



**KODLU UYARIM TEKNİĞİ İLE ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME**

**Sarmad Mahmood Mustafa AL-DOORI**

**YÜKSEK LİSANS TEZİ  
BİLGİSAYAR BİLİMLERİ ANABİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ  
BİLİŞİM ENİSTITÜSÜ**

**EYLÜL 2014**

Sarmad Mahmood Mustafa AL-DOORI tarafından hazırlanan “Kodlu Uyarım Tekniği İle Ultrasonik Görüntüleme” adlı tez çalışması aşağıdaki jüri tarafından OY BİRLİĞİ ile Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Bilgisayar Bilimleri Anabilim Dalında YÜKSEK LİSANS TEZİ olarak kabul edilmiştir.

**Danışman:** Doç.Dr. Hasan Şakir BİLGE

Bilgisayar Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

**Başkan:** Prof.Dr. Etem KÖKLÜKAYA

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

**Üye:** Doç.Dr. Fırat HARDALAÇ

Elektrik-Elektronik Mühendisliği Bölümü, Gazi Üniversitesi

Bu tezin, kapsam ve kalite olarak Yüksek Lisans Tezi olduğunu onaylıyorum.

Tez Savunma Tarihi:15/09/2014

Jüri tarafından kabul edilen bu tezin Yüksek Lisans Tezi olması için gerekli şartları yerine getirdiğini onaylıyorum.

Doç.Dr. Nurettin TOPALOĞLU

Bilişim Enstitüsü Müdürü

## ETİK BEYAN

Gazi Üniversitesi Bilişim Enstitüsü Tez Yazım Kurallarına uygun olarak hazırladığım bu tez çalışmada;

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu, bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Sarmad Mahmood Mustafa AL-DOORI

15/09/2014

KODLU UYARIM TEKNİĞİ İLE ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME  
(Yüksek Lisans Tezi)

Sarmad Mahmood Mustafa AL-DOORI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

BİLİŞİM ENSTİTÜSÜ

Eylül 2014

ÖZET

Ultrason görüntülerinin kalitesini belirlemek için çözünürlük ve nüfuz derinliği önemli parametrelerdir. Kodlu uyarım tekniği bu parametreleri iyileştirmek üzere kullanılmaktadır. Kodlu uyarım tekniği radarda yaklaşık 50 yıldır başarıyla kullanılmakta ve birkaç 10 yıldır ultrasonik görüntüleme sistemlerinde de kullanılmaktadır. Bu çalışma kapsamında, tıbbi ultrasonik görüntülemelerde, modülasyonlu sinyallerin uygulanabilmesi ve kodlu uyarım için uygun yöntemler incelenmektedir. Bu yaklaşımda ultrason dönüştürücülerinde, basit geleneksel darbe uyarımı kullanmak yerine kodlanmış uyarım düzeni kullanılmaktadır. Böylece görüntü kalitesi ve nüfuz derinliği artırılmaktadır. Sonuç olarak bu yöntemde sinyal-gürültü oranı (SNR), önceki darbe yöntemi ile karşılaştırılmış ve kullanılan yöntemlerin anatomik fantomlar üzerindeki etkisi simüle edilmiştir. Simülasyon sonuçları, kodlu uyarımın üstünlüklerini göstermektedir.

Bilim Kodu : 902.1.067  
Anahtar Kelimeler : Ultrason, kodlu uyarım  
Sayfa Adedi : 49  
Danışman : Doç. Dr. Hasan Şakir BİLGE

# CODED EXCITATION ULTRASOUND IMAGING

(M. Sc. Thesis)

Sarmad Mahmood Mustafa AL-DOORI

GAZI UNIVERSITY

INSTITUTE OF INFORMATICS

September 2014

## ABSTRACT

Resolution and penetration are important parameters to define the quality of ultrasonic images. Coded excitation technique is used to increase these parameters. Coded excitation technique has been successfully used in radar for 50 years and it has been used in ultrasonic imaging systems for more than 10 years. In this study, in medical ultrasonic imaging, suitable methods are investigated for application of modulated signals and coded excitation. In this approach, coded excitation is used in ultrasonic transducers instead of pulse excitation. Thus, image quality and penetration are increased. As a result, signal to noise ratio (SNR) is compared between coded excitation and pulse excitation, and simulations are done on phantom data. Simulation results show that coded excitation has some superiorities.

Science Code : 902.1.067  
Key Words : Ultrasound, coded excitation  
Page Number : 49  
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Hasan Şakir BİLGE

## TEŐEKKÖR

Çalıőmalarım boyunca değerli yardım ve katkılarıyla ben yönlendiren Hocam Doç.Dr. Hasan Şakir BİLGE'ye, Yüksek Lisans Öęrenimim boyunca desteğini esirgemeyen değerli tüm hocalarıma, her zaman yanımda olan ailem ve arkadaşlarıma teőekkürü bir borç bilirim.

## İÇİNDEKİLER

	<b>Sayfa</b>
ÖZET .....	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER .....	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
RESİMLERİN LİSTESİ .....	x
ŞEKİLLERİN LİSTESİ.....	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xii
1. GİRİŞ.....	1
2. ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME HAKKINDA GENEL BİLGİ .....	3
3. KODLU UYARIM: LİTERATÜR İNCELEMESİ .....	7
3.1. Kodlu Uyarım Tekniği .....	8
3.2. Darbe Sıkıştırma Yöntemi .....	10
3.2.1. Uyumlu filtre .....	10
3.2.2. Kodlu uyarım sisteminin uygulanması ve yan lobların etkisi .....	13
3.3. Kodlu Uyarım Yönteminde Çeşitli Uyarım Sinyalleri .....	16
3.3.1. Doğrusal FM sinyali .....	16
3.3.2. İkili kodlar .....	17
3.4. Zayıflama Etkisi .....	20
3.5. Dekanülasyon (Decanulation) Yönteminin Kullanımı .....	22
3.6. Sentetik Açıklık Yöntemlerinde Kodlu Uyarım Kullanımı .....	23
3.7. Bölümün Özeti .....	26
4. KULLANILAN YÖNTEM .....	27
4.1. Simülasyon Sonuçları .....	29
4.1.1. Simülasyonda kullanılan ortam .....	29
4.1.2. Kullanılan yöntemin simülasyonu .....	31
4.1.3. Çözünürlük kıyaslaması .....	35
4.1.4. SNR kıyaslaması .....	36
4.2. Yan Lobların Azalması .....	37
4.3. Yöntemin Anatomik Fantom Üzerinde Uygulanması .....	37



	<b>Sayfa</b>
5. SONUÇ VE ÖNERİLER .....	41
KAYNAKLAR .....	43
ÖZGEÇMİŞ .....	49

## ÇİZELGELERİN LİSTESİ

<b>Çizelge</b>	<b>Sayfa</b>
Çizelge 4.1. Sanal Fantom simülasyonunda kullanılan parametreler.....	34

## RESİMLERİN LİSTESİ

<b>Resim</b>	<b>Sayfa</b>
Resim 3.1. Simüle edilmiş ultrason görüntülerinde darbe sıkıştırma mekanizması .....	15
Resim 3.2. Golay kodu gösterimi (Sol) ve onun tamamlayıcısı (Ortada) ve bu iki fonksiyonun toplamı (Sağda) .....	19
Resim 3.3. Golay kod uyarımı ile elde edilen görüntü ve bunun darbeli uyarımla kıyaslanması.....	19
Resim 4.1. Simüle edilen dönüştürücünün frekans yanıtı.....	31
Resim 4.2. Darbeli uyarım için seçilen sinyal (sol) ve ondan elde edilen eko (Sağ).....	32
Resim 4.3. Chirp sinyali (sol) ve frekans yanıtı (sağ).....	33
Resim 4.4. Bir ucu daraltılmış (Tapered) doğrusal FM sinyali (sol üst), ondan elde edilen yanıt (sağ üst), uyumlu filtre uygulandıktan sonraki yanıt (sol alt) ve onun frekans yanıtı (sağ alt) .....	33
Resim 4.5. Sanal fantomdan darbeli uyarım durumunda elde edilen ultrason görüntüsü (Sol) ve bir ucu daraltılmış chirp uyarımlı ultrason görüntüsü (Sağ) .....	35
Resim 4.6. Eksenel çözünürlük grafiği (sol) ve yanal çözünürlük grafiği (sağ).....	36
Resim 4.7. Anatomik fantom üzerinde önerilen yöntemin uygulanması sonucu elde edilen sonuçların kıyaslanması; doku için öngörülen ve muhtelif noktalarda yayılma gücünü gösteren anatomik görüntü ve bunun muhtelif noktalardaki ışık şiddeti, küresel dağılım ile elde edilen nokta eteklerinin bir faktörü olarak çarpılmıştır .....	39

## ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 2.1. Ses dalgasının bir ara yüze çarparak yansması.....	4
Şekil 3.1. Sinyal yoğunlaşma mekanizması il kodlu uyarımın asli olgusunun grafikte gösterimi.....	10
Şekil 3.2. Doğrusal FM sinyali için uyumlu filtre çıkışı elde etme aşamaları. ....	12
Şekil 3.3. Kodlu uyarım için blok diyagramı.....	14
Şekil 3.4. Fresnel integraller (Sol) ve çizgisel FM sinyali spektrum yamaçları (Sağ) .....	17
Şekil 3.5. STA yönteminde 4 gönderi için sıralama şeması solda; mevcut yöntem ve sağda Hadamard uzay kodlaması kullanılarak.Sağdaki durumda bu ekolar Hadamard ters matrisi ile kod çözülür .....	25
Şekil 3.6. Uyarım için önerilen şema, farklı özellikleri olan darbe dizilimlerinin oluşmasını sağlar .....	26
Şekil 4.1. Fantomda yayılma yapan noktaların dağılım biçimi .....	31

## SİMGELER VE KISALTMALAR

Bu çalışmada kullanılmış bazı simgeler ve kısaltmalar, açıklamaları ile birlikte aşağıda sunulmuştur.

### Simgeler

Simgeler	Açıklama
$f_o$	Merkez Frekans
$\beta$	Bant Genişliği
$\delta$	Delta
Log	Logaritma
$\Sigma$	Toplam
$\mu$	Mu

### Kısaltmalar

Kısaltmalar	Açıklama
<b>MRI</b>	Manyetik Rezonans Görüntüleme
<b>BT</b>	Bilgisayarlı Tomografi
<b>MTF</b>	Modülasyon Transfer Fonksiyonu
<b>FDA</b>	Gıda ve İlaç Yönetimi
<b>SNR</b>	Sinyal-Gürültü Oranı
<b>RF</b>	Radyo Frekansı
<b>PAM</b>	Darbe Genlik Modülasyonu
<b>TBP</b>	Zaman-Bant Genişliği Çarpımı

## 1. GİRİŞ

Son yıllarda ultrason görüntüleme yöntemlerinde çeşitli gelişmeler olmaktadır. Bu yöntemin diğer görüntüleme yöntemlerine göre bazı üstünlükleri bulunmaktadır. Ultrason görüntülemenin üstünlükleri diğer MRI ve CT gibi görüntüleme yöntemlerine göre daha düşük maliyetli, sağlık açısından daha az riskli, kolay taşınabilir olması ve ayrıca görüntülerin gerçek zamanlı olmasıdır. Birçok alanda en uygun görüntüleme yöntemi ultrason görüntülemedir. Bu görüntüleme yöntemi birçok alanda hekimlerin de ilk tercihidir. Öte yandan görüntü kalitesi düşük olduğu bir gerçektir; bu durum akustik dalgaların özelliği, benek gürültüsü ve dokudaki sorunlardan kaynaklanmaktadır. Bu sebeple bu görüntülerin kalitesindeki iyileştirilmesi ve gerçek zamanda görüntüleme için saniyedeki görüntü çerçevesi sayısının artırılması önem kazanmaktadır. Görüntü kalitesini iyileştirmedeki güncel yöntemler olarak; dönüştürücü frekansının artırılması, frekans veya uzaysal birleştirme (compounding) ve kodlu uyarım tekniği sayılabilir. Her ne kadar dönüştürücü frekansının artırılmasıyla daha iyi bir çözünürlük elde edilse bile, ancak diğer yandan dokudaki ultrason dalgasının zayıflaması artış göstermektedir ve bu da dalganın dokudaki geçirgenliğini azaltmakta ve dolayısıyla görüntülemenin etkin derinlik uzaklığını azaltmaktadır. Frekans veya uzaysal birleştirme (compounding) yöntemlerinin kullanılması ise gerçek zamanlı görüntüleme sırasında saniyedeki görüntü çerçevesi sayısının azalmasına sebep olur. Daha sonra ele alacağımız gibi kodlu uyarım tekniğinde sözü edilen bu olumsuz etkiler görülmemektedir.

Kodlu uyarım tekniğinin esas kullanım sebebi; normal ultrason görüntüleme sistemlerinde maksimum akustik güç miktarının kısıtlanmasıdır. Bu gücün ortalama değeri değildir. Zira maksimum güç miktarının, dokuda hava kabarcıkları gibi ani basınç etkileri yaratmayacak miktarda olması gerekmektedir. Kodlu uyarım yönteminde dönüştürücü uyarımı için daha uzun ve daha karmaşık dalga şekli oluşturulmaktadır. Şöyle ki güç mesaj oranında ciddi oranda artış olmaksızın ortalama güç miktarının artması ve sonuç olarak SNR'nin iyileşmesi söz konusudur. Kodlu uyarım tekniği, diğer kullanım alanlarında ve özellikle radar sistemlerinde SNR artışı için bilinen iyi bir yöntemdir ve öngörülen hedefleri iyi bir biçimde karşılamaktadır. Ancak bunun ultrasonda kullanımı kimi sorunlar ortaya çıkarmaktadır. Göreceğimiz gibi bu sistemlerdeki sinyalin gürültüye oranı, zaman-bant genişliği çarpımı adlı bir parametreye bağlıdır ve radar sistemleri genellikle büyük oranda bu çarpımla çalışmaktadır. Bu faktör düşük oranda uzaysal yan lobların oluşmasına neden

olmaktadır. Halbuki ultrason sistemlerinde bu çarpanı aynı oranda artırmak mümkün değildir ve bu sebeple bu görüntülerdeki yan loblar uygun olmayacak ve öte yandan karmaşık uyarımlar da uyarım elektronik devrelerinde karışıklığın artmasına sebep olacak ve istenilen sonuç elde edilemeyecektir.

Kodlu uyarım tekniği, ultrason görüntüleme yönteminde enteresan yöntemlerden birisidir. Kodlu uyarım tekniği hem görüntüde sinyal gürültü oranını artırma yeteneği ve hem de saniyedeki görüntü çerçevesi sayısını artırma yeteneğine sahiptir. Bu çalışmanın amacı; önceki yöntemlere göre sinyal gürültü oranında daha fazla artış sağlayacak bir yöntemin incelenmesidir.

Bu tez 5 bölümden oluşmaktadır. İkinci Bölüm ultrason hakkında genel bilgileri açıklamaktadır ve ultrason görüntüleme yöntemlerinin iyileştirilmesindeki etkenleri genel olarak ele almaktadır. Üçüncü Bölüm kodlu uyarım yöntemi ile ilgili temel bilgileri ve yöntemleri incelemektedir. Dördüncü Bölüm bu tezde kullanılan yöntem ve simülasyonun nasıl yapıldığı anlatmaktadır. Ayrıca sonuçların nitelik ve nicelik bakımından incelenmesi yapılmıştır. Son yani Beşinci Bölümde çalışmanın kazançları, öneriler, sonraki çözüm yolları ve bu alandaki çalışmaların devamı anlatılmaktadır.

## 2. ULTRASONİK GÖRÜNTÜLEME HAKKINDA GENEL BİLGİ

Ultrason, insan kulağının en fazla duyabileceği frekanstan daha yüksek frekanslı ses dalgalarıdır. İngilizcede Ultrasound kelimesi ile ifade edilir. Ultra yüksek, sound ses anlamındadır. Ultrason akustik bir dalgadır. Ses bir enerji türü olarak kabul edilebilir. Ses cisimlerin titreşimi sonucunda oluşur. Ses elektromanyetik bir sinyal değildir, ancak elektromanyetik dalgaların yayılmasına benzer bir şekilde yayılır. Sesin iletilebilmesi için bir ortama ihtiyaç vardır. Ses dalgaları ard arda ilerleyen basınç dalgalarından meydana gelir. Ses yayıldığı ortamlarda molekülleri titreştirerek ilerlemektedir. Ortamın yoğunluğuna göre ses dalgalarının yayılma hızı değişmektedir. Sesin yayılmasını, bir yerden başka bir yere enerjinin taşınması ile açıklamak mümkündür.

