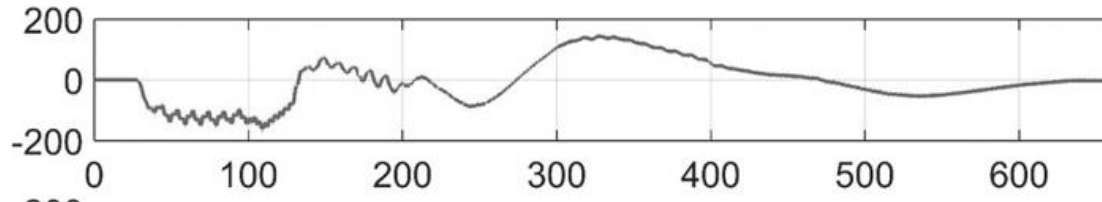
ŞEKİL 3a



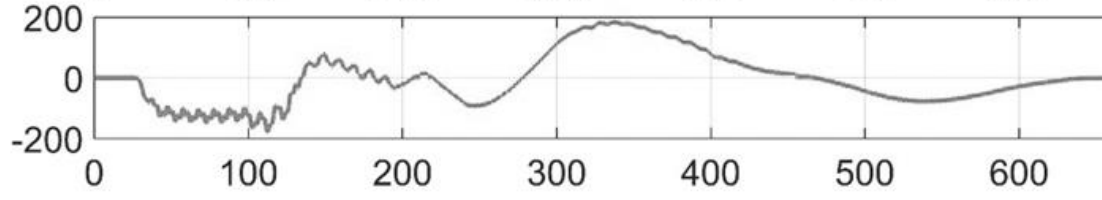
ŞEKİL 3b

ŞEKİL 3

ŞEKİL 4a

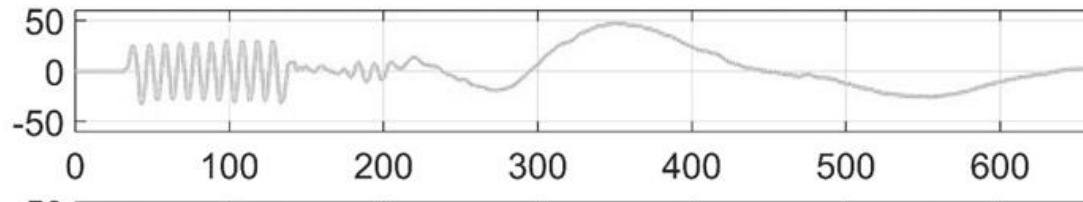


ŞEKİL 4b

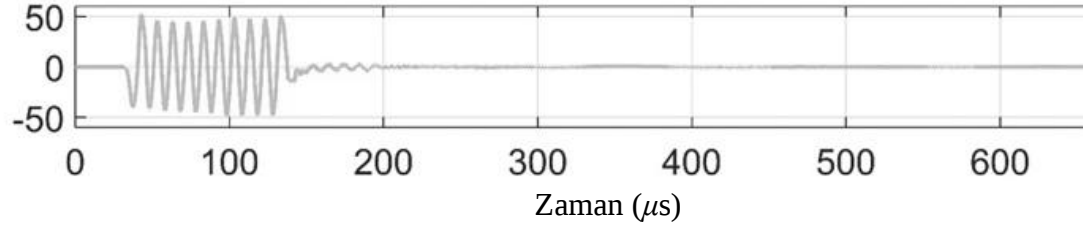


ŞEKİL 4c

Basınç (Pa)