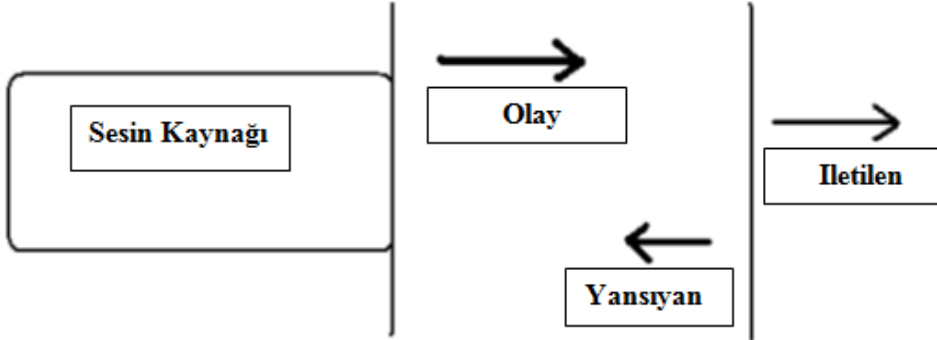
Ultrasonik görüntüleme, vücuda yüksek frekanslı ses dalgaları gönderip, farklı doku yüzeylerinden yansımalarını alıp değerlendirme temeline dayalı bir görüntüleme yöntemidir. Ultrasonik görüntülemede darbe-yankı (pulse-echo) prensibinden yararlanılmaktadır. Bu görüntüleme sisteminde odaklanmış bir ultrason darbesi dokuya gönderilir ve hedeften yansiyarak gelen sinyaller alınıp işlenir. Bu sinyallerin işlenmesi sonucunda hedefteki nokta ile ilgili bilgiler elde edilir. Sonar ve radarlarda da benzer bir kullanım söz konusudur.

Ultrason dalgaları akustik açıdan farklı yoğunluktaki doku kenarlarından daha çok yansımaktadır. Yansıyan dalgaların yoğunluğu dokuların ara yüzeyine ve ses demetinin bu yüzeye çarptığı açıya göre değişir. Ultrason dalgaları karın bölgesindeki organlardan ve yumuşak dokulardan iyi bir şekilde geçmektedir. Ancak akciğer ve mide-bağırsak sistemi gibi hava içeren yapılardan geçmesi pek mümkün değildir. Bu yüzden bu bölgelerde etkin bir şekilde kullanılmaz. Kemikler de ultrasonu geçirmezler. Bu nedenle kemikleri çevreleyen bölgelerde ultrason görüntüleme pek yapılmaz.

Ultrason dalgası emilim, yansıma ve dağılma miktarına göre azalır. Ultrason dalgasının frekansı artarsa doku emilimi de artar. Ultrason dalgaları akustik yoğunluğu farklı olan dokulardan geçerken bir miktar bölümü yansımaya uğrar. Yansıma ultrason dalga boyundan daha büyüktür.



Ultrasonik görüntüleme çok yaygın ve elverişli bir görüntüleme yöntemidir. Ultrasonik görüntüleme gerçek zamanlı, yüksek çözünürlüklü ve zararsızdır. Ayrıca, ultrason cihazları kolay taşınabilir ve nisbeten ucuzdur. Ultrasonik görüntülemenin, görüntüleme prensibi oldukça kolaydır. Tanısal ultrason için kaydedilen görüntü, yansıyan enerjiye dayanmaktadır. Ultrason dalgalarını oluşturan ve daha sonra yansıyan enerjiyi tesbit eden cihaz dönüştürücü diye adlandırılır. Şekil 2.1’de ultrason dalgalarının yayılması ve yansıması sembolik olarak gösterilmektedir. Bir ultrason dalgası hedeflenen konumların özelliklerine göre vücuttaki dokuya yönlendirilir ve onunla etkileşimi sağlanır [3]. Mikroelektronik ve dönüştürücü teknolojilerindeki son gelişmeler, SONAR ve medikal uygulamalardaki ultrasonik görüntüleme sistemleri üzerinde ciddi etkileri olmuştur. Örneğin, yüksek kaliteli gerçek zamanlı ultrason görüntüleri rutin olarak kardiyoloji, doğum bilim ve jinekoloji ve bir dizi diğer tıbbi uygulamalarda elde edilmektedir. Gelişmiş ultrasonik görüntüleme sistemi genellikle (darbe-yankı) modunda çalışan faz dizili dönüştürücüler kullanmaktadır. Görüntü hattı (line), belirli bir yönde odaklı bir itme kuvveti verilerek ve dinamik bir şekilde ilgi bölgesinden ekolar alınarak oluşturulur [2]. Geliştirilmiş piezoelektrik dönüştürücü malzemeleri klinik dallarda diğer tarama tekniklerinin yerini almıştır [3].



Şekil 2.1. Ses dalgasının bir arayüze çarparak yansıması [1].

Özellikle gelişmiş güçlü bilgisayarların çıkmasıyla beraber üç boyutlu görüntülemeler klinik alanlarda daha fazla kullanılır hale gelmiştir. Ultrasonik görüntüleme artık olgun bir teknolojidir, klinik alanlarda önemli bir yöntemdir ve dünyada görüntüleme işlemlerinin yaklaşık dörtte birini oluşturmaktadır. Ultrasonik görüntüleme bir kaç özellikten dolayı tıpta kullanılmaktadır; güvenlik, maliyet, uzaysal çözünürlük, kare hızı, taşınabilirlik ve nüfuz derinliği. Ultrason, diğer görüntüleme aygıtlarına göre nispeten ucuzdur ve gerçek zamanlı özelliğine sahiptir [4]. Ultrasonik görüntülemelerde saniyede 30’dan fazla kare

çekilmektedir. Bu durum ventil hareketi ve genel kalp fonksiyonlarının görüntülenmesi için idealdir [4]. X-ışını, MRI (Magnetic Resonance Imaging) ve ultrasonik görüntüleme yaklaşık 1 millimetreden küçük uzaysal çözünürlüğü karşılaştırabilirler. Ancak ultrasonik görüntülemnin çözünürlüğü diğerlerine göre daha düşük olabilir. Öte yandan pediatrik ve kadın doğumu gibi alanlarda diğer görüntüleme yöntemleri kullanılamaz, ultrason radyasyonu iyonize olmadığı için tercih edilir. Yaygın ultrason frekansı, 1 MHz -15 MHz aralıklarındadır. Ultrasonun nüfuz derinliği sınırlı olmasına rağmen en çok kullanılan görüntüleme yöntemlerinden biridir. Çünkü maliyeti düşük, uzaysal çözünürlüğü ve kare hızı yüksektir, taşınabilir ve güvenlidir.

Görüntüleri geliştirmek için araştırmacılar görüntülerin üç kriterine odaklanırlar: Uzaysal çözünürlük, sinyal-gürültü oranı (SNR) ve kontrast. Konvansiyonel darbeli ultrasonun uzaysal çözünürlüğü, yanal olarak ışın genişliğine göre ve eksensel olarak iletilen darbenin uzunluğuna göre tesbit edilir. Bir görüntüleme sisteminin uzaysal çözünürlüğünü tespit etmek için bir kaç ölçüm yapılır. Örneğin, modülasyon transfer fonksiyonu (MTF) tüm görüntüleme modelleri için yaygın bir metrik ölçüdür. MTF, bir görüntüleme sistemi içerisinde uzaysal çözünürlüğü ölçmek için kullanılır. Yayılma derecesi sistemin eksensel ve yanal çözünürlüğüne bağlıdır [5]. Girişim kaynakları görüntünün algılama kontrastını etkileyebilir ve niceliksel ultrasonik değişkenlerinin artırmasını sağlar. Kontrast-gürültü oranı (CNR), sinyal gürültü oranına benzeyen bir ölçüttür. CNR, bir görüntünün arka planında hedefin algılanan özelliğini değerlendirebilir. Arka plan görüntüsünde CNR değerini ölçmek için sinyalin ortalaması ve varyansı alınır [5].



### 3. KODLU UYARIM: LİTERATÜR İNCELEMESİ

Kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma tekniği 1950'lerin başından beri radarda başarıyla kullanılmaktadır. İlk olarak radar çalışmalarında Sperry Gyroscope Company tarafından gerçekleştirildi ve ortalama sinyal gücünde 10 db artışını elde etmek için bir FM chirp sinyali kullanıldı [6]. İletişim gibi diğer alanlarda yayılmış spektrum tekniklerinden darbe sıkıştırma için faz kodları yanında çapraz filtre kullanılmıştır. Ultrasonda kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma ilk olarak 1979'da Takeuchi tarafından ele alınmıştır [7]. Bu süreçte Takeuchi kodlu uyarımlı ultrason sistemlerinde farklı bir sinyal işleme sistemi geliştirdi. Onun çalışmalarına göre ultrasonik görüntüleme TBP (Time-Bandwidth Product) sınırlaması, dokuda frekansa bağımlı zayıflama ve görüntüleme sisteminde zaman kazancı dengelemesinin (time gain compensation) etkileşimine bağlıdır. Takeuch'inin araştırmalarında ele alınmasa da TBP sınırlı sonuçları sinyal-gürültü oranını azaltır. Buna ek olarak, ultrason sisteminde donanım karmaşıklığı ve uygulama sorunları artar.

Sonuç olarak kodlu uyarım tıbbi ultrasonda 1990'lara kadar çalışmamıştır. 1992 yılında, O'Donnell, kodlu uyarım (pseudo chirp ile) ve darbe sıkıştırma tekniğini bir dizi fazlı ultrasonik görüntüleme sisteminde SNR değerini 15-20 db kadar geliştirmek için kullandı [8]. Kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma tekniği -45 db genlik seviyesinde yan loblar (sidelobe) içerir. Bununla birlikte, sistemin pratik bir şekilde uygulanması ve anlamlı yan lobların seviyelerinin gereksinimlerinin belirlenmesi O'Donnell tarafından gerçekleştirildi. 1990'ların sonlarında, ultrasonda kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma konularıyla ilgili bir çeşitli makaleler yayınlanmıştır. 1994 yılında, Takeuchi tarafından yapılan doğrusal chirp sinyali ile olan çalışmaları Rao geliştirdi [9]. Pollakowski ve Ermert doğrusal olmayan kodlu sinyalleriyle eşleşen ultrasonik dönüştürücülerin, spektrum kullanımını değerlendirdi [10]. 1996 yılında, Shen ve Ebbini darbe sıkıştırmak için sözde-ters operatörü (pseudo-inverse operator) adında yeni bir yaklaşım geliştirdiler [11]. Ayrıca, Passmann ve Ermert dermatolojik ve oftalmolojik ultrason görüntüleri için bir sistem geliştirmiştir. Bu sistemde doğrusal olmayan bir chirp frekans modülasyonu ile çok yüksek frekanslar kullandılar [12]. Haider ve diğerleri, Stabilize ters filtre kullanarak yan lob etkilerini azaltan bir darbe uzatma ve ters evrişim şeması geliştirdi [13]. 2005 yılında, *IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control* adlı dergi kodlu uyarım ile ilgili özel bir sayı yayınladı. Misaridis ve Jensen tarafından kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma ile ilgili kapsamlı bir çalışma yapıldı [14]. Darbe sıkıştırmının temel ilkelerini kuran Misaridis ve

Jensen tarafından doğrusal FM sinyalleri ve uyumsuz filtreler ile ilgili tasarım yöntemleri değerlendirildi ve ultrasonik görüntüleme kare hızını artırmak için yeni yöntemler araştırıldı [14]. 2006 yılında, Oelze kodlu uyarım ve darbe sıkıştırma şemasını geliştirdi, ultrasonik bir görüntüleme sisteminde aksel çözünürlüğü artırdı [15]. 2001 yılında, SNR'yi ve nüfuz derinliğini artırmak için uzun kodlu bir dalga formu kullanıldı. Ultrason sisteminde uygulanan ikili kodlu uyarım ile darbe sıkıştırma kötü performansa yol açmıştır. Bu çalışmada doğrusal FM (chirp) sinyali olarak ve onun yanında uyumlu bir filtre (matched filter) tasarlanmış ve sonuç olarak görüntüde azalmış sinyal gürültü oranı ve nüfuz derinliği artırılmıştır; başka bir deyiş ile kodlu uyarım tekniğini kullanarak gürültü azaltılmıştır ve nüfuz derinliği 10 cm artırılmıştır. Sonuç olarak 4 MHz lik bir dönüştürücüde doğrusal FM kodlu uyarım kullanınca potansiyel olarak 7-10 cm nüfuz derinliği artırılmıştır [16].

### **3.1. Kodlu Uyarım Tekniği**

Nüfuz derinliğini ve görüntüleme sisteminde SNR'yi artırmak için Golay kodlarının (kodlu uyarım tekniği) da kullanılması söz konusudur [17]. Kodlu uyarım, kod ile iletilen darbenin uzamaması ve filtre ile çıkışın sıkıştırılması özelliğine sahiptir. Böylece, SNR'yi artırırken darbe uzunluğunu korur. Kodlu uyarım, şu ana kadar mühendislik bilimlerinin radar sistemleri, sonar ve telekomünikasyon gibi diğer bölümlerinde kullanılmıştır. Bunun şimdiye kadar ultrason sistemlerinde sınırlı kullanılmasının sebebi ise uyarı devrelerindeki aşırı karmaşık işlemlere ilaveten, ultrasonda bu yöntemin kullanımıyla birlikte ortaya çıkacak diğer özel sorun ve sınırlamalardan kaynaklanmaktadır. Zira ultrasondaki sorun, dokularda zayıf frekansa bağlı olarak ve benek (speckle) varlığı ile daha karmaşıklaşacaktır. Ultrason sistemlerinde sistemin sınırlı bant genişliği ve kodun uzunluk sınırlaması ile uzlaşmak zorundayız ve maalesef kodlu uyarımın verimlilik oranı da bu iki etkene bağlıdır.

Kodlu uyarım kullanımının avantajları aşağıdakilerden ibarettir:

1. Gürültü sinyali artışı (SNR) ve nüfuz derinliğinin artışı.
2. Görüntü değerlerinin artma olasılığı.

Bu avantajlar, başka diğer olanaklara da kapı açmaktadır. Zira sinyalin gürültüye oranının artması, vücudun daha derindeki organlarında daha iyi bir görüntüleme sağlamaktadır. Ayrıca ultrason dalga zayıflığının artışı ile yüksek frekanslarda nüfuz derinliğinin artması daha fazla frekansın görüntülenmesinin kullanımına izin vermektedir ve bu da daha yüksek çözünürlükte üretimin olması anlamındadır.

Görüntü değerlerinin artması ile organların gerçek zamanlı ve hatta 3 boyutlu ve kalp kapakçıkları gibi hızlı hareket eden bölümlerin işlevlerini görüntüleme olanağı sağlamaktadır. Gördüğümüz üzere; ultrason görüntülemesindeki çözünürlük ile ilgili hususlar bizleri daha kısa zamanlı darbe kullanmak zorunda bırakmakta ve dolayısıyla enerjile kısıtlamaktadır ve mecburen üretilen darbenin gücü, darbenin süresinin azalmasına uygun olarak artması gerekmektedir. Öte yandan FDA (Food and Drug Administration) tarafından belirlenen yankı dalgası yasal gönderme akım miktarı, çeşitli kullanımlarda darbenin minimum zaman genişliğini belirlemektedir. Gördüğümüz gibi görüntülemede gerekli olan derinlik esasları ve onun dinamik aralık değerine göre, dokulara belirli bir enerji göndermemiz gerekir ve gönderilen dalganın akım sınırlaması bizleri darbenin zaman genişliğini artırmak zorunda bırakmaktadır. Gönderilen darbenin zaman genişliği ve onun tarafından kullanılan bant genişliği birbirleri ile ters ilişkidir ve gerekli enerji gönderimi için öngörülen darbenin zaman genişliği arttıkça kullanılan bant genişliği azalmaktadır. Kodlu uyarım sinyallerinin kullanımı darbe zaman uzunluğunu azaltmadan sistemin etkili bant genişliğinin kullanım oranını sağlamaktadır ve SNR'nin çözünürlüğünü kayba uğramaksızın artırmaktadır.