ŞEKİL 4d

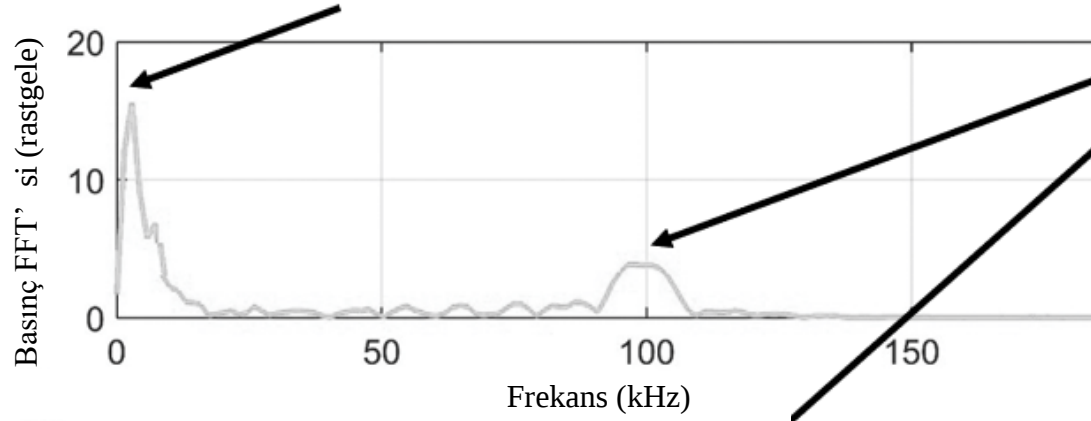


ŞEKİL 4

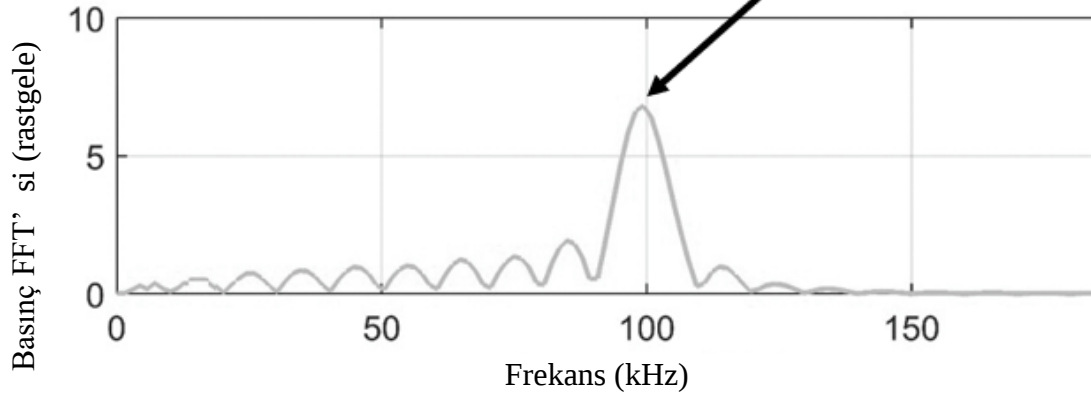
Beyin ve kafatası genişmesi nedeniyle düşük frekans dalgası (3 kHz)

Mo
(10

ŞEKİL 5a

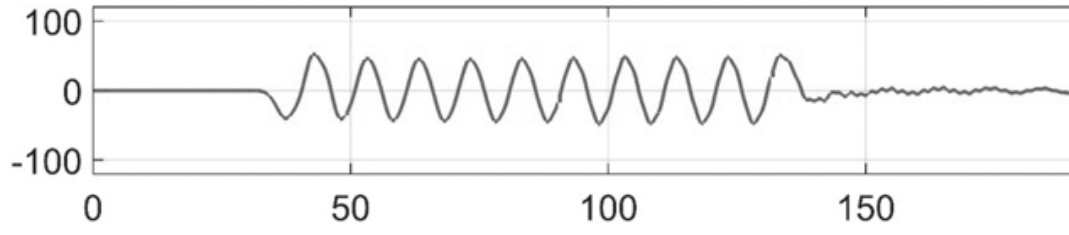


ŞEKİL 5b

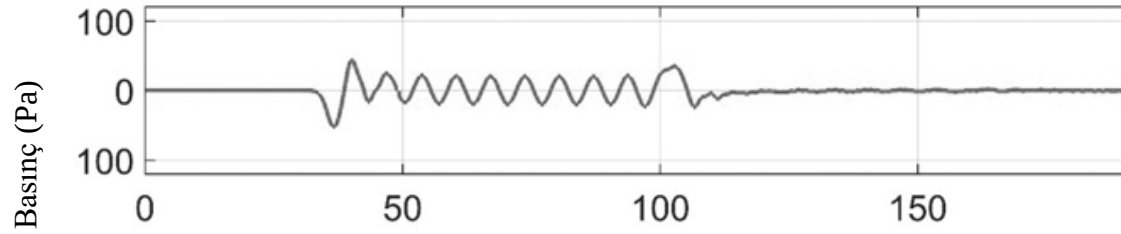


ŞEKİL 5

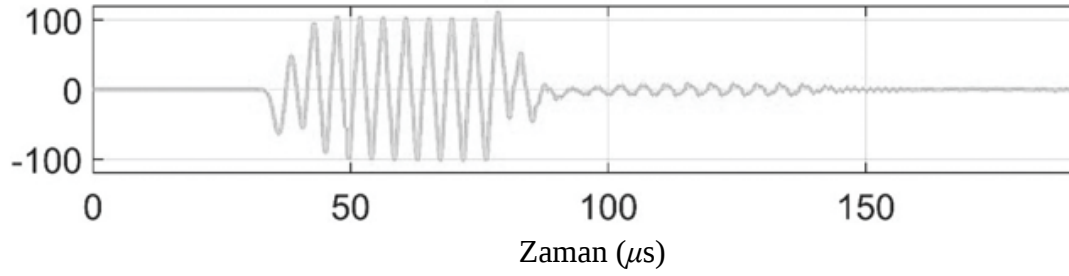
ŞEKİL 6a



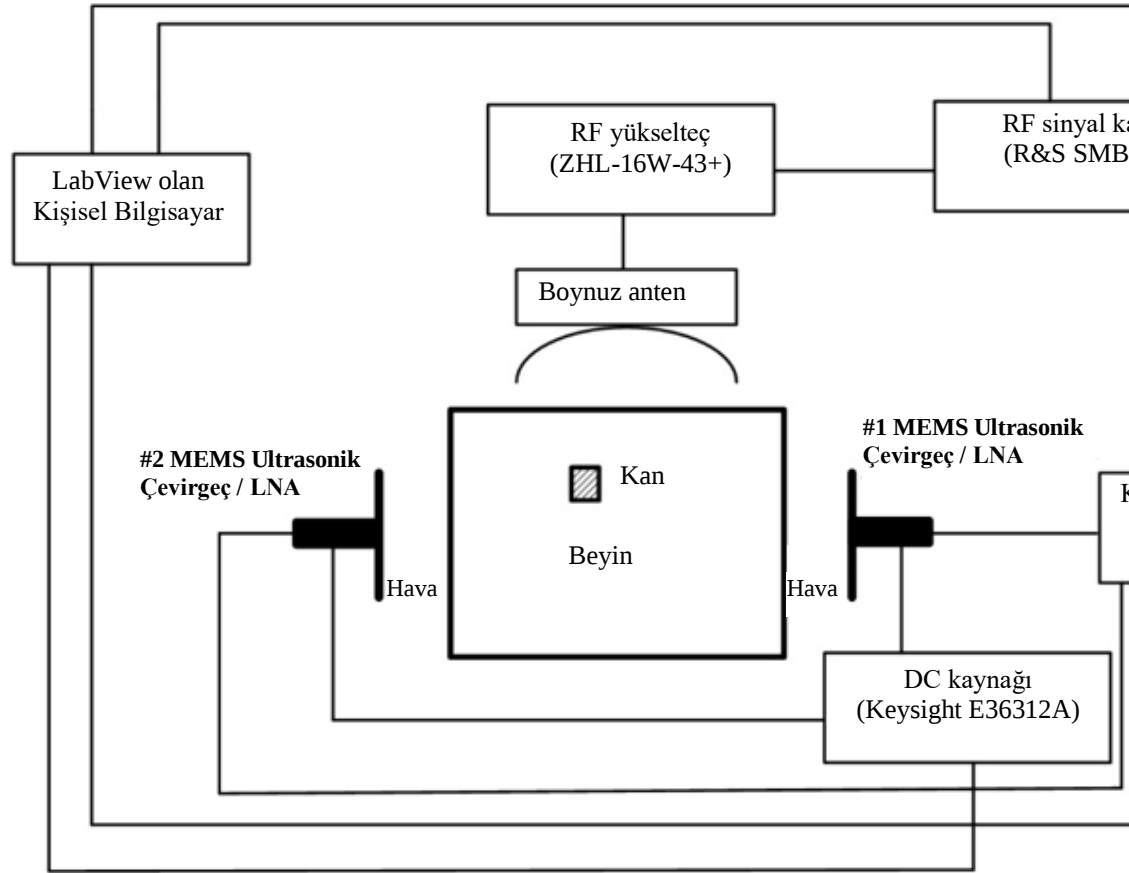