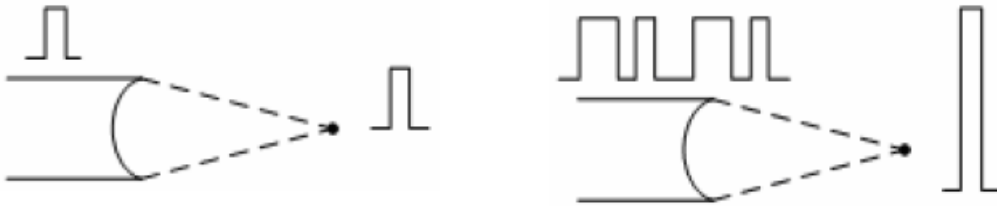
Elbette sinyalin gürültüye yönelimi sadece alınan ekolar ile bağımlı olmayan gürültüler için geçerlidir. Örneğin; güçlendirici kanalları ile artan gürültüler ve ısı gürültüler. Benek gibi sinyale bağımlı diğer gürültüler, uyarımlı sinyal gücüne orantılı olarak artmaktadır. Yaygın ultrason sistemlerinde genellikle kodlu uyarımdan kaynaklı kayıtlı ekoların işlenmesi birkaç yöntemle yapılabilir:

- 1- Uyumlu filtre (Matched filter) esaslarına dayalı olan darbe sıkıştırma mekanizması kullanımı
- 2- Uyarım sinyali dekanülasyonu veya ters filtre kullanımı

Bu bölümde öncelikle 1. metodu inceleyerek sinyal sıkıştırma mekanizmasında kullanılan uyarımlı sinyaller ve uyumlu filtre konularını inceleyeceğiz. Bu bölümde gördüğümüz gibi bizim yan loblarımızın etkisi, uyumlu filtrede kimi değişiklikler yapmamıza mecbur bırakacaktır. Ardından bölüm sonunda 2. yöntemi, dekanülasyon başlığı altında inceleyeceğiz ve orada bu 2 yöntemin benzerliklerini ve ortak durumlarının neler olduğunu göreceğiz.

### 3.2. Darbe Sıkıştırma Yöntemi

Sinyal işlemedeki önemli gelişmelerden birisi darbe sıkıştırmasıdır ki, bu yöntem ile uzun süreli gönderilen sinyal, kısa ancak daha yüksek güçteki darbe ile dönüştürülebilir. Bu konu Şekil 3.1’de şematik olarak gösterilmiştir. Uyumlu filtre esaslarına dayalı olan bu uyarım genellikle dönüştürücü tarafından belirlenen sistem içerisindeki mevcut bant genişliğinden etkin kullanım iznini vermektedir. Öncelikle uyumlu filtre ve tanımını ele alalım.



Şekil 3.1. Sinyal yoğunlaşma mekanizması ile kodlu uyarımın asli olgusunun grafik gösterimi [18].

#### 3.2.1. Uyumlu filtre

Uyumlu filtre, LTI (Linear Time Invariant) filtresi olup, alıcının gürültüye doğru çıkış sinyalini yuvarlak beyaz gürültü varlığı ile değiştirmektedir. Sinyalden gürültüye yönelim rasyonalizmi ile birlikte karar verme ve parametre tahmin hatalarını da azaltmaktadır [18, 19]. Giriş sinyali terse çevrilmiş bu filtrenin darbe cevabı, gecikme zamanı  $T_d$  ile birlikte bu filtrenin fiziki olarak gerçekleştirilmesi için olup, yani eğer giriş  $s(t)$  olursa filtrenin darbe cevabı aşağıdaki gibi olacaktır.

$$h(t) = s(T_d - t) \quad (3.1)$$

Dolayısıyla bu filtrenin çıkışı aşağıdaki gibi olacaktır:

$$y(t) = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)h(t - \tau)d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)s(t_j + \tau - t)d\tau = \int_{-\infty}^{\infty} s(\tau)s(\tau - t)d\tau \quad (3.2)$$

Dolayısıyla uyumlu filtre çıkışı, giriş sinyalinin öz bağına tabi olacaktır. Bu yüzden ona bağıllık filtresi de denmektedir ve frekans alanında aşağıdaki denkleme eşittir:

$$Y(f) = e^{-j2fd} |S(f)|^2 \quad (3.3)$$

Bu filtrenin lineer FM sinyaline çıkışı, Şekil 3.2'de gösterilmiştir. Bu sinyalleri 3.3.1 bölümünde tanıtacağız. Ancak şimdiki bölümde uyumlu filtre çıkışını görmek için bu sinyalin Şekil 3.2'de (Sol tarafta) olduğu gibi dikdörtgen şeklinde  $|\mu(t)|$  tuş ve 2.sınıf  $\vartheta(t)$  faza tabii olduğunu, zaman alanında  $T$  genişliğine sahip olduğunu bilmemiz yeterli olacaktır. Bu sinyalin ani dönüşümü Şekil 3.2'de ortadaki resme göre olur ve  $B$  bandı genişliğine sahiptir. Uyumlu sinyalin çıkışı ile aynı olan bu sinyalin öz bağı, 3.3'deki formül gibi, Şekil 3.2'deki sağdaki resimdeki gibi elde edilmektedir. Bu resimdeki filtrenin bu çıkışı dikkate aldığında bu mekanizmaya sıkıştırma unvanı verildiğini anlamak mümkündür. Zira filtre çıkışının zaman genişliği, onun yan loblarını dikkate almaksızın başlangıçtaki  $T$  miktarından  $\frac{T}{TB}$  miktarına ulaşmıştır.

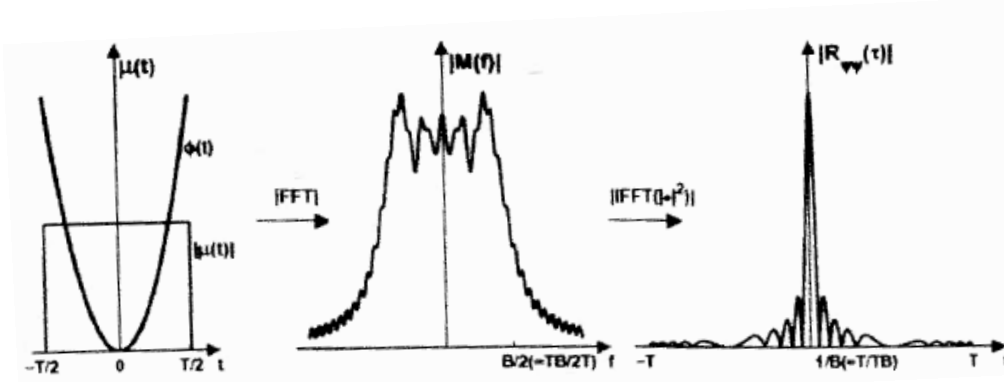
Uyumlu filtre işleme kazancının veya SNR kazancının aşağıdaki formülle elde edildiği ispatlanmaktadır:

$$GSNR = \frac{SNR_{out}}{SNR_{in}} = TB \quad (3.4)$$

Bu da SNR iyileşmesinin; zaman ve gönderilen sinyal bandı genişliğinin çarpımına eşit olduğunu göstermektedir. Kodlu sinyallerdeki bağıllık ve sıkışma özellikleri, zaman ve bant genişliği parametresinin çarpımına bağlıdır. Başlangıçta bant sinyali genişliğinin etkin kontrolü için gönderdiğimiz esnada modüle ettiğimizden dolayı bu çarpım sayısı



artmaktadır. Uygun filtre uygulaması; zaman ve bant genişliğinin çarpımının sonucunu azaltarak başlangıçtaki miktara getirecektir.



Şekil 3.2. Doğrusal FM sinyali için uyumlu filtre çıkışı elde etme aşamaları [19].

Filtre, sinyali tanıma bakımından da yararlıdır ve iyi bir sistemin yüksek uzunluk çözünürlüğü bakımından ve gürültü içeren sinyalleri teşhis etme özelliklerine sahiptir. Uyumlu filtre cevabı, bant genişliği tersi ile uyumludur. Yani uyumlu filtre içeren sistemde mekân çözünürlüğünü, sinyalden bağımsız olarak belirtmek mümkündür. Aslında uyumlu filtreye dayalı kodlu uyarım sisteminde darbe uzunluğu, güçle ilgili verilere göre ayarlanabilir ve ardından öngörülen çözünürlük; sadece bant genişliğine bağlı olacaktır. Öte yandan çözünürlük, esaslı sınırlamaları içermekte ve kendisini kesin olmama ilkesinde göstermektedir. Dolayısıyla bir sinyalin uzunluğu ile bant genişliğinin çarpım sonucu asgari bir orana sahiptir ve dönüştürücü, geçiş yolu bandı sınırlı olduğundan çözünürlüğün iyileşmesi çok fazla beklenemez.

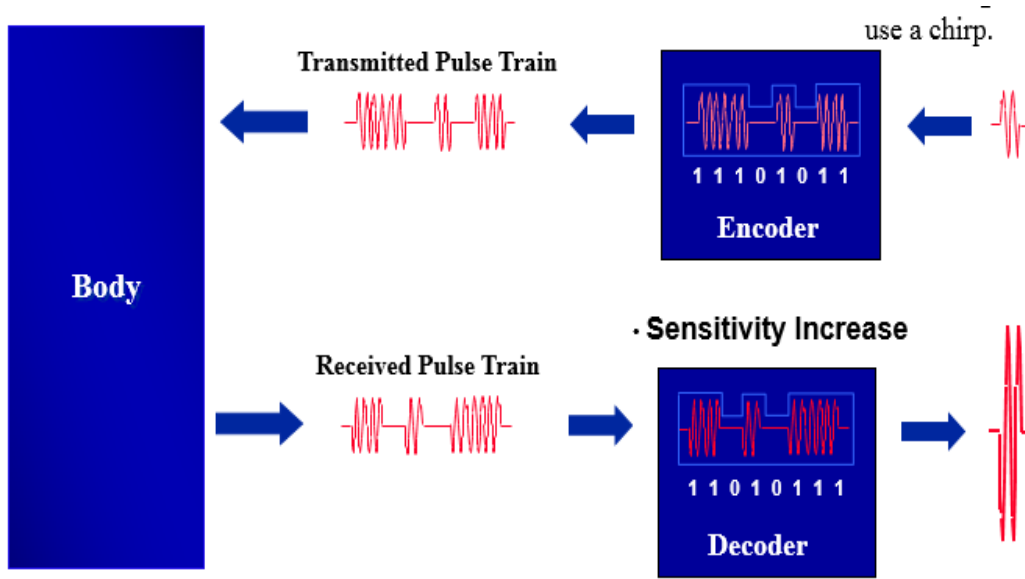
Genel anlamda darbe sıkıştırma sisteminin verimliliğini aşağıdaki hususlarla ölçebiliriz:

- 1- Esas mekân lobu genişliği ki, görüntüde uzaysal çözünürlüğünü göstermektedir.
- 2- Sistemin zati gürültünün gösteren kenar lobu ölçüsüdür. Bu ölçü, genellikle maksimum kenar lobu ve içindeki saklı enerji oranıyla ölçülmektedir.
- 3- (GSNR) görüntüsünde sinyalden gürültüye formülünde genlik oranı
- 4- Şüpheli şekillerde keyfi olarak belirlenen görüntünün dokulardaki dalga zayıflaması sebebi ile esneme özelliği.

### 3.2.2. Kodlu uyarım sisteminin uygulanması ve yan lobların etkisi

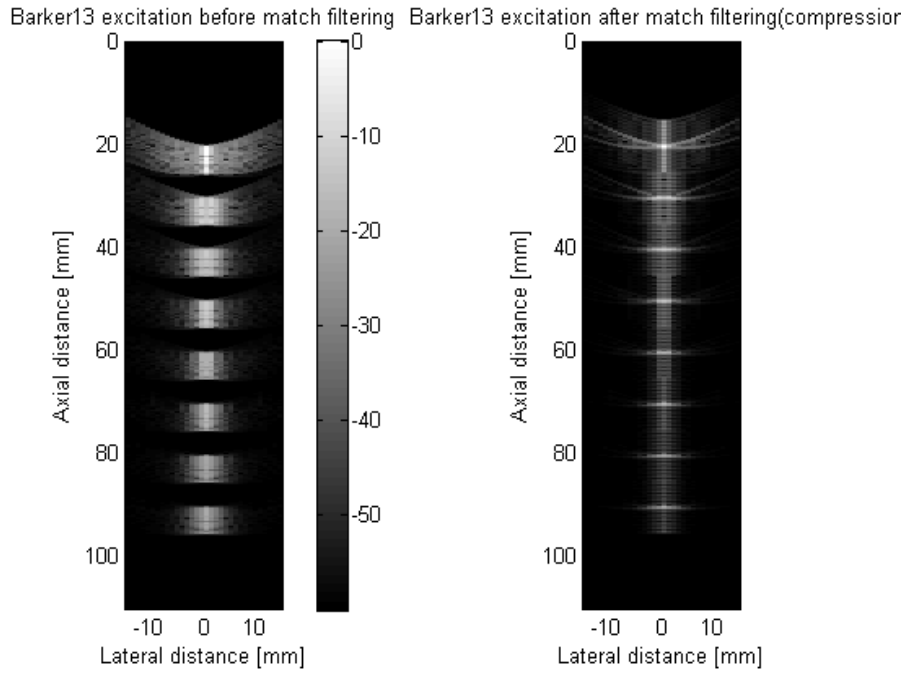
Kodlu uyarımı içeren sistemi ilk kez O'Donnell uygulamıştır [20]. O, başlangıçta teorik bakımdan sinyal gürültü oranının farklı parametrelere bağlı olduğunu göz önüne alarak ve maksimum değerleri yerine koyarak ultrasonda zaman – bant genişliğinin çarpım sonucunun sinyal gürültü oranının yaklaşık olarak 20 dB artmasının mümkün olduğunu göstermektedir. Ancak, sinyalin daha iyi sıkışması ve daha az yan lob içermesi için bu genlik oranını 10 dB'e düşürmektedir. Bunun tarafından sunulan sistemde demetleme (beamforming) yapıldıktan sonra bağımlılığa tabi bir hesaplama bloğundan oluşmaktadır. Bu yöntem yapım bakımından yararlar içermekle birlikte, kod uzunluğu bakımından belirli bir zorunluluk etkisi, sinyal sıkıştırması üzerindeki fokus dinamiği konularında kimi sorunları ortaya çıkarmaktadır. Fokus dinamiği piksellerin konumuna göre işlem yapar ve lineer olmayan bir işlevden ibarettir ve bu husus, gönderilen kodların fazlarını bozmaktadır. Bu etkiyi en aza indirmek için uyarım kodunun  $\frac{64}{f_0}$  saniyeden daha az zaman genişliği gerektiğini teklif etmiş ve bu sorun, bant genişliği ile birlikte ultrason dönüştürücüsünde zaman – bant genişliğinin çarpım sayısını 30'dan daha aşağı çekmektedir.

Ardından daha yüksek esneklik özelliği olan kodlu uyarım sistemini uygulamıştır. Bu sistemin kodlu uyarım blok diyagramı Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Bu bölüm, öngörülen sinyal üretim bölümü ve dönüştürücü uyarımı için sinyal güçlendiricinin RF gücü takviyecisinden ibarettir. Ardından RF verileri, hafızası bulunan bir osiloskop ile sürekli olarak alınmış ve bilgisayara işlenmiştir ve tüm yapım işlevleri ve verilerin gösterimi, ileri düzey programlama dili aracılığıyla bu bölümlerin kontrolü ve verilerin işlenmesine izin verilen MATLAB (Linux sisteminde) gibi yazılımlarla bilgisayarda oluşturulmuştur. İşleme bölümleri; yüksek bantların filtrelenmesi, sinyallerin sıkıştırılması, iç arama, tarama dönüşümü, logaritmik sıkıştırma, zarf belirleme ve gösterimden ibarettir. Uyumlu filtre bölümünde gördüğümüz gibi alıcı sinyal sıkıştırma sisteminde, alınan eko sinyalinin bağımlılığını uyarım sinyal zamanı tersi ile elde etmektedir ve bu yöntem SNR artışını kendisi ile getirmekle birlikte yan loblarda mekân artifkasyonunun oluşmasına sebep olacak ve görüntüde her bir yansıtıcıdan önce ve sonra yanlış ekolar şeklinde kendilerini gösterecektir.



Şekil 3.3. Kodlu uyarım için blok diyagramı [21].

Dikkat etmemiz gerekmektedir ki; bu yan loblar Bölüm 3.2’de sözü edilen yan loblardan farklıdır. Bölüm 3.2’de ultrason ışınları bu lobların oluşumuna sebep olan sadece dönüştürücü elemanlarının şeklidir. Hâlbuki burada sinyalin sıkıştırma mekanizması ve uyumlu filtre bu konuya sebep olacaktır. Resim 3.4’te görüldüğü üzere yan loblardan kaynaklanan ekoların şekli genellikle görüntüde görünmektedir. Hâlbuki Bölüm 3.2’de belirtilen yan loblar görüntüde kendilerini yanlış ekolar gibi göstermektedir. Bu yan loblar genellikle sinyal sıkıştırma sistemine göre 20 dB’den 40 dB’e kadar alınan maksimum ekodan daha azdır ve ultrason sisteminin dinamik aralığı genelde 45 dB’nin üzerinde olduğundan (Normalde 60 dB) bu loblar kendilerini görüntüde belli edecektir.



Resim 3.1. Simüle edilmiş ultrason görüntülerinde darbe sıkıştırma mekanizması [21].

Bu yan lobların seviyesinin azalması, zaman-bant genişliği çarpımının üzerinde bir uyarım değerine bağlıdır ve ultrasonda kullanılamaz. Uygun filtre kullanımıyla bunların seviyesini eksi 70 dB'e kadar azaltmak mümkündür. Simülasyon ayrıntılarını kodlu uyarım mekanizması etkisi ile görüntüde oluşan yan lobları, sıkıştırma mekanizmasının zati bölümüdür ve bu sinyal spektrumundaki ani değişiklikten kaynaklanır. Radarda bu lobların iptal edilmesi için kullanılan en yaygın yöntem, çıkış sinyal demetinin frekans ağırlıklandırma yöntemidir. Ağırlıklandırma 2 biçimde uygulanabilir: birisi uygun pencere uygulanması ve gönderilen sinyal kılıfını değiştirmek ve bir diğeri uygun filtre darbe yanıtının değiştirilmesidir. Birinci yöntem genellikle kullanılmamaktadır. Zira dokulara gönderdiğimiz enerji sınırlamasından en fazla yararı elde etmek isteriz ve olabilecek en fazla enerjiyi intikal ettiririz. Uyumsuz filtre olarak anılan uygun filtre ağırlıklandırma uygulaması, her ne kadar SNR değerlerini optimal değerlerinden aşağıya çekecek olsa da, ancak bu azalma oranı o kadar fazla olmayacak ve buna karşılık yan lobların azalmasını da peşinden getirecektir [22].

Ancak bu yöntem, filtrenin şeklinin değişmesiyle dönüştürücünün bant genişliği esaslarına göre filtrenin dönüştürücü darbelerin yanıt değişimi ile dayanıksız olur. Buna rağmen dönüştürücünün kendi sıkıştırma filtersi üzerindeki etkisi, bir çeşit ağırlıkla azaltmaktır. Her ne kadar tam optimal değilse de, yan lobların düşürülmesi için yararlıdır.

### 3.3. Kodlu Uyarım Yönteminde Çeşitli Uyarım Sinyalleri

Kodlu uyarım yönteminde kullanılan sinyaller 2 grup olarak; analog sinyaller ve ikili kodlar olarak ayrılırlar. Bu yöntemde kullanılan en yaygın analog sinyal FM sinyalleridir. Bunlarda faz sürekli olarak zamanla değişmektedir. Bu sinyal, kendine özgü özellikler taşımakta olup, aşağıda da bunlara değineceğiz.

#### 3.3.1. Doğrusal FM sinyali

Doğrusal FM sinyali (Chirp) kodlu uyarım sistemindeki en olağan uyarım sistemidir ve genel olarak aşağıdaki bileşen gibi tanımlanmaktadır [23, 24].

$$s(t) = \exp \left[ j2\pi \left( f_0 t + \frac{B}{2T} t^2 \right) \right]; \quad \frac{-T}{2} \leq t \leq \frac{T}{2} \quad (3.5)$$

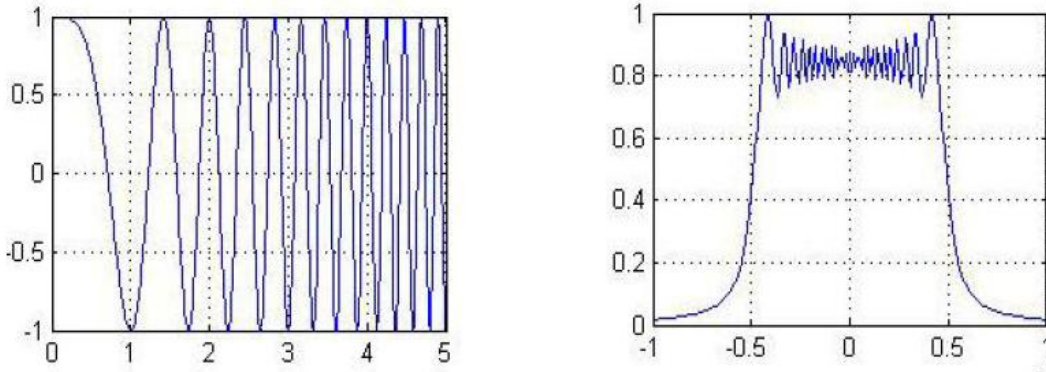
Bu denklemde  $f_0$  merkez frekansı,  $T$  sinyal uzunluğu,  $B$  sinyal tarafından süpürülmüş olan toplam bant genişliğidir. Bu sinyalin spektrumu (Ani dönüşümü) aşağıdaki denklemden elde edilmektedir:

$$s(f) = \frac{1}{\sqrt{2B}} e^{-j\pi \frac{2T}{B} \mathcal{S}(X_1) + C(X_2 = j(s(X_1) + s(X_2)))} \quad (3.6)$$

Bu denklemlerde  $X_1 = \sqrt{2D(\frac{1}{2} - \frac{f}{B})}$ ,  $X_2 = \sqrt{2D(\frac{1}{2} + \frac{f}{B})}$  bant zaman genişliğinin çarpımıdır ve  $S(.)$  ve  $C(.)$  ise aşağıdaki gibi tanımlanan Fresnelin integralleridir:

$$C(x) = \int_0^x \cos\left(\frac{\pi}{2} y^2\right) dy, s(x) = \int_0^x \sin\left(\frac{\pi}{2} y^2\right) dy \quad (3.7)$$

Fresnel integrali ve çizgisel FM sinyalinin ani değişimi, Şekil 3-5'de gösterilmiştir. 50'den daha büyük TB çarpımı için çizgisel FM sinyali, dikdörtgen kılıfına sahip ve hem zaman ve hem de frekans kapsamında 2. derece faza tabidir. Bu konu; grup gecikmeye tabi ve ani çizgisel frekansa sahip olmasından kaynaklanır.



Şekil 3.4. Fresnel integraller (Sol) ve çizgisel FM sinyali spektrum yamaçları [20].

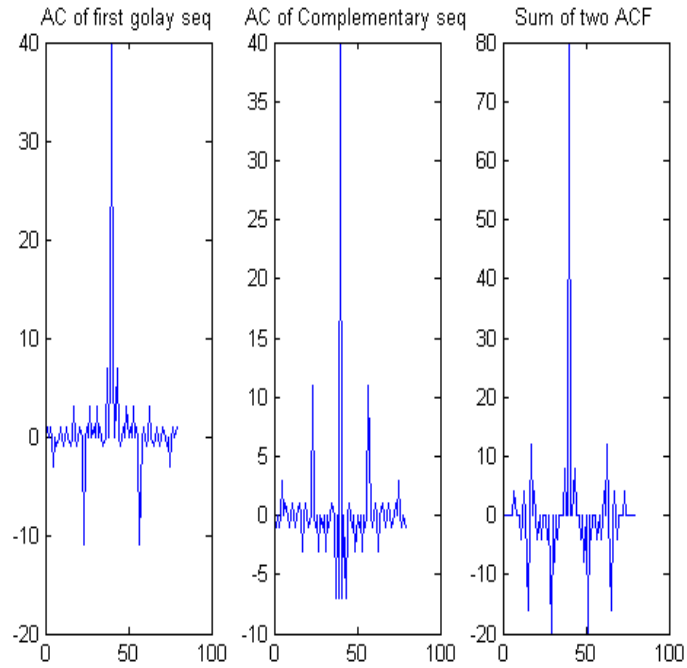
Fresnel integrallardan kaynaklanan dalgalanmaları azaltmak için sinyal yamacı modülasyon yöntemi uygulanır veya sinyalin yükselme zamanı artırılır. Yamaç modülasyonu, FM sinyalinin simetri özelliğine binaen; zaman, frekans ve davranış alanlarında bu sinyalin spektrum dalga şekli, zaman alanındadır. Yükselme zamanının artırılması, bu dalgalanmaların düşürülmesinde en iyi sonucu vermektedir.

### 3.3.2. İkili kodlar

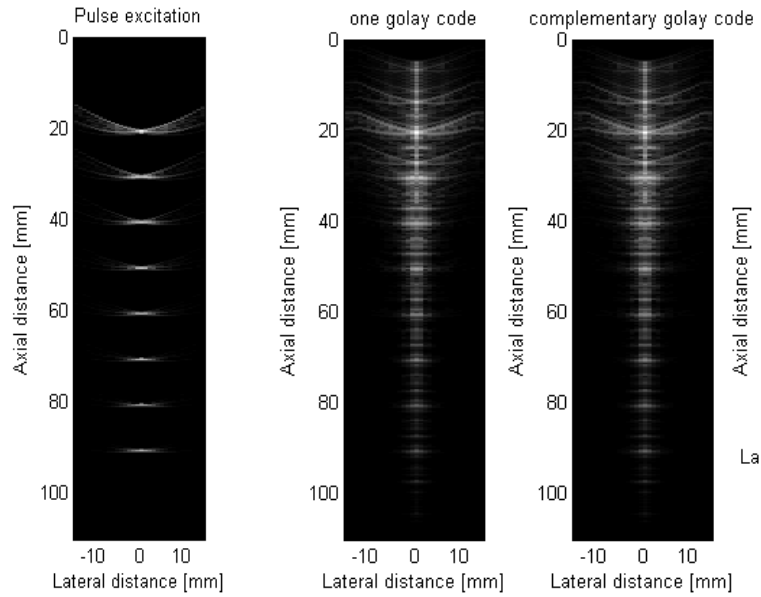
Bu kodlar, Golay üretilmelerinden dolayı uygulama esnasında önem arz ederler. Zira bunları üretmek için iki voltaj düzeyi arasında anahtar (switch) yapmamız yeterlidir. Uyumlu filtre çıkışı, uyarımlı sinyalin özbağlılığına bağlı olduğundan, bu kodların özbağlılığındaki yan lobların oranı görüntüde doğrudan kendilerini uzaysal yan lobları olarak gösterecektir. Bu kodların etkin bant genişliğinin kontrolü için genellikle bunlar üzerinde faz modülasyonu uygulanır. Yani örneğin; bunlar 1 iken, onları 0 fazıyla başlayan birkaç devir (cycle) sinüs dalgası ile modüle ederiz ve -1 olduklarında 180 derece başlangıç fazı ile uygularız. Bu kodların en yaygın olanları:

**Barker Kodu:** Bu kodlar, yan lobların  $1/N$ 'den daha düşük olma şartıyla elde edilir.  $N$  burada kod uzunluğudur [25]. Maalesef bu şartla elde edilen maksimum kod uzunluğu 13'dür ve bunun yan loblara oranı:  $20 \log(1/13) = 22\text{dB}$  ve bu da ultrason sistemlerinde dinamik aralıkta yer almakta olup kullanışlı değildir. 13 uzunluğundaki Barker kodu aşağıdaki uzantıya sahiptir:





Resim 3.2. Golay kodu gösterimi (Sol) ve onun tamamlayıcısı (Ortada) ve bu iki fonksiyonun toplamı (Sağ).



Resim 3.2. Golay kod uyarımı ile elde edilen görüntü ve bunun darbeli uyarımla kıyaslanması.

İkili kodları kullanırken yan lob özelliklerine ilaveten diğer sorunlara da dikkat etmemiz gerekmektedir ve bunların radardan ultrasona kullanımı daha dikkatli incelemeler gerektirir.



Bu kullanım sınırlamaları özetle aşağıdaki gibidir:

- 1- Bu kodlar, dalga şekli fazındaki hızlı değişim esaslarına göre tahrikli dalgadır. Bunların spektrumu daha yüksek harmonikler içerir ve ultrasonda bu harmoniklerin bir kısmı, dönüştürücünün geçiş verme türüne göre iptal edilecek ve bu husus nihai görüntünün yan lobları, bağıl tabiasındaki öngörülen orandan daha fazla olacaktır.
- 2- Bu kodların görüntü yan lobları; zaman-bant genişliği çarpımına eşit olduğundan bu etkiyi azaltmak için bu kodun uzunluğunu artırmak gerekir. Hâlbuki ultrasonda genelde 80-100'den daha uzun kodlar kullanılamaz ve dönüştürücü etkisiyle birlikte görüntüde önemli derecede yan lobların oluşumuna sebep olacaktır.
- 3- Dokudaki zafiyetin varlığı ve bundan doğan frekans kayması, frekans kaymalarına hassas olmayan kodları kullanmayı gerektirir. Halbuki ikili kodların uzunluğu çoğunlukla frekansa bağlı aralıklar içerir ve bu husus bu kodların elverişliliğini azaltmaktadır [29].

### 3.4. Zayıflama Etkisi

Dokunun zayıflama etkisi, ultrason dalgalarından alınan sinyallerde önemli ölçüde frekans kaymasına sebep olacaktır. Bu zayıflama oranı, yüksek frekanslarda daha fazladır ve bu husus alınan sinyallerde orta frekans düşüklüğüne sebep olur. Jensen göstermektedir ki; derinlikle birlikte orta frekans azalma oranı, aşağıdaki çizgisel denklemle ifade edilir [30]:

$$f_{mean} = f_0 - (\beta B_r^2 f_0^2)z \quad (3.8)$$

Bu denklemde  $f_0$  ve  $B_r$  merkezi frekansları ve alınan sinyalin nisbi bant genişliği,  $\beta$  zayıflama frekansına bağlı parametre ve  $Z$  ise dokudaki derinliktir. Örneğin: 4 MHz merkezi frekanslı bir dönüştürücüde ve %65 bant genişliği oranı, 16 santimetre derinliğindeki bu kayma oranı yaklaşık olarak 800 KHz'dir. Doppler kayma frekansı genellikle boyut bakımından bu orandan onlarca kez daha küçüktür. Şayet gönderilen sinyali karmaşık olarak  $\psi(t)$  ile gösterirsek aşağıdaki gibi belirtebiliriz:

$$\psi(t) = \mu(t)e^{j2Rf_0 t} \quad (3.9)$$

Bu denklemde  $\mu(t)$  sinyal zarfıdır. Bu sinyalin dokuya gönderilmesiyle görüntüde bir noktadan yayılmakta olan alınan sinyali aşağıdaki gibi öngörebiliriz.

$$r(t) \cong \mu(t - \tau_0)e^{j2\lambda|(f_0 - f_j)(t - f_u)|} \quad (3.10)$$

Bu denklemde  $T_0$  ve  $f_d$  gecikme oranı ve elde edilen frekans kaymasıdır. Bu alınan sinyale uyumlu filtre yanıtı, bu iki parametrenin belli olmasıyla elde edilir. Uygulama bakımından da  $T_0$  gecikmesinin bilinmesi gerekmemektedir. Zira  $T_0$  değişimleri sadece eko dönüş zamanını değiştirmektedir. Genel olarak ve tüm hususlar dikkate alındığında uyumlu filtre çıkışı tahrik zamanının sonlarında olacaktır [31]:

$$\psi_{out}(t) = e^{j2Rf_0 t} X(\tau - \tau_0, f_m - f_j) \quad (3.11)$$

Burada  $T$  ve  $f_m$  çıkış parametreleridir ve  $X(T, f_d)$  giriş sinyali belirsizlik değişkenidir ve aşağıdaki gibi tanımlanır.

$$X(\tau, f_d) = \int_{-\infty}^{\infty} \mu(t)\mu(t - \tau)2^{erffed} dr \quad (3.12)$$

Görüldüğü gibi zayıflama olmadığı hallerde ( $f_m - f_d = 0$ ) uyumlu filtre çıkışı, giriş sinyaline bağlı olacaktır. Son denklemdeki belirsizlik değişkeni zayıflama etkisini açıkça göstermektedir. Zira uyumlu filtre çıkışı, değişken frekanstaki zayıflamaya rağmen bu frekanstaki bu değişkenin eğiminin kesiti ile elde edilir.

Tamamlayıcı Golay kodları, zayıflamaya rağmen birbirlerinin yan loblarının tamamını etkisiz kılmamakta ve 0,7 Db/(MHz.cm) zayıflamaya rağmen bunları yaklaşık olarak 25 dB artacaktır. Hâlbuki çizgisel FM sinyali, zayıflamaya karşı daha dayanıklıdır [31,32].