ŞEKİL 6b



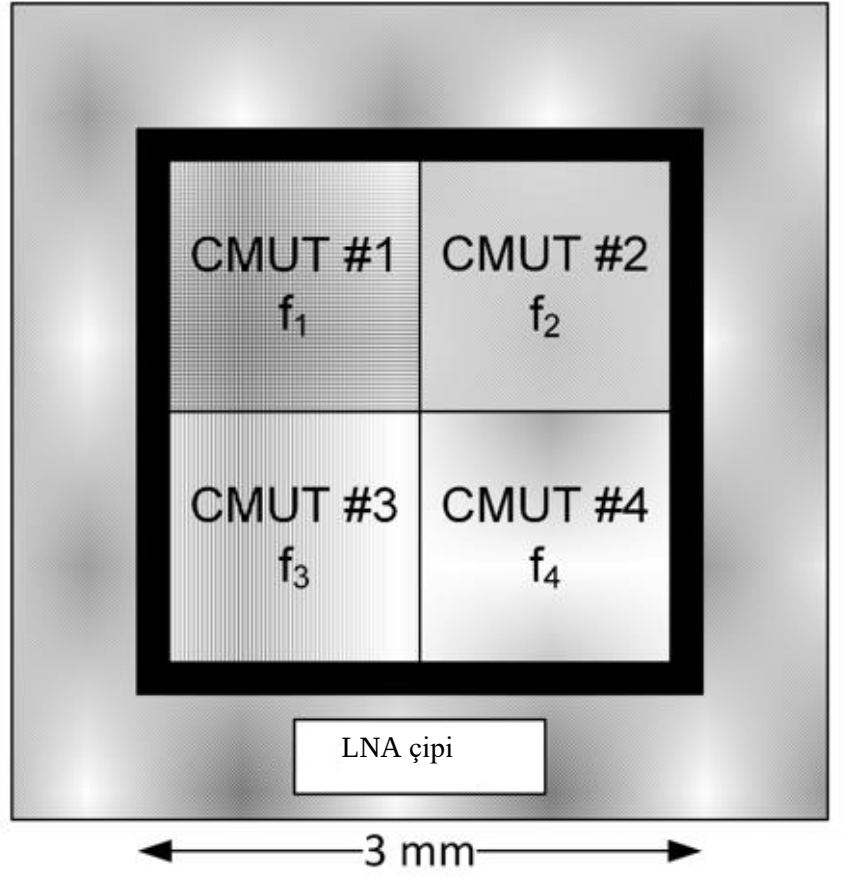
ŞEKİL 6c



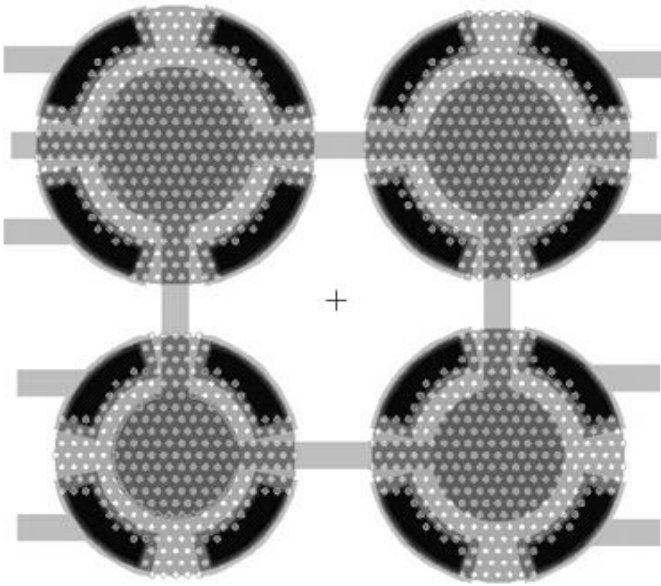
ŞEKİL 6



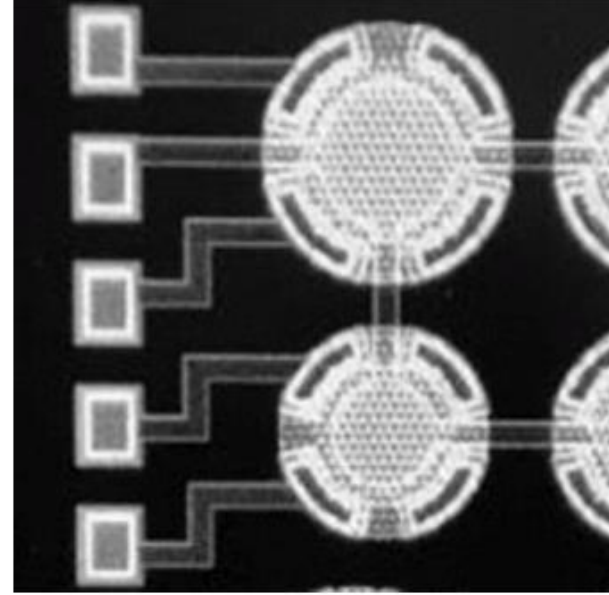
ŞEKİL 7



ŞEKİL 8