### 3.5. Dekanülasyon (Decanulation) Yönteminin Kullanımı

Dekanülasyon yönteminin kullanılmasındaki amaç, yaygın olarak kullanılan uzaysal yan lob etkisini oluşturmadan tahrik yöntemine göre SNR değerini artırmaktır [33]. Bu sistemde SNR artışı, darbe uzunluğu artırılarak (ve sonucunda gönderilen gücün artması) yapılmaktadır ve ardından dekanülasyon filtresi görüntünün çözünürlüğünü geri getirmek için eklenir. Bu sistem, sinyal sıkıştırma sisteminin tersine uzaysal yan lobların oluşmasına sebep olmamakta ve bu filtrenin uygun şekilde tahrik dalgası seçilerek ters filtre dönüştürmeye çalışılır. Sistemin darbe yanıtının dekanülasyonu ( $p(t)$  gibi tahrik değişkeni ile) görüntünün bulanıklaşmasına sebep olur ve öte yandan alınan sinyal gücünü artıracaktır: bulanıklaşmayı ortadan kaldırmak ve görüntünün kalitesini geri kazanmak için ters filtre (Decanulation) kullanılmaktadır. Başka bir deyişle frekans alanında aşağıdaki filtreyi uygularız:

$$D_{rtr}(f) = \frac{1}{p(f)} R(f) \quad (3.13)$$

Bu denklemde  $R(f)$  alınan sinyalin spektrumudur. Ters filtre çıkışı gürültüsüz koşullarda uygun sinyali üretecektir. Ancak gürültünün bulunduğu durumda ve  $P(f) = 0$  alanlarda gürültünün daha fazla güçlenmesine sebep olur. Ters filtrenin bu özelliğini filtre dayanıklılığını en düşük kare ortalama hatası (MMSE) ile güçlendirerek ortadan kaldırmamız ve bu da iyi filtre diye anılan Wiener filtresi ( $B(f)$ ) ile olabilir.

$$D_{out} = B(f)R(f) = \frac{P^o(f)}{|P(f)|^2 + \frac{S_n(f)}{S_h(f)}} R(f) \quad (3.14)$$

Burada  $S_h(f)$  ve  $S_n(f)$  frekans alanda gürültü gücüdür ve bunların oranı SNR oranının tersidir. Wiener filtresi denklemi dikkate alındığında görülmektedir ki; SNR yüksek olduğunda (sistemin gürültüsü az olursa) Wiener filtresi denklemi ideal ters filtre durumuna sadeleşecek ve ayrıca SNR düşük olduğunda denklem şöyle olacaktır:

$$D_{mucted} = P^o(f)R(f) \frac{S_h(f)}{S_n(f)} \quad (3.15)$$

Bu da uygun filtre denkleminin aynısıdır. Dolayısıyla Wiener filtresi, gürültünün yüksek olduğu yerlerde uygun filtre gibi işlev yaptığı sonucuna varılabilir ve gürültüyü yok etme bakımından olumlu olup, ancak yan lobların oluşmasına sebep olacaktır. Ayrıca Wiener filtresi gürültünün az olduğu yerlerde yan lobları kaldıracaktır ve bu filtre gürültü azalmasıyla yan lobların arasında denge kurulmasına sebep olacaktır.

### **3.6. Sentetik Açıklık Yöntemlerinde Kodlu Uyarım Kullanımı**

Sentetik açıklık yöntemlerinde kodlu uyarım kullanılabilir. Bu görüntüleme yöntemleri gerçek zaman kullanımı için saniyedeki çerçeve sayısını daha fazla artırarak ve vücut organlarının hızlı değişimlerini görüntülemek veya 3 boyutlu görüntü elde etmek için kullanılmaktadır. Ancak maalesef saniyedeki yüksek çerçeve sayısı için tasarlanan yöntemler, düşük bir sinyal gürültü oranına sahiptirler ve kodlu uyarım yöntemi ile bu durum mümkün derece telafi edilemeye çalışılır.

Mevcut ultrason sistemlerinde saniyedeki çerçeve sayısı, görüntüdeki tarama hatlarının sayısına bağlıdır ve bu husus saniyedeki çerçeve sayısını 30 ile 40 arasında sınırlamaktadır. Kodlu birkaç ışının eşzamanlı olarak farklı yönlerde gönderilmesiyle saniyedeki çerçeve sayısı artırılabilir. Işınlardan eş zamanlı olarak gönderilmesi, görüntüde ışınların birbirine geçmesine ve kalitesinin düşmesine sebep olur ve dolayısıyla bu yöntem, eşzamanlı olarak gönderilen kodlu uyarım dalgalarının biçiminin ardışık olmasını gerektirir ve bu fasılda uygun özellik içeren kodların ardışıklık oranı bu yöntemin esas sorunudur.

Ardışık dalga şekli oluşturma yöntemlerinden birisi de; mevcut bant genişliğinin frekans bölünme olgusudur. Şöyle ki dalganın her bir şekli ayrı bir frekans bandına sahiptir, ancak bu konu eksenele çözünürlüğü düşürür, zira kodlardan her birisi sadece frekans bandının bir bölümünü kullanır. Diğer bir sorun ise nihai görüntünün çözünürlüğünü, mekâna bağlı olarak uyumsuz kılacaktır.

Çok iyi kullanılabilir olan saniyedeki çerçeve sayısı artırma yöntemlerinden birisi de sentetik gönderici açıklığı yöntemidir (Synthetic transmit aperture, STA). Bu yöntemde fazla veya doğrusal dizilim yöntemi görüntülemenin tersine bir ultrason dönüştürücüsünden sinyal gönderilir ve tüm elemanlar ekoları alır. Sonra demetleme ile bu gönderi için görüntünün tüm hatlarında düşük çözünürlüklü görüntüler oluşturulabilir. Ardından bir

sonraki eleman tahrik olur ve bu işlem onun için de tekrarlanır. Ta ki sonuçta dönüştürücüdeki tüm elemanlardan gönderim yapılmış olur. Bu yöntemde tüm elemanların aynı anda tahriki gerekmemektedir. En sonunda bu düşük çözünürlüklü görüntüler toplanarak nihai görüntü oluşturulur. Bu yüzden saniyedeki çerçeve sayısını tahrik sayısı ile ilişkilendirebiliriz (hat sayısı ile değil) ve bu yöntemle o artırılabilir [35, 36].

Doğrusal dizilim görüntüleme görüntü kalitesinin niteliğini düşürmeden saniyedeki çerçeve sayısı 2 katına çıkarılabilir. Hâlbuki minimum 11 dB bağılılığı bulunan 2 kod uzantısı kullanılmakta ve görüntülemenin nicel azaltılması ile saniyedeki çerçeve sayısı 5 katına kadar artırılabilir.

Öte yandan STA'da uyarılmış 4 gönderi ile fazlı dizilim görüntülemesinde 51 gönderi ile ulaşması mümkün olan SNR değerine ulaşılabilir. Frekans paylaşımındaki kodlama teknikleri de sadece 2 gönderi ile kabul edilebilir çözünürlüğü olan görüntüleri elde etme olanağı sağlamaktadır.

Bu sorunların giderilmesine rağmen STA yöntemi kullanımı, düşük SNR'a sebep olur ve bunu kodlu uyarım ile artırmak mümkündür. STA yönteminde SNR değerini artırmak için grup tahriki veya gönderinin her aşamasında elemanların eşzamanlı tahriki kullanılmakta ve böylece bu yöntemi, dizilimsel görüntüleme yöntemleri ile birleştirmek mümkündür. Genellikle N elemanın eşzamanlı tahriki esnasında bu tahrikleri Hadamart N X N matris satırları ile kodlanırlar [36].

Hadamard matrisi, kare bir matris olup ve 1 ve -1'den oluşmakta ve bunun her iki satır veya 2 sütunu ardışıktır ve tersi ise transpozesine eşittir ve kendisinin katsayılarından ibarettir. 2 sinyalden oluşan kodlamada onun  $X^T = (X_1 \ X_2)$ 'ni aşağıda belirtildiği gibi Hadamart matrisinde 2X2 ile çarparız:

$$HX = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} 1 & 1 \\ 1 & -1 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} = \frac{1}{\sqrt{2}} \begin{bmatrix} x_1 + x_2 \\ x_1 - x_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \end{bmatrix} = Y \quad (3.16)$$

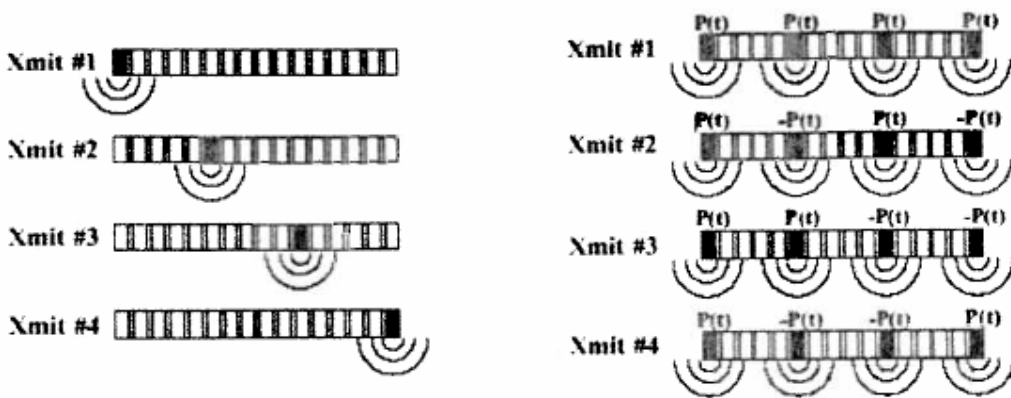
Ve kod çözme esnasında bu matrislerin özelliklerine binaen temel sinyaller geri alınabilir:

$$H^T Y = \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \end{bmatrix} \quad (3.17)$$

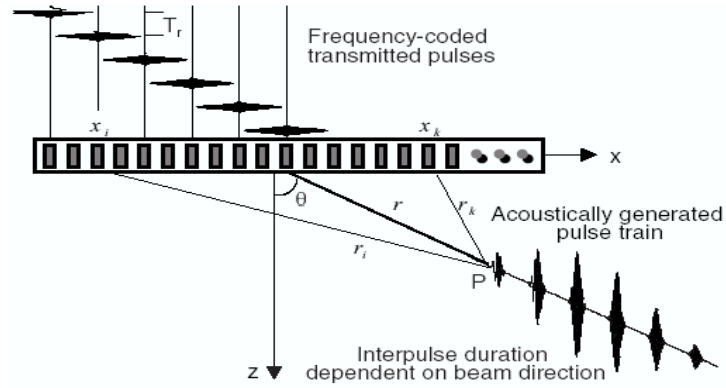
Ve bu yöntemle göndermek için ardışık sinyaller elde edilebilir ve böylece iç içe girme etkisini (cross-talk) en aza düşürür. Hadamard'ın uzay kodlaması kullanılarak SNR'nın  $10 \log M$  oranında arttığı görülmüştür [35] ve burada  $M$ , dönüştürücüde eş zamanlı olarak tahrik edilen unsur sayısıdır. Örneğin  $4 \times 4$  matrisi kullanılarak tahrik sıraları Şekil 3.8'de gösterilmiştir [37].

Ayrıca son zamanlarda kodlu uyarım olgusunun kullanılmasıyla ultrason görüntülemesi için özel bir yöntem önerilmiştir [38]. Bu yöntem uzay-zaman kodlaması yapısal esaslara dayanmakta olup, dönüştürücünün her bir elemanı  $T$  uzunluğunda eşit bir dalga gönderir ve bu dalgalar farklı taşıma frekanslarına sahiptir. Şekil 3.9'da bu yöntemde gönderi sırası gösterilmektedir.

Dönüştürücü elemanları,  $T_r$  sabit gecikmesi ile darbeler gönderir ve bu Pulse'ların toplamı görüntünün her bir noktasında bu darbeler toplamının birbiri ile yığılmaya ve farklı aralıkları bulunan pulsları olan bir dizilimi oluştururlar.



Şekil 3.5. STA yönteminde 4 gönderi için sıralama şeması solda; mevcut yöntem ve sağda Hadamard uzay kodlaması kullanılarak. Sağdaki durumda bu ekolar Hadamard ters matrisi ile kod çözülür.



Şekil 3.6. Uyarım için önerilen şema, farklı özellikleri olan darbe dizilimlerinin oluşmasını sağlar [38].

### 3.7. Bölümün Özeti

Bu bölümde kodlu uyarım yönteminde kullanılan usul ve yöntemler ve sinyalleri inceledik. Kodlu uyarım sistemi, sinyal gürültü oranını diğer yöntemlerden daha iyi bir biçimde artırabilir. Bu yöntemin kullanımı için en yaygın mekanizma; uygun filtre esaslarına dayalı darbe sıkıştırma yöntemini kullanmaktır, ancak bu yöntemin kullanılması nihai görüntüde uzaysal yan loblarının oluşmasına sebep olacaktır. Bu lobların bir kısmı uyumlu filtrenin ağırlıklandırılması ile telafi edilecektir. Kodlu uyarımda kullanılan sinyaller: Chirp ve ikili sinyallerinden ibarettir. Chirp sinyal şeklinde kimi değişikliklerle frekans alanındaki dalgalanmalar azaltılabilir. İkili kodlar da yararları ve zararları dikkate alınarak kullanılabilir. Kodlu uyarım yönteminde kullanılan bir başka mekanizma; dekanulasyon yöntemidir. Ancak bu yöntemin kullanılması, Wiener filtresi kullanımını ve sistem gürültüsünün istatistiksel özelliklerinin bilinmesini gerektirir. Daha fazla kolaylaştırmak adına, dönüştürücüden yeteri ölçüde mesafede bulunan noktalarda filtre işlemi yapılabilir. Ayrıca saniyedeki çerçeve sayısının artırılması için tasarlanmış olan yöntemlerde sinyal gürültü oranını iyileştirmek için veya darbe uzantısının üretimi için özel uyarım yöntemleri kullanılabilir.

#### 4. KULLANILAN YÖNTEM

Bu bölümde ultrason görüntüleme de sinyal gürültü oranını (SNR) artırmak için ultrason dönüştürücüsünün uyarım sinyalinin uygun bir yöntemle kodlanması ele alınmıştır. Ultrasonik dönüştürücü basit bir darbe uyarımı yerine kodlama yöntemiyle kodlanarak uyarılır. Bu bölümde tezde uygulanan kodlama yöntemleri hakkında bilgi verilmiştir. Bu yöntem, diğerlerine göre sinyal gürültü oranındaki iyileşme miktarı dikkate alınarak karşılaştırılmıştır. Simülasyon yardımı ile bu yöntemin işlevselliği incelenmiştir.

Önceki bölümde kodlu uyarım yöntemi ile daha uzun şekilli dalgalar oluşturularak ve sonucunda dokuya daha fazla enerji gönderilerek daha fazla nüfuz derinliği ve daha nitelikli görüntüler elde edilmesi hakkında bilgiler verilmiştir. Ayrıca hasta güvenliği dikkate alındığında ve dokuya gönderilen ileti gücünün sınırlı olmasından dolayı dokuya daha fazla enerji göndermek için dalga boyunu artırmak gerektiği açıklanmıştır. Öte yandan maalesef uyarım sinyallerinin zaman uzunluğunun artırılması, görüntülerdeki aksenel çözünürlüğün azalmasına sebep olmuştur ve bundan dolayı RF sinyalleri üzerinde bir çeşit nihai işlem yapılması gerekmektedir. Bu hususta kullanılan yaygın yöntemlerden birisi; alınan ekoların zaman yaygınlığını azaltmak için uyumlu filtre kullanma yöntemidir. Bu yöntem darbe sıkıştırma yöntemi olarak da anılmaktadır. Bu yöntem aksenel çözünürlüğün artmasını sağlamaktadır. Bu yöntem daha önceleri radar ve sonar sistemlerinde kullanılmıştır. Ultrason sistemlerinde sınırlı olarak kullanılmasının sebebi ise uyarım devrelerinde ek donanım karmaşıklığına neden olmaktadır ve dokudaki ultrason sinyalinin zayıflamasından dolayı oluşan sorunlar ortaya çıkmaktadır.