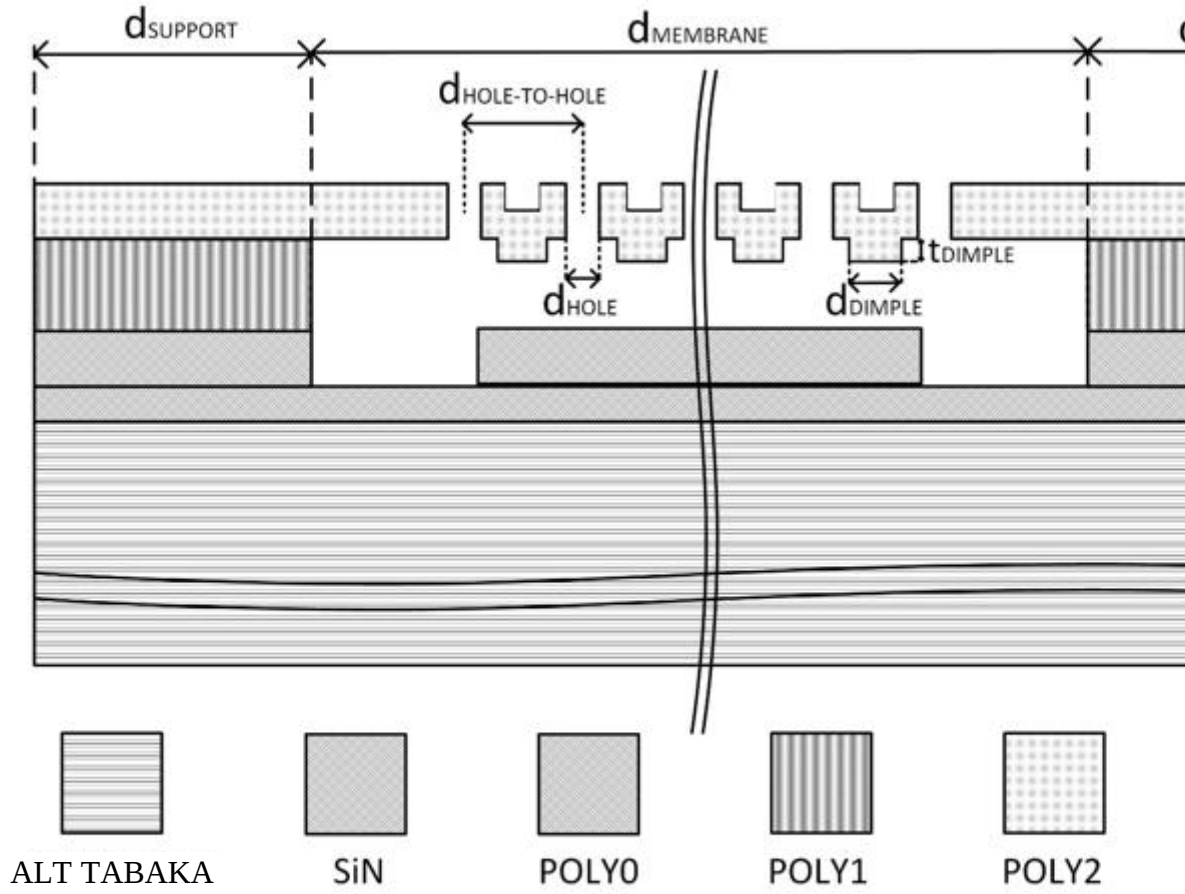


ŞEKİL 9a

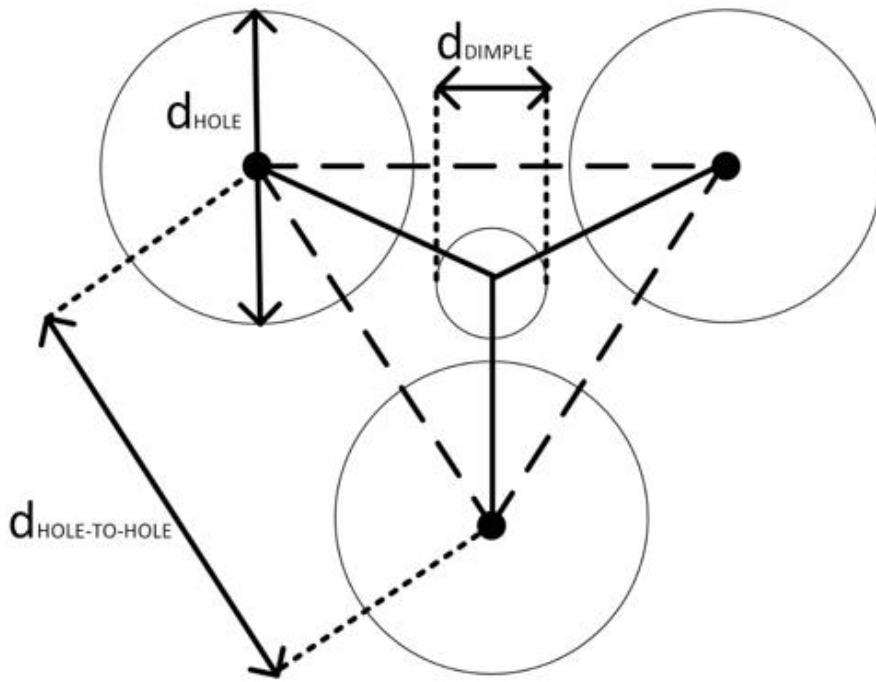


ŞEKİL 9b

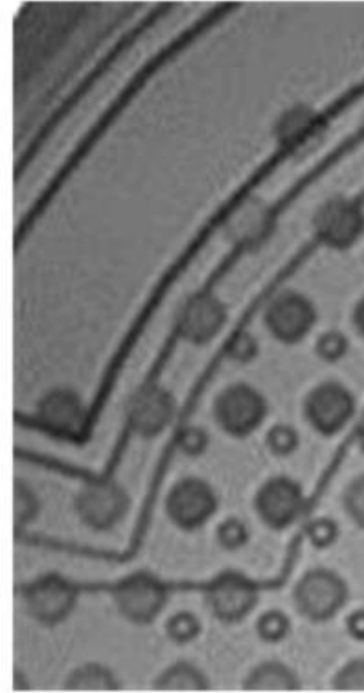
ŞEKİL 9



ŞEKİL 10

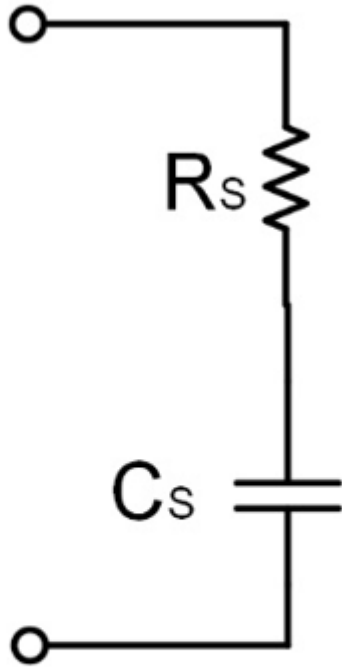


ŞEKİL 11a

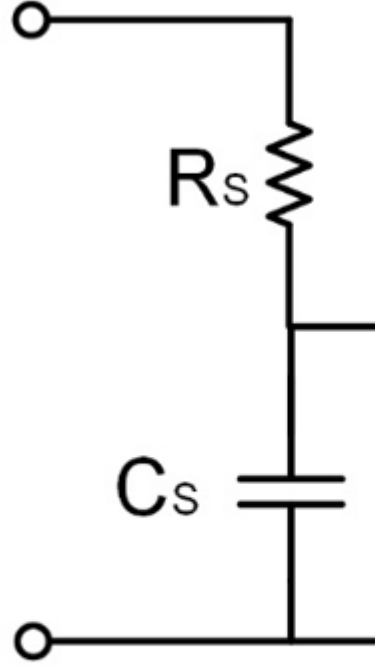


ŞEKİL 11b

ŞEKİL 11

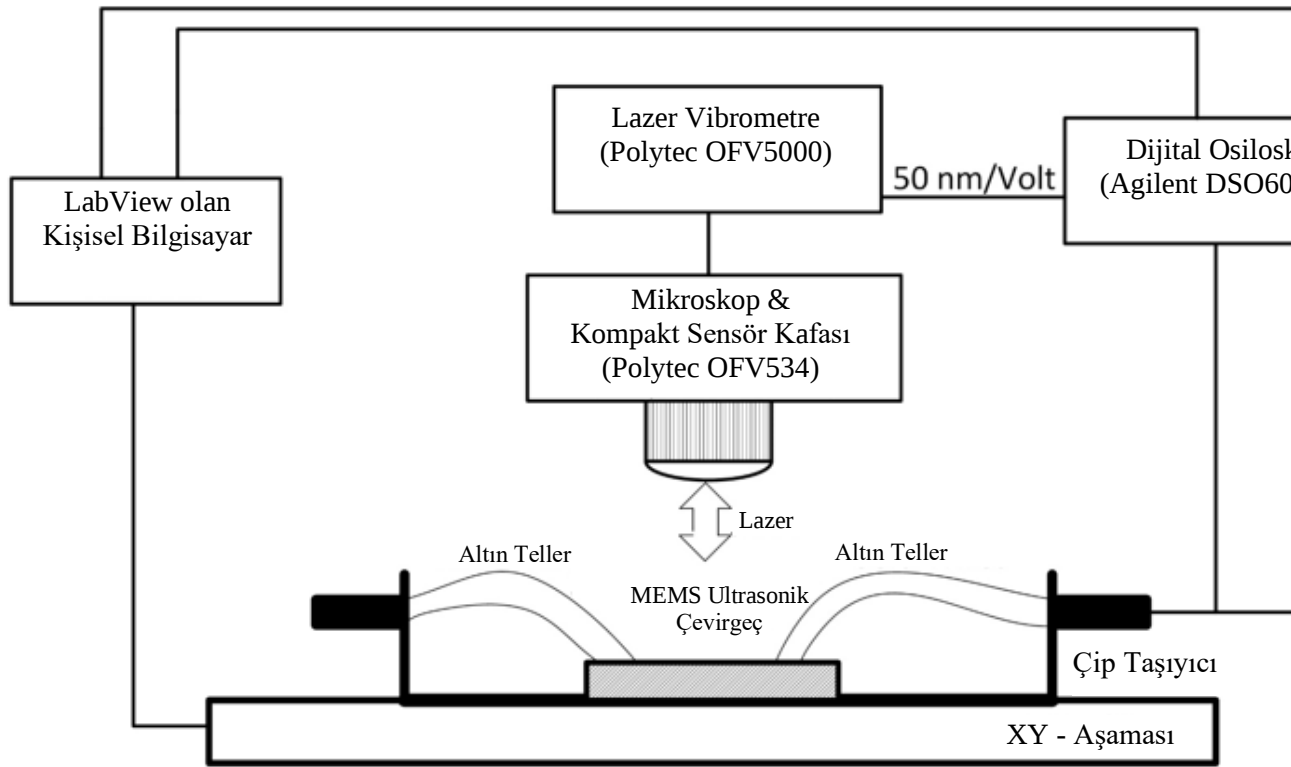


ŞEKİL 12a

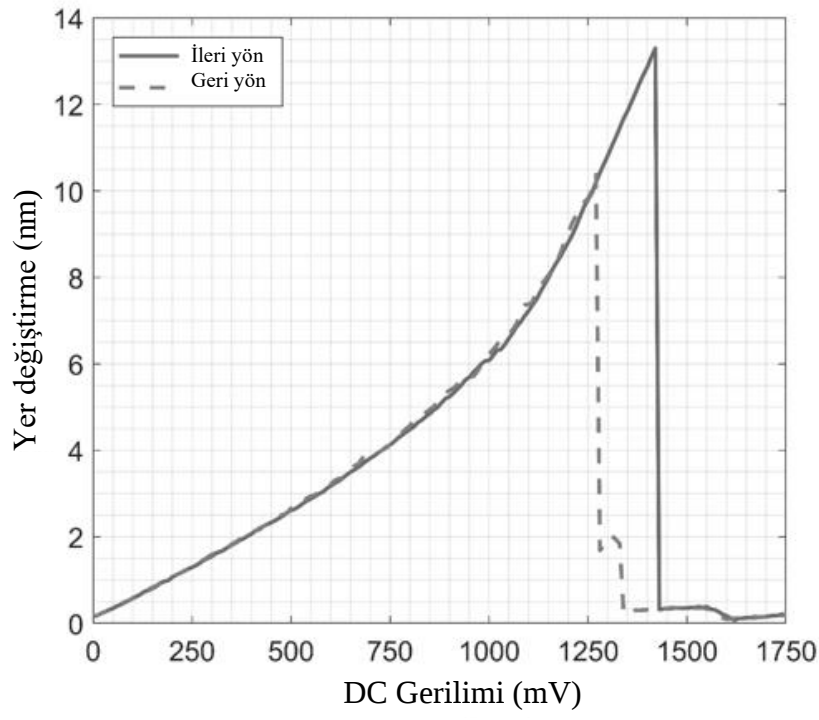


ŞEKİL 12b

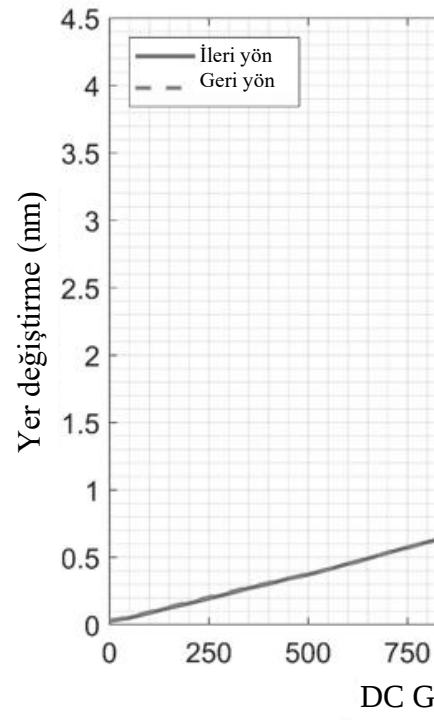