O'Donnell ilk kez ultrasonda kodlamalı uyarım yöntemini tanıtmıştır [9]. Bu yöntemle sinyal gürültü oranı en fazla 20 dB artmaktadır. Ancak kabul edilebilir bir çözünürlük elde etmek için zaman alanında sinyalin daha fazla sıkıştırılması ve ayrıca daha küçük yan lobların oluşması için bu oranın yaklaşık olarak 10-15 dB ile sınırlandırılması gerekir [20]. Kodlanmış uyarım yöntemindeki en yaygın yaklaşımlardan birisi doğrusal FM sinyali kullanılmasıdır [21, 23, 24]. Ayrıca bunun uyumlu filtre çıkışında daha az yan lob oluşturması, uyarım bant genişliğinin etkin kontrolü ve ultrasonda doku zayıflamasına daha dayanıklı olması gibi uygun özelliklerinden dolayı kullanılmıştır.



Doğrusal FM sinyali aşağıdaki gibi tanımlanır:

$$s(t) = a \cdot \cos \left[ j2\pi \left( f_0 t + \frac{B}{2T_{chirp}} t^2 \right) \right] \quad ; \quad \frac{-T_{chirp}}{2} \leq t \leq \frac{T_{chirp}}{2} \quad (4.1)$$

Bu denklemde  $f_0$  merkez frekansı,  $T$  sinyal uzunluğu ve  $B$  ise sinyal tarafından taranan toplam bant genişliğidir. Bu sinyalin anlık frekans değeri aşağıdaki gibidir:

$$f_i(t) = \frac{d \left( f_0 t + \frac{B}{2T_{chirp}} t^2 \right)}{dt} = f_0 + \frac{B}{T_{chirp}} t \quad (4.2)$$

Burada doğrusal ilişki zamana göre olup ve  $T$  zamanında bant frekansının hangi bölgesinde daha fazla sinyal enerjisi odaklandığını göstermektedir. Bu sinyalle kodlanmış bir uyarım göstermek için bu dalga şekli dönüştürücüye uygulanır ve elde edilen ultrason sinyali dokudan geçer. Uygulamada doku ile dönüştürücüden oluşan yapı  $g(t)$  dönüştürme değişkeni olan bir sistem olarak öngörülebilir. Bu sistemden alınan eko RF sinyalleri uyumlu bir filtreden geçirilmektedir. Bu durumda aşağıdaki yanıt darbeye uyumlu bir filtre uygulanarak çıkış SNR değerinin artırılması için mümkündür:

$$h(t) = s(T_{chirp} - t) \quad (4.3)$$

Bu denklem frekans alanında aşağıdaki gibi olacaktır:

$$H(f) = e^{-j2\pi f T_{chirp}} S^*(f) \quad (4.4)$$

Şu ana kadar gönderilen dalga şeklinin öngörülen sistem ile uyumlu olması halinde sinyal gürültü oranının artmasının mümkün olduğu gösterilmiştir. Bu yöntemdeki esas olgu, uyarım sinyal spektrumunu  $G(f)$  sistemi dönüştürme değişkeniyle simüle etmektir ve böylece çıkış SNR değerinin iyileşmesi beklenmektedir. Uyumlu filtre dönüştürme değişkeni de bu sinyal spektrumuna uyumlu olmasından dolayı uyarım sinyali spektrumu  $|S(f)| = |G(f)|$  olarak seçilmesi durumunda uyumlu filtrede bu değişken görülmüş ve daha fazla uzantısı olan frekansları önlemek için yeniden güçlendirir ki,

genellikle uyarım  $|S(f)| = \sqrt{|G(f)|}$  formülü ile uygulanır ve telafi edilme hususu uyarım sinyalleri ile uyumlu filtre arasında paylaştırılır. Bu seçimin benzeri, telekomünikasyon alanında PAM (Pulse Amplitude Modulation) sistemlerinde verici tasarımı esnasında yapılmaktadır ve böyle bir seçimin SNR bakımından uygun seçim olduğu gösterilmiştir [40].

#### 4.1. Simülasyon Sonuçları

##### 4.1.1. Simülasyonda kullanılan ortam

Tezde kullanılan yöntemin simülasyonunda Field II programından faydalanılmıştır [42, 43, 44]. Bu program akustik dalgaların yayılımını hesaplamakta, dalga şiddeti ve dönüştürücü simülasyonlarının yapılmasını sağlamaktadır. Modern ultrason tarayıcıları, yüksek çözünürlüklü ve yüksek kontrastlı görüntüler elde edebilmek için bir dizi dönüştürücü kullanmaktadır. Çok elemanlı dönüştürücüler, ultrason ışınını yönlendirmek ve çok sayıda odak bölgeleri elde etmek için kullanılır. Apodizasyon yan lob seviyelerini azaltmak için kullanılır ve böylece görüntünün dinamik aralığında artış elde edilir. Ayrıca birçok dizi dönüştürücü geometrileri küçük faz dizilimli problemleri vardır. Bu dönüştürücülerin optimizasyonu yazılım kullanılarak kolaylaştırılmıştır. Field II programı birçok üniversite tarafından başarıyla kullanılmıştır ve gerçek ölçümler ile karşılaştırıldığında doğru sonuçlar vermiştir. Bu program uzaysal dürtü yanıtları, doğrusal yayılımı varsaymaktadır. Bu işleyle dönüştürücünün uyarımı ve her türlü ultrason alanları bu yöntemle hesaplanabilir. Programda dönüştürücünün yüzeyi dikdörtgenler ve uzak-alan yaklaşımına bölünür, bunlar hızlı hesap yapmak için kullanılır. Field II programının ana amacı, bir ultrason tarayıcı görüntüsünü simüle etmektir. Çoklu dönüştürücüler program tarafından ele alınabilir. Doğrusal, faz evreli ve 2 boyutlu matris dizileri tanımlamak için çeşitli komutlar verilmiştir. Yayılan darbe-ekoları ve dağılan alanlar hesaplanmaktadır. Dönüştürücüler değerlendirilerek bilgisayarda fantom görüntüler elde edilmektedir [30]. Yaklaşım, ultrason alanını bulmak için doğrusal sistemler teorisi üzerine dayanır. Bu uzaysal dürtü yanıtı aracılığıyla yapılır. Bu tepki, zamanın fonksiyonu olarak uzayda belirli bir noktada yayılan ultrason alanını verir, dönüştürücü Dirac delta fonksiyonu tarafından uyarılır. Uzaysal dürtü yanıtı bir nokta tarafından yayılan bir küresel dalga için alınan yanıtı eşittir. Program her türlü ultrason dönüştürücülerini ve ilişkili görüntüleri simüle edebilme kapasitesine sahiptir. Dönüştürücülerin odaklama ve apodizasyonu dinamik

olarak kontrol edilebilir. Böylece ultrason görüntüleme sistemlerinde beklenen her türlü işlemi simüle etmek mümkündür. Program, bir C programından oluşur ve bir dizi Matlab m-fonksiyonu içerir. Tüm hesaplamalar C programı tarafından gerçekleştirilir ve veriler C programı tarafından muhafaza edilir. M-fonksiyonları üç tipte bulunmaktadır; programın başlatımı, dönüştürücüleri tanımlama/manipüle etme ve hesaplamalar yapmak için kullanılır. Başlatma fonksiyonları Field\_ adı ile başlar, dönüştürücü komutları xdc\_ ve hesaplama işlemleri clc\_ adı ile başlar.

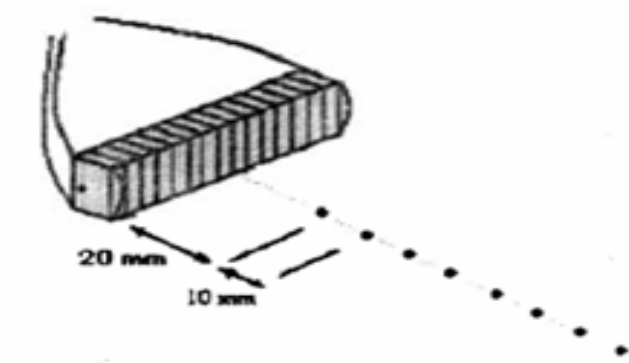
Bu programda dönüştürücüden kaynaklı akustik basınç alanı şiddetinin ve alan ve mekân değişken yanıt darbesinin hesaplanması için aşağıda belirtilen yüzey entegral denkleminin nümerik çözümü kullanılmıştır. Bu integral Huygens ilkesinin bir başka açıklama biçimidir:

$$h(\vec{r}, t) = \int_s \frac{\delta(t - \frac{|\vec{r} + \vec{r}_1|}{c})}{|\vec{r} + \vec{r}_1|} dS \quad (4.10)$$

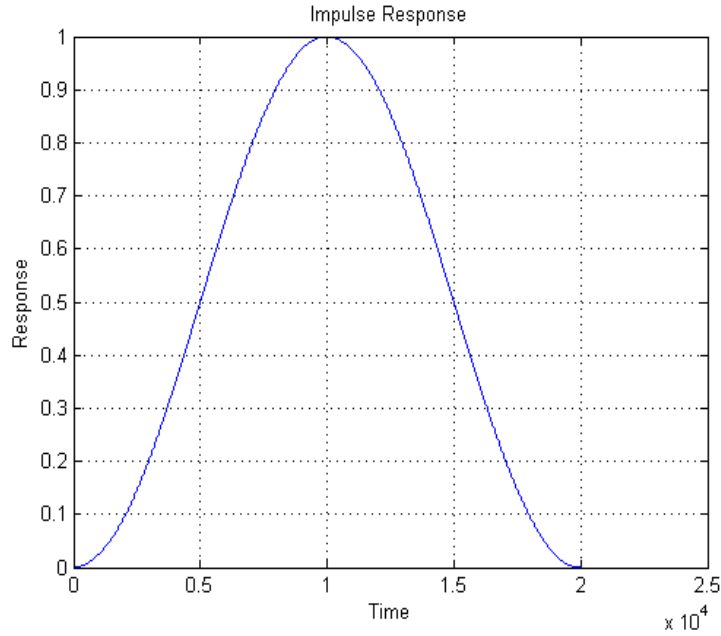
Bu denklemde;  $S$  dönüştürücü elemanlarının toplam yüzeyi,  $\delta$  direk delta değişkeni,  $\vec{r}_1$  dönüştürücü yüzeyindeki konumu,  $\vec{r}$  ise alan noktalarındaki konumunu göstermektedir. Bu integral hesaplanırken dönüştürücü yüzeyi daha küçük yüzeylere bölünür ve bu yüzeylerin her birinden elde edilen alan birbiri ile toplanır.

Tezde kullanılan yöntemin uygulanması için öncelikle dağıtıcı üzerinde 10 mm aralıklarla 8 noktadan oluşan bir fantom seçilir ve ilk nokta, dönüştürücü yüzeyinden 20 mm mesafede başlamaktadır ve Şekil 4.1 de gösterilmiştir. Bu fantomlar öngörülen dönüştürücü için nokta yayılmasına bağlı alansal değişiklikleri açıkça gösterdiği için seçilmiştir [45]. Dönüştürücü merkez frekansı 4 MHz ve onun yanıt frekansı Resim 4.2'deki gibi öngörülmüştür. Örnekleme frekansı 100 MHz seçilmiştir. Elde edilen sonuçların, analiz sonuçlarına ne kadar daha yakın olmasını istersek dönüştürücünün frekans yayılımına göre GHz mertebelerinde örnekleme frekansı kullanmalıyız. Ancak genellikle simüle etme süresini düşürmek için örnekleme frekansını ve tahmini

hesaplamaları kullanmamız daha iyi olacaktır. Burada da bilmekteyiz ki; hiçbir enerji yanıtta kaybolmamaktadır [46].



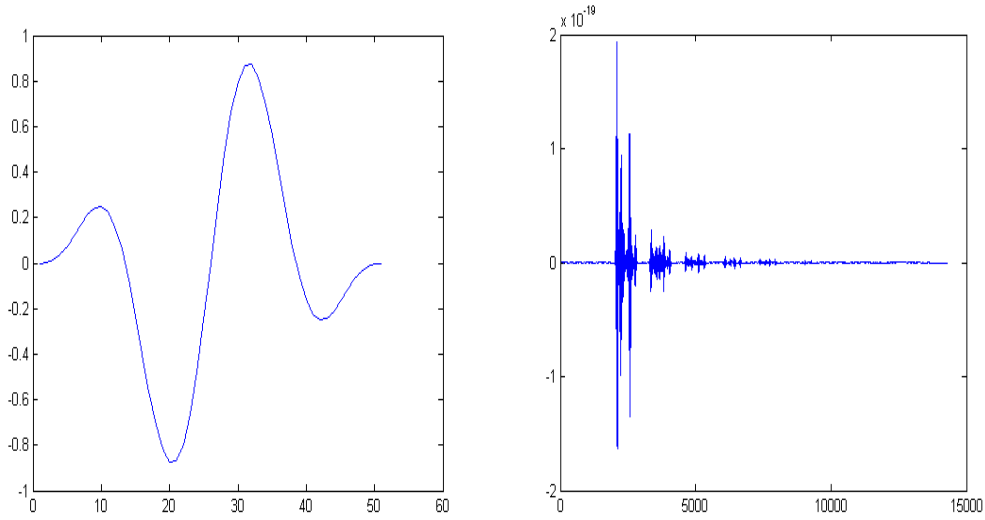
Şekil 4.1. Fantomda yayılma yapan noktaların dağılım biçimi [15].



Resim 4.1. Simüle edilen dönüştürücünün frekans yanıtı.

#### 4.1.2. Kullanılan yöntemin simülasyonu

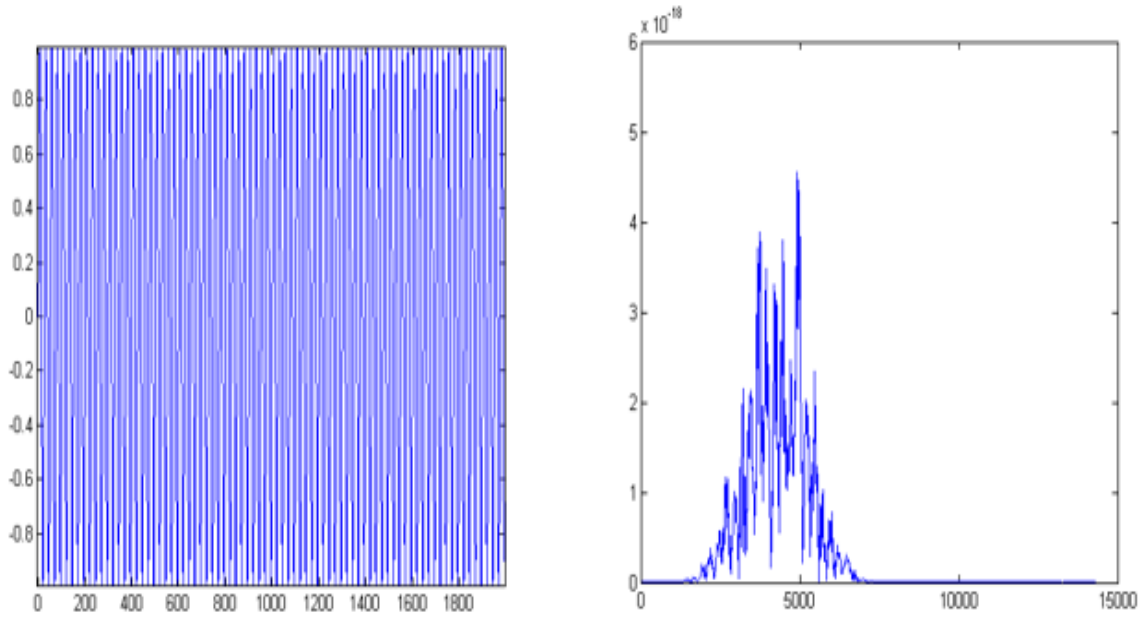
Kullanılan yöntemin simülasyonu için; darbeleri uyarım ve bir ucu gittikçe daraltılan (tapered) chirp sinyali uyarımı kullanılmıştır. Bu iki uyarımdan elde edilen sonuçlar karşılaştırılmıştır. Darbeleri uyarım uyguladığımız takdirde elde edilen RF sinyali Resim 4.3'te gösterilmiştir. Bu veriler dinamik odaklama kullanılarak elde edilmiştir.