ŞEKİL 12



ŞEKİL 13

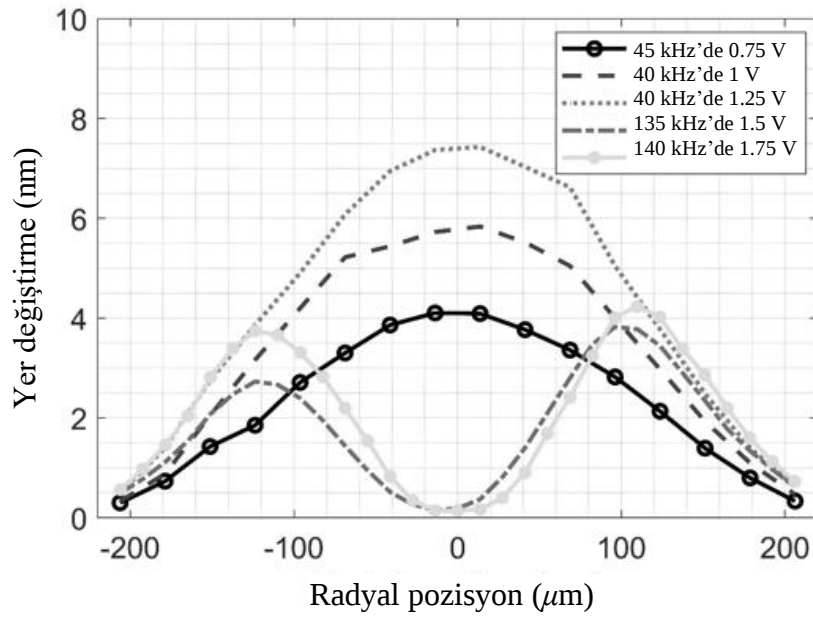


ŞEKİL 14a

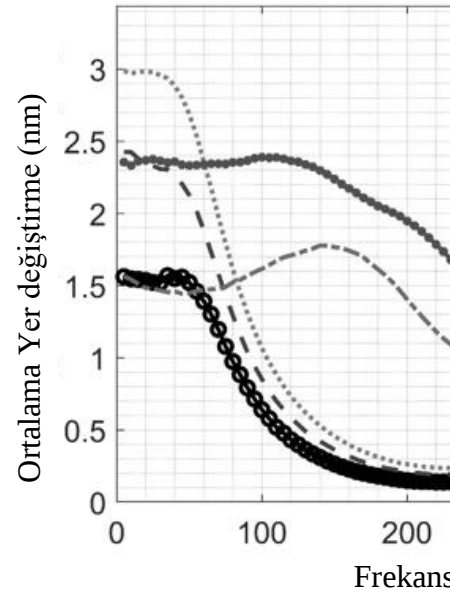


ŞEKİL 14b

ŞEKİL 14

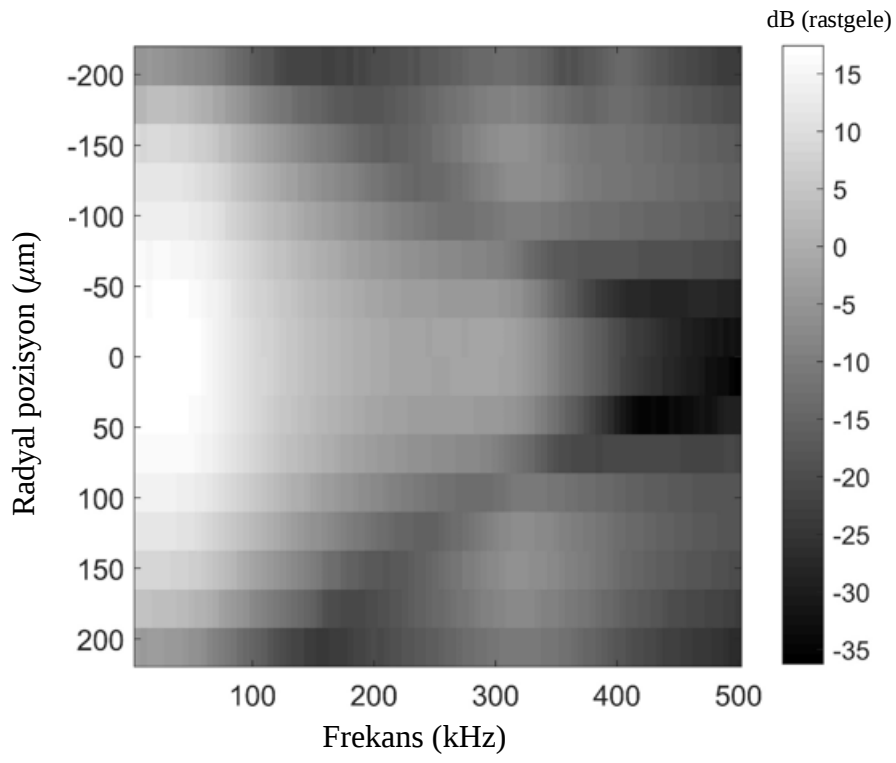


şEKİL 15a

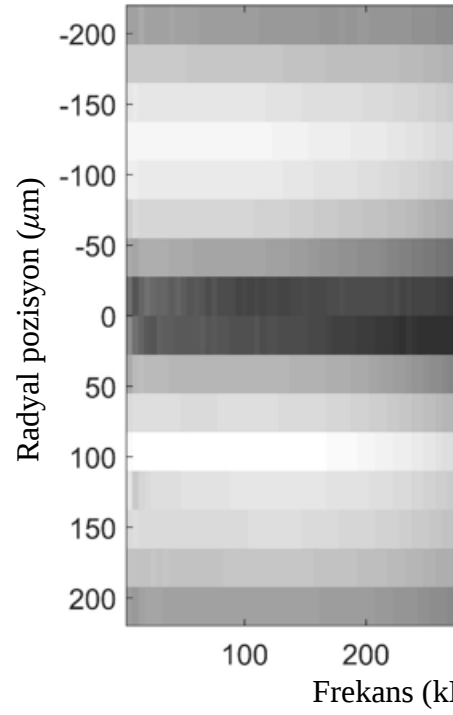


şEKİL 15

şEKİL

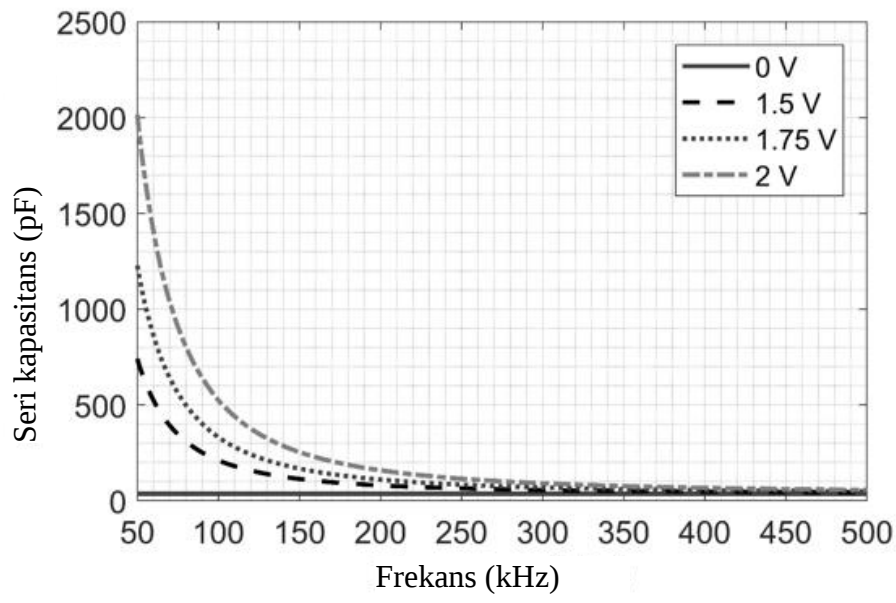


ŞEKİL 16a

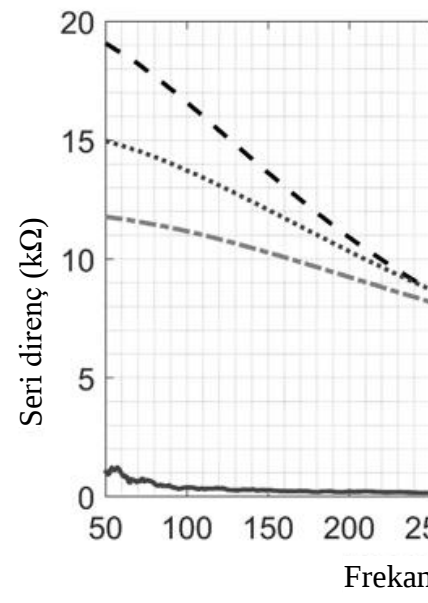


ŞEKİL 16b

ŞEKİL 16



ŞEKİL 17a



ŞEKİL 17b

ŞEKİL 17