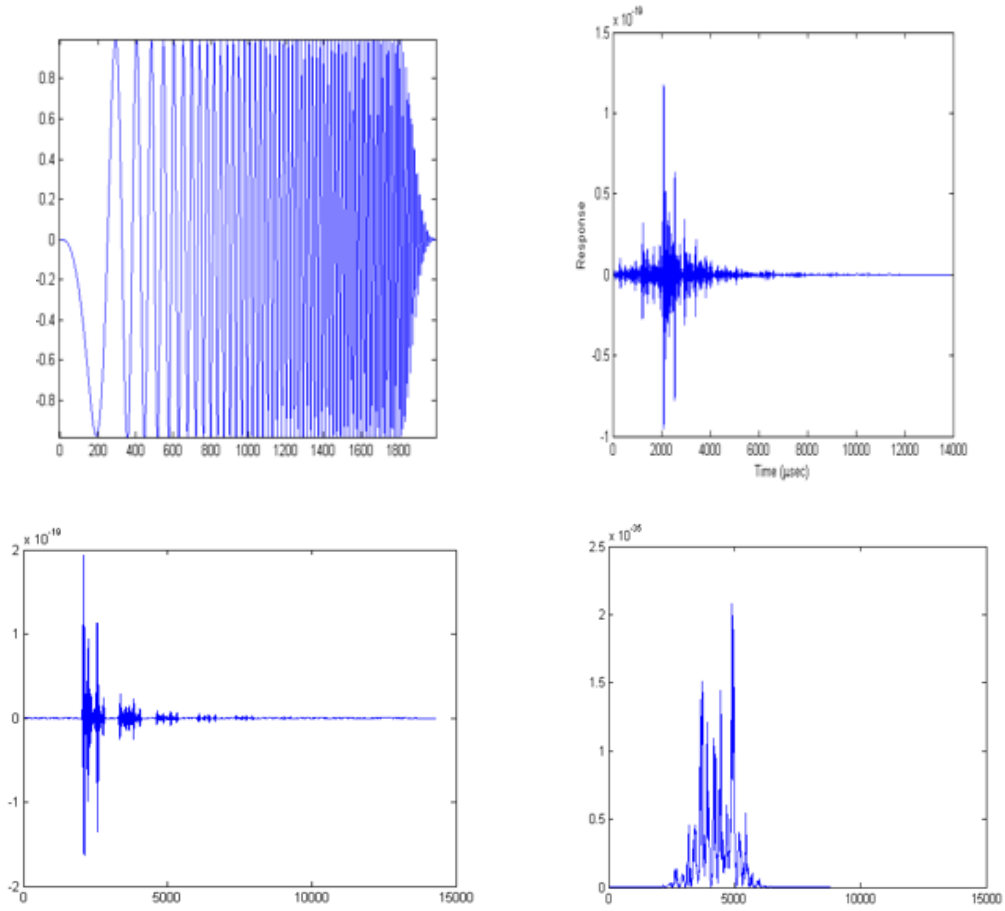
Resim 4.2. Darbeli uyarım için seçilen sinyal (Sol) ve ondan elde edilen eko sinyali (Sağ).

Chirp uyarımı ve frekans yanıtı, Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Bu tezde uygulanan sinyal ve onun spektrumu Şekil 4.5'te gösterilmiştir. Uyarım sinyali üzerinde bir ucu daraltma işlemi (tapering) uygulanmaktadır. Frekans yanıtı olan sinyalin uzunluğu ve şekli, darbeli sinyalden elde edilen gibidir. Farkı ise bundaki enerji dağılımı muhtelif frekanslarda farklılık gösterir. Yukarıda belirtilen uyarım uygulanmasından sonra elde edilen RF sinyali, Şekil 4.5'de (altta) gösterilmiştir. Görüldüğü üzere eko sinyalinin etekleri, darbeli uyarıma göre artış göstermiş ve dolayısıyla bunun belirteç kriteri daha yüksek seçilebilir ve gürültüyü daha fazla düşürmek mümkündür.

İster darbeli uyarım ister kodlu uyarım kullanılsın her iki durumda da görüntü oluşturma adımları benzerdir. Görüntü oluşturma; eko zarflarının elde edilmesi, logaritmik sıkıştırılması ve ardından onun gri seviyeli olarak olarak gösteriminden ibarettir. Uyumlu filtre çıkışında yan lobların azalması amacıyla bu sinyal üzerinde tapering işlemi uygulanır. Bu işlem darbe uzunluğunun başlangıcı ve sonunda olan 1/10 uzunluğundaki Chebyshev penceresinin uygulamasından ibarettir.



Resim 4.3. Chirp sinyali (Sol) ve frekans yanıtı (Sağ).

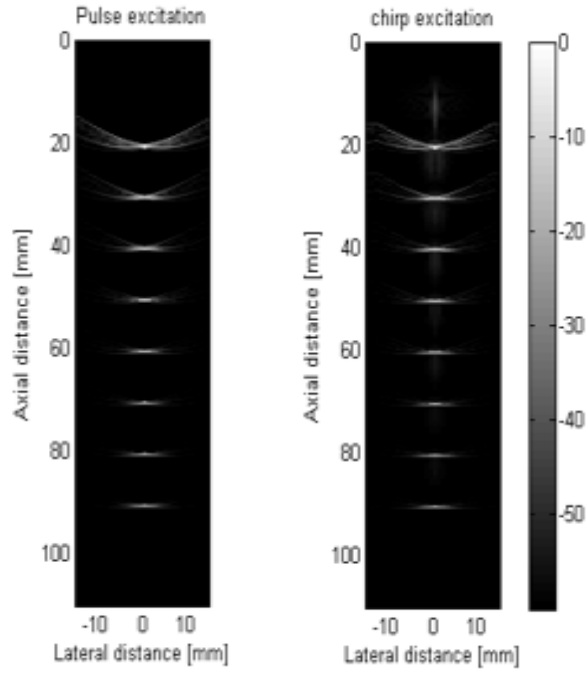


Resim 4.4. Bir ucu daraltılmış (Tapered) doğrusal FM sinyali (Sol üst), ondan elde edilen yanıt (Sağ üst), uyumlu filtre uygulandıktan sonraki yanıt (Sol alt) ve onun frekans yanıtı (Sağ alt).

Bu işlem aynı zamanda chirp sinyali spektrumunda Fresnel dalgalanmalarının azalmasına sebep olur [24]. Çıkış sisteminden bu sinyalin geçmesi ile Şekil 4.5'deki (üst sağ) gibi elde edilir. Ardından bu çıkış, uyumlu filtreden geçirilir ve sonuç Şekil 4.5 (alt sol) oluşur. Görüldüğü gibi chirp uyarım sonucunun; uyumlu filtreden geçtikten sonra Şekil 4.2'de gösterilen darbeli uyarımdan oluşan ekoya çok benzer olduğu görülür, ancak oldukça daha yüksek yamaca sahiptir. Ayrıca bu çıkış spektrumu Şekil 4.5'de (Alt sağ) gösterilmiştir ve Şekil 4.1'de dönüştürücü frekans yanıtı ile kıyaslanabilir.

Çizelge 4.1. Sanal fantom simülasyonunda kullanılan parametreler.

<b>Simülasyon Parametresi</b>	<b>Parametre Değeri</b>
Dönüştürücü merkez frekansı	4 MHz
Örnekleme frekansı	100 MHz
Dönüştürücü elemanları arası mesafe (pitch)	$\lambda/2$
Dönüştürücü elemanları yüksekliği	%95 X $\lambda/2$
Dönüştürücü elemanları sayısı	64
Görüntüleme türü	Doğrusal dizilim
Tarama hatları sayısı	32
Öngörülen sektör	30 mm
Apodization türü (Gönderme ve alma esnasında)	Hanning penceresi
Gönderme esnasında fokus	70 mm.'de sabit
Alma esnasında fokus	Her 10 mm. fokus dinamik başlangıcı 40 mm.

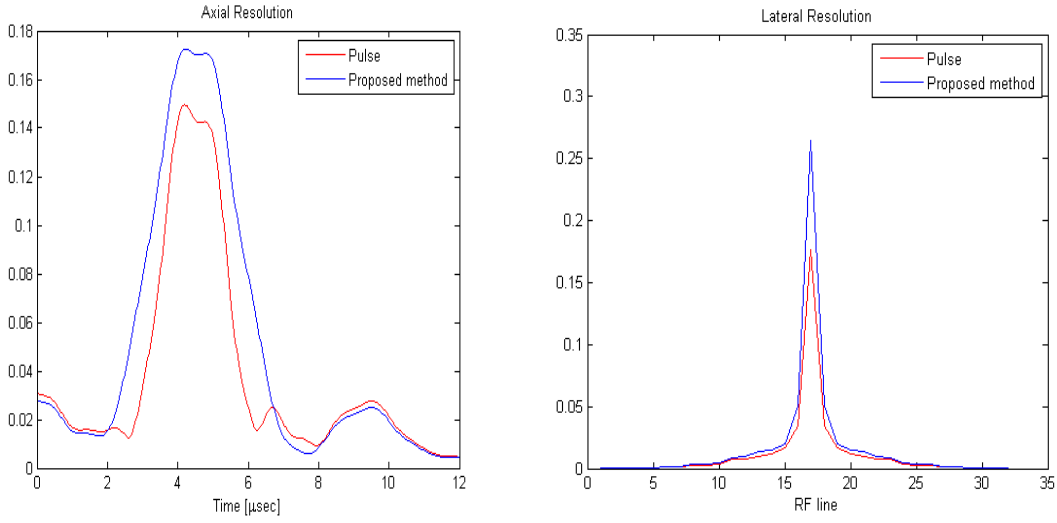


Resim 4.5. Sanal fantomdan darbeli uyarım durumunda elde edilen ultrason görüntüsü (Sol) ve bir ucu daraltılmış chirp uyarımlı ultrason görüntüsü (Sağ).

#### 4.1.3. Çözünürlük kıyaslaması

Her iki yöntemdeki çözünürlüğün kıyaslanması için her iki aksel ve yanal çözünürlükleri inceleyelim. Aksel çözünürlük hesaplanması yapılan işlemlerle kolaydır. Zira RF sinyalinde bir noktadan yayılan ve elde edilen eko zarfının hangi genişlikte olduğunu bilmemiz yeterlidir ve ardından bunları aksel düzlemde birbiri ile kıyaslarız. Yanal çözünürlük için aksel düzlemindeki hat ortalamaları kullanılır ve bunları dönüştürücü elemanlar düzleminde gösterip, birbiri ile kıyaslarız. Bu yöntemlerdeki aksel ve yanal çözünürlükler Şekil 4.7’de gösterilmiştir. Bu şekle göre; önerilen yöntemde çözünürlük oranının fazla arttığı sonucu alınmıştır.





Resim 4.6. Eksenel çözünürlük grafiği (Sol) ve yanal çözünürlük grafiği (Sağ).

#### 4.1.4. SNR kıyaslaması

SNR iyileşmesi doku ile ilgili bilgilere bağlı olduğundan iyileşme oranını genel durumda belirlemek mümkün olmayıp, ancak simülasyon yapılan fantomda aynı yayılma gücü olan münferit noktalar kullanıldığından bu noktaların zarf sinyalindeki eteği sinyal artışı için uygun bir kriter olarak öngörülebilir. Simüle edilen fantomda Şekil 4.6 dikkate alınarak darbe uyarıma etek oranı 0.18 değerinden bu yöntemde önerilen doğrusal FM uyarımındaki 0,28 değerine ulaştığı görülmüştür. Şayet SNR'yi aşağıdaki denklemlerle dikkate alırsak [18]:

$$SNR = 10 \log \frac{\max \{Env \{s_1(t)\}^2\}}{E \{n(t)\}^2} \quad (4.14)$$

Bu denklemde  $Env \{s_1(t)\}$ 'yi alınan eko sinyal zarfı 4.11 denklemine uygun olarak ve  $E \{n(T)\}$  sistemin ortalama gürültüsüdür. Bu durumda önerilen yöntemdeki SNR artış oranı chirp uyarımına göre aşağıdaki gibi olacaktır.

$$GSNR = 10 \left( \log \frac{\max [Env \{s_i(t)\}^2]_{Nen-FM}}{E \{n(t)\}^2} - \log \frac{\max [Env \{s_i(t)\}^2]_{Chrip}}{E \{n(t)\}^2} \right) \quad (4.15)$$

Her iki yöntemde de uyarım sinyali uzunluğu ve eteği aynı olduğundan dolayısıyla her iki durumda da gürültü değerinin aynı olması gerektiği tahmin edilebilir. Bu tahmin, zarf sinyal bandının genişliğinin değişmesi dikkate alındığında tam doğru bir tahmin olmadığı, ancak simülasyon sonuçları önerilen yöntemde bant genişliğinin cüzi miktarda azaldığını göstermiştir. Dolayısıyla hatta bu gürültü değeri, önerilen yöntemde azalmaktadır. Bu tahmin dikkate alındığında:

$$GSNR = 20(\log \max[Em\{s_j(t)\}]_{Non-Fm} - \log \max[Em\{s_j(t)\}]_{Chrip}) \quad (4.16)$$

Şekil 4.7’de ölçülen etekleri, bu denkleme yerleştirirsek şu elde edilecektir:

$$GSNR = 20(\log(0.28) - \log(0.18)) = 1.53dB \quad (4.17)$$

Dolayısıyla önerilen yöntemde SNR değeri 3.8377dB oranında iyileşmekte ve bu da önerilen yöntem nisbi çözünürlüğü korumakla SNR değerini artırdığını göstermektedir. Ayrıca önerilen kare dalgalarla uyarım sinyallerinin yapılması durumunda SNR’deki iyileşme oranı bir daha  $20 \log \frac{4}{\pi} = 2.0982dB$  oranında artacaktır.

#### 4.2. Yan Lobların Azalması

Önceki bölümde; uyarılmış uyarım mekanizması etkisi ile oluşan görüntüde oluşan uzaysal yan loblarının sıkıştırma mekanizmasının zati bir bölümüdür ve bunun temel sebebi ise sinyal spektrumundaki ani değişikliktir. Elde edilen görüntülerde bu etkilerin azalması için bu araştırmada birkaç yöntem kullanılmıştır ki, aşağıda bunlara değinilecektir.

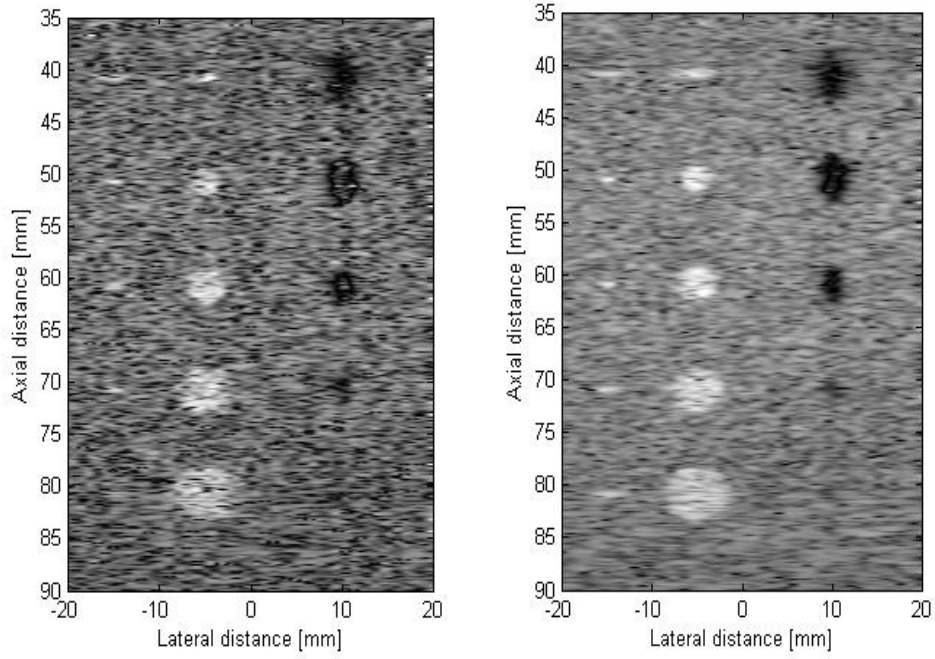
#### 4.3. Yöntemin Anatomik Fantom Üzerinde Uygulanması

Anatomik fantomlarda öngörülen yöntemlerin gerçek insandan elde edilen görüntülere benzemesi için çaba gösterilmektedir. Zira sürekli olarak sanal fantom üzerindeki yöntemimizin sonuçlarını görmekle beraber, sorunların giderilmesi ve onun gerçek

görüntüler üzerindeki etkisini görmek isteriz. Bu fantomların simülasyonu, yayın yapan noktalardan oluşan alanın simülasyonu ile ve ardından bu alanların toplanması ile elde edilir. Bu simülasyonda görüntüdeki RF çizgileri, yayın yapan noktaların yanıtların toplamının hesaplanmasıyla elde edilir. Şöyle ki her bir noktanın yayım gücü, yoğunlaşma ve ses hızı ile dokudaki değişiklik biçimine göre belirlenmektedir. Aynı dokuda olan yapılarda tesadüfî olarak dokuda bulunan bu noktalar küresel dağılım ile seçilir ve bunun varyansı bunların doku kesiti yüzeyindeki yayma gücü ile belirlenmektedir [45].

Söz konusu fantomlar, minimum 100.000 yayım noktası veya daha fazla ve 50 ile 128 RF hattı arası ile elde edilmelidir ve kullanılan bilgisayara göre bunların simülasyonu birkaç güne kadar sürebilir. Simülasyon için ilk önce belirtilen noktaların konumu ve eteği, küresel dağılım yöntemi ile belirlenir ve ardından bu bilgiler RF hatları üretimi için farklı yönlerde kullanılır.

Başlangıçta farklı bölgelerde yayılma gücünü gösteren görüntüyü üreterek görüntüleme alanı belirlenir. Bu görüntü her bir bölgede bir faktör vermektedir ve daha önceden küresel yayılım ile elde edilen eteklerle çarpılır ve böylece modeldeki yoğunlaşma ve hız farkını modellemek mümkün olur. Ayrıca öngörülen görüntüde belirli çizgilerle ayrıştırılmıştır. Farklı bölgeler dokular arası sınırların modellerin belirlenmesi ve farklılıktan doğan yansımalar için onların akustik ampedansı kullanılmıştır. Bu yüzden bu sınırlar, öngörülen maksimum faktör değerini gösteren beyaz çizgilerle belirlenmiştir. Söz konusu model 2 boyutlu olmasına rağmen 3 boyutlu durumda da geliştirilmesi mümkündür. 3. Boyut veya derinlik, burada 15 mm. ve ondaki dağılım noktaları homojen dağılım olarak öngörülmüştür. Burada Kist fantom B-mod görüntü hesaplanması için boylamasına tarama yönünde bir fantom oluşturulmuştur ve Resim 4.8'de gösterilmiştir. Bu fantomda yaklaşık olarak 200.000 yayım noktası tesadüfî olarak öngörülmüş, bunların dağılımı küresel olup ve ölçüm sapmaları ise görüntüye göre elde edilir. Öngörülen fantom, faz dizilimli dönüştürücü ile 64 eleman ve 3.5 MHz merkezi frekansla taranmıştır. Elemanlar arası mesafe, dalga boyunun yarısı kadardır ve apodizasyon için Hanning penceresi kullanılmıştır. Gönderim esnasında 70 mm. mesafeye sabit odaklama ve alım esnasında dinamik odaklama yapılmıştır.



Resim 4.7. Anatomik fantom üzerinde önerilen yöntemin uygulanması sonucu elde edilen sonuçların kıyaslanması; doku için öngörülen ve muhtelif noktalarda yayılma gücünü gösteren anatomik görüntü ve bunun muhtelif noktalardaki ışık şiddeti, küresel dağılım ile elde edilen nokta eteklerinin bir faktörü olarak çarpılmıştır.



## 5. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan araştırmaların getirilerini aşağıdaki gibi özetleyebiliriz:

- Önerilen yöntemde zaman genişliğı ve yamacı önceki yöntemlere göre eşit olarak seçilmiştir. Dolayısıyla önceki yöntemlere kıyasla kodlu uyarım sistemi eşit miktarda enerjiyi dokuya aktarmaktadır. Ancak çözünürlük nisbi değerini koruyarak SNR'i artırmaktadır.
- Böyle bir uyarım yansıtıcı katmanlar bakımından nispeten sabit şekli ve takribi yeri bulunan göz gibi alanlarda rahatlıkla kullanılabilir.
- Bu uyarım Chirp uyarım yöntemi gibi ultrason görüntülemeledeki doku zayıflığına karşı esneklik özelliğini korumaktadır. Zira bunun grup gecikme bağıllık şekli düz biçimde olup ve dokudaki mevcut frekans kayması sınırlarında çizgisel gecikme grubu değışkeni olarak davranır.
- Gösterildiğı gibi önerilmiş uyarım sinyallerinde uygulanması daha kolay olan kare biçiminde dalga şekli yapılabilir. Bu yöntemle uyarım için doku bilgilerinin kodlanması sadece bu dalga şeklinin zaman genişliğı ve işaretini değıştirecektir. Buna ilaveten son yöntemin daha yüksek ana harmonik değıri olacaktır.

Bu alandaki sonraki çalışmalar için birkaç öneri sunulabilir:

- Doku zayıflığı veya demetleme operasyonu, bu operasyona çizgisel olmayan biçimde etki eden 2 unsurdur ve daha dikkatli incelenmeleri gerekmektedir.
- Bir diğer öneri genetik algoritması kullanılarak spektrum yönü esaslarına göre ikili sinyallerin yapımı olabilir. Bu yöntemin özelliğı uygulama bakımındandır. Zira bunun uyarım sinyallerinin yamaçları, sadece 2 voltaj düzeyi arasında anahtarlanır ve bunun sorunu uzun hesaplama süresine ek olarak tahrik sinyallerindeki dönüştürücünün geçemeyeceğı yüksek harmoniklerdir.
- Uyarım dalgalarının şekilleri, tasarım kriterlerini seçeceğimiz yönleme göre öngörülen kodların tasarım yöntemi de farklı olacaktır. Son zamanlarda uyarım sinyallerinin, hedefin daha net açıklanması esasları tasarımı yerine (En yüksek sinyalin gürültüye oranı) tasarımın temellerini hedef bilgilerin daha iyi istihraç etme yöntemine dayandırmamızı önermektedir.

Bu yöntemde bilgi teorisi yöntemlerinden yararlanılarak uyarım sinyallerinin incelemeye konu hedef numune ile alıcıdaki filtre çıkışı arasında en fazla karşılıklı bilgiler elde edilecek biçimde bulunmasına çaba göstermektedir. Bir diğer öneri ultrasonda maksimum bilgi istihracı, dalga şekillerinin kullanımını incelemektir. Zira ultrason görüntüleme ısı gürültülerine ilaveten benek gürültüsü gibi öngörülen doku ile ilgili kayda değer bilgi vermeyen başka gürültüler de bulunmaktadır. Ancak görüntüleme kriterinde hedef dikkate alınmamaktadır.

- Radar teoremindeki maksimum sinyalden gürültüye yönelim oranı incelemeye konu ve en büyük miktarı içeren hedefi, gönderilen sinyalle uyarım ederek elde edileceği husus dikkate alınarak önerilen yöntemin devamında doku bilgilerinin çalışma yöntemi, onun özel miktar esaslarına göre ve doğrusal cebirde mevcut tekniklerin kullanımı ile incelenmesi önerilmektedir ve diğer özel miktarların etkisi de incelenebilir.

## KAYNAKLAR

1. Anderson, M. E. ve Trahey, G. E. *Ultrasonik Tahribatsız Muayene Tekniğinin Sonlu Elemanlar Yöntemi ile İncelenmesi* (çev. Hasan Fehmi ÖKTEM, Eylül 2002). Eserin orijinali 2000'de Department of Biomedical Engineering, Duke University tarafından yayınlanmıştır.
2. Chiao, R.Y. ve Hao, X. (2005 February) *Coded excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective*, in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 52(2), 160-170.
3. Grandall, A. ve Gustav, T. (2001) *Pre-studies foranomatic wall searching program*, KTH Institute for electronic, Stockholm.
4. Misaridis, T. (2001 August) *Ultrasound Imaging Using Coded Signals*, Center for Fast Ultrasound Imaging Technical University of Denmark.
5. Shen, J. ve S. Ebbini, E. (January 1996). *A New Coded-Excitation Ultrasound Imaging System-Part I: Basic Principles* IEEE transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control, 43, 1, M. L.
6. Oelze, M. L. (2007) *Bandwidth and resolution enhancement through pulse compression*. IEEE Transactions on Ultrasonics. Ferroelectrocs and Frequency Control, 54, 768-781.
7. Rigdway, W, R. (2012) *Deep Struc Ture Ultrasound Imaging Using Fundamental And Third Harmonic Coded Excitation Techniques*. IEEE Trans. Aerospace and Elec. Systems, 24(6), 825-833.
8. Takeuchi, Y. (2000 May) *An investigation of a spread energy method for medical ultrasound systems - Part one: Theory and investigation,*” Ultrasonics, 17, 175-182.
9. O'Donnell, M. (1992) *Coded excitation system for improving the penetration of real-time phased-array imaging systems*, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr. Freq. Control, 39, 341-351.
10. Rao, N. A. H. K. (1994) *Investigation of a pulse compression technique for medical ultrasound: A simulation study*, Med. Biol. Eng. Comp. 32,181188.



11. Pollakowski, M. ve Ermert, H. (1994) *Chirp signal matching and signal power optimization in pulse-echo mode ultrasonic nondestructive testing*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control, 41, 655-659.
12. Shen, J. ve Ebbini, E. S. (1996 Jan) *A new coded-excitation ultrasound imaging system -Part I: Basic principles*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr., Freq. Control. 43, 131-140.
13. Passmann, C. ve Ermert, H. (1996 Jul) *A 100-MHz ultrasound imaging system for dermatological and ophthalmological diagnostics*, IEEE Trans. Ultrason., Ferroelec., Freq. Contr. 43, 545-552.
14. Haider, B., Lewin, P. A. ve Thomenius, K. E. (1998). *Pulse elongation and deconvolution filtering for medical ultrasonic imaging*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelec, Freq. Contr, 45, 981-13.
15. Misaridis, T. ve Jensen, J. A. (2005 Feb) *Use of modulated excitation signals in medical ultrasound. Part II: Design and performance for medical imaging applications*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 52(2), 192-207.
16. Oelze, M. L. (2007 Apr) *Bandwidth and resolution enhancement through pulse compression*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, 54, 768-781.
17. Chiao, R.Y. ve Hao, X. ( 2005 February) *Coded excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective*, in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 52(2), 160–170.
18. Takeuchi, Y. (1995 November) *Chirped Excitation for < -100 dB Time Sidelobe Echo Sounding*, Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium, 2,1309-1314.
19. Rockville, MD: Center for Devices and Radiological Health, US FDA, 1997. FDA (US Food and Drug Administration), Information for manufacturers seeking marketing clearance of diagnostic ultrasound systems and transducers.
20. Oelze, M. L. (2007 April) *Bandwidth and resolution enhancement through pulse compression*, in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control,54,768-781.

21. Sanchez, J.R. ve Oelze, M.L ( 2009 July) *An ultrasonic imaging speckle-suppression and contrast-enhancement technique by means of frequency compounding and coded excitation*, in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, Frequency Control,56,1327–1339.
22. Misaridis, T. ve Jensen, J. A. (1999) *User's guide for the AFG library for the LeCroy 9112 arbitrary function generator: MATLAB interface*, version 1.1. Technical report, Center for Fast Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark
23. Kanzler, S. G. ve Oelze, M. L. ( 2008 March) *Improved scatterer size estimation using backscatter coefficient measurements with coded excitation and pulse compression*, in Journal of the Acoustical Society of America 123,4599- 4607.
24. Pollakowski, M. Ermert, H. Bernus, L.V. Schmeidl, S. (1993 September) *The optimum bandwidth of chirp signals in ultrasonic applications*, in Ultrasonics, 31(6),417- 420.
25. Misaridis, T. ve Jensen, J. A. (1999) *User's guide for the AFG library for the LeCroy 9112 arbitrary function generator: MATLAB interface*, version 1.1. Technical report, Center for Fast Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark.
26. Jensen, J. A. Holm, O. L. Jensen, J. Bendsen, H. Pedersen, M. Salomonsen, K. Hansen, J. ve Nikolov, S. (1999) *Experimental ultrasound system for real-time synthetic imaging*. In Proc. IEEE Ultrason.
27. Weifeng, L. Xiaodong, C. Jing, B. Daoyin, Y. *The application of coded excitation technology in medical ultrasonic Doppler imaging*, College of Precision Instrument & Opto-electronics Engineering, Tianjin University, Key Laboratory of Opto-electronics Information and Technical Science (Tianjin University), Ministry of Education, Tianjin Optical Society, Tianjin 300072, China
28. Fenster, A. Downey, D B (1996) *3-D Ultrasound Imaging: A Review*. IEEE Engineering in Medicine and Biology, 18(9),41-51.
29. Jensen, J. A. (1996) *A Program for Simulating Ultrasound Systems* Department of Information Technology, Technical University of Denmark, DK-2800 Lyngby, Denmark Published in Medical & Biological Engineering & Computing,351- 353, 34, Supplement 1, Part 1.

30. Users' guide for the Field II program Release 3.20, November 19, 2010 /Jørgen Arendt Jensen May 6, 2011 Department of Electrical Engineering, Build. 349, Technical University of Denmark DK-2800 Lyngby, Denmark E-mail: [jaj@elektro.dtu.dk](mailto:jaj@elektro.dtu.dk) Web: <http://server.elektro.dtu.dk/www/jaj/field/>.
31. Willam, R. (2012), *Deep Structure Ultrasound Imaging Using Fundamental And Third Harmonic Coded Excitation Techniques*, Submitted in partial fulfillment of the requirements for the degree of Master of Science in Electrical and Computer Engineering in the Graduate College of the University of Illinois at Urbana-Champaign.
32. Jensen, J. A. (1996) *Estimation of Blood Velocities Using Ultrasound: A Signal Processing Approach*. Cambridge University Press, New York.
33. Misaridis, Thanassis (2001 August) *Ultrasound Imaging Using Coded Signals*, Center for Fast Ultrasound Imaging, Technical University of Denmark.
34. Misaridis, T. (2001 August) *Ultrasound Imaging Using Coded Signals* Center for Fast Ultrasound Imaging Technical University of Denmark.
35. Thanassis, X. Misaridis, K. Gammelmark, C. Jørgensen, H. Lindberg, N. Anders, H. Thomsen, H. Jørgen, A. J. (1999) *Potential of coded excitation in medical ultrasound imaging*, Center for Fast Ultrasound Imaging, Department of Information Technology, Technical University of Denmark, DK-2800 Lyngby, Denmark. 2Herlev University Hospital, Department of Ultrasound, DK-2730 Herlev, Denmark to be published in the journal Ultrasonics.
36. Misaridis, T. ve Jorgen, A. J. (2005 february) *Use of Modulated Excitation Signals in Medical Ultrasound. Part I: Basic Concepts and Expected Benefit*, Senior Member, IEEE Transactions on ultrasonics, ferroelectrics, and frequency control.52, 2.
37. Chiao, R.Y. ve Hao, X. (2005 February) *Coded excitation for diagnostic ultrasound: a system developer's perspective*, in IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics and Frequency Control, 52(2) 160–170.
38. Richard, Y. Chiao, S. M. (2005) *Coded Excitation for Diagnostic Ultrasound: A System Developer's Perspective* IEEE.
39. Anderson, M. E. ve Trahey, G. E. (2000) *A seminar on k-space applied to medical ultrasound*, Department of Biomedical Engineering, Duke University.

40. Pedersen, M. Misaridis, T. X. ve Jensen, J. A. (2002) *Clinical comparison of pulse and chirp excitation*, In Proc. IEEE Ultrason. Symp.
41. Misaridis, T. X. ve Jensen, J. A. *An effective coded excitation scheme based on a predistorted FM signal and an optimized digital filter*, IEEE Ultrasonics.
42. Jensen, J. A. Field: A program for simulating ultrasound systems, *Med. Biol. Eng. Comp.* 10th Nordic-Baltic Conference on Biomedical Imaging, 4(1) 351-353.



## ÖZGEÇMİŞ

### Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : AL-DOORI Sarmad Mahmood Mustafa  
 Uyuđu : Irak  
 Doğum tarihi ve yeri : 1/1/1987 Tuzhurmatu  
 Medeni hali : Bekâr  
 Telefon : 05319696912  
 e-posta : Sarmed\_Tuzlu@yahoo.com

Eđitim Derecesi	Okul/Program	Mezuniyet yılı
Yüksek lisans	Gazi Üniversitesi /Bilgisayar Bilimleri	Devam Ediyor
Lisans	AL-Rafideyin Üniversitesi	2009
Lise	Tuz Lisesi	2004

İş Deneyimi,Yıl	Çalıştığı Yer	Görev
2014- devam ediyor	Taha Kargo	DışTicaret

### Yabancı Dili

İngilizce, Arapça, Azerice, Türkçe

### Yayınlar

1. S. M. M. AL-DOORI, H.Ş. BİLGE,“Kodlu Uyarım Tekniği İle Ultrasonik Görüntüleme”, *Erciyes Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Dergisi*, (2014’te gönderildi).

### Hobiler

Spor, Müzik, Bilgisayar teknolojileri.



*GAZİ GELECEKTİR..*