

**YÜKSEK GENLİKLİ ODAKLI ULTRASON UYGULAMALARI İÇİN
SÜRÜŞ ELEKTRONİĞİ DİZİNİ GELİŞTİRİLMESİ**

ARDA KOÇAK

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**TOBB EKONOMİ VE TEKNOLOJİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

**AĞUSTOS 2013
ANKARA**

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Necip CAMUŐCU
Müdü

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Doç. Dr. Hamza KURT
Anabilim Dalı Başkanı

Arda KOÇAK tarafından hazırlanan “Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason Uygulamaları için Sürüş Elektroniğı Dizini Geliştirilmesi” adlı bu tezin Yüksek Lisans tezi olarak uygun olduğunu onaylarım.

Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Tez Danışmanı

Tez Jüri Üyeleri

Başkan : Doç. Dr. Ali BOZBEY

Üye : Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN

Üye : Yrd. Doç. Dr. Ahmet Murat ÖZBAYOĞLU

TEZ BİLDİRİMİ

Tez içindeki bütün bilgilerin etik davranış ve akademik kurallar çerçevesinde elde edilerek sunulduğunu, ayrıca tez yazım kurallarına uygun olarak hazırlanan bu çalışmada orijinal olmayan her türlü kaynağa eksiksiz atıf yapıldığını bildiririm.

Arda KOÇAK

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Elektrik-Elektronik Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Ağustos 2013

Arda KOÇAK

YÜKSEK GENLİKLİ ODAKLI ULTRASON UYGULAMALARI İÇİN SÜRÜŞ ELEKTRONİĞİ DİZİNİ GELİŞTİRİLMESİ

ÖZET

Yüksek genlikli odaklı ultrason çalışmaları günümüzde ısı doku tedavisi, kan pıhtılaşması, hücrelere ilaç aktarımı gibi konularda kullanılmaktadır. HIFU, belirlenen bölgedeki dokunun yakılması, etraftaki dokulara zarar verilmemesi sebebiyle son yıllarda özellikle kanser tedavisi ile anılır hale gelmiştir. HIFU tedavileri genellikle sabit bir noktaya odaklama yapan tekli ultrason transdüseri yerine elektronik odaklama ve tarama yapabilen ultrason transdüser dizinleri tarafından yapılır. HIFU'nun önemli bir bölümü de her bir dizin elemanını bağımsız olarak sürebilecek, yeterli gücü verebilecek ve yeterli faz çözünürlüğünü sağlayabilecek elektronik sürücü devresidir, bu sayede HIFU odaklama ve yönlendirme yapabilmektedir. HIFU tedavisi için görüntü rehberlik yöntemlerinin kullanılması gerekmektedir ve bunun için günümüzde ultrason rehberlik ve manyetik rezonans rehberlik yöntemleri kullanılmaktadır. Yüksek görüntü kalitesi ve ısı görüntüleme yapabilmesi sebebiyle MR rehberlik yöntemi tercih edilmektedir. Pahalı olmasına yanı sıra MR rehberlik yöntemi aynı zamanda HIFU transdüserinin ve elektronik sürücüsünün MR ile uyumlu olması şartını gerektirir. MR rehberlik yöntemi ısı tedavilerde odaklanan noktanın yer bilgisini gerçek zamana yakın verebilmektedir. Bu geri bildirim daha sonra elektronik sürücü devresini kontrol etmek için kullanılmaktadır. Bu yüzden de sürücünün parametreleri hızlı güncelleme gerekmektedir. Bu tezde 7.5^0 faz çözünürlüğü ve 256 seviye genlik çözünürlüğü kullanılarak 64'lü transdüser dizinini sürebilecek PWM tabanlı, kolay programlanabilir, düşük maliyetli ve portatif bir demetleyici sürücüsü tasarımı yapılmıştır. Bu sürücü elektroniği 64 elemanlı transdüser dizini MR uyumludur ve MR rehberliğinin gerektirdiği şekilde çalıştığı görülmüştür.

Anahtar Kelimeler: HIFU, Demetleyici Sürücüsü, Faz kayması

University : TOBB University of Economics and Technology
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Electrical and Electronics Engineering
Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Degree Awarded and Date : M.Sc. – August 2013

Arda KOÇAK

DEVELOPMENT OF ELECTRONIC ARRAY DRIVERS FOR HIGH INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND APPLICATIONS

ABSTRACT

High intensity focused ultrasound (HIFU) have been used in thermal ablation of unwanted tissue, coagulation of blood, and drug delivery applications for some decades. In the last decade, HIFU has been associated with cancer treatment because it can actually burn the particular tissue without harming the tissues around. HIFU treatments are typically done with ultrasonic transducer arrays which allow electronic focusing and scanning, rather than fixed focus single element transducers. Therefore, an essential part of a HIFU system is an electronic driving circuitry that can drive each transducer array element independently, can deliver enough electrical power, and provide sufficient phase resolution to allow for focusing and steering capability. HIFU treatments also require image guidance and currently ultrasound and magnetic resonance imaging are the only imaging methods used for HIFU guidance. Because of the higher image quality and thermal imaging capability, MRI guidance is the preferred method. Aside from being expensive MRI guidance also puts MR compatibility constraint on the HIFU transducer and its driving electronics. MR guidance provides close to real-time feedback on the location of the focal spot and on the progress of the thermal treatment. This feedback is then used to control the electronic driving circuitry. Hence, the driver has to allow for the fast update of the driving parameters. In this thesis we developed a MR compatible, PWM based, easily programmable, low cost and portable 64 channels HIFU driver with high power capability, 7.5° phase resolution and 256 level amplitude resolutions. This driver is used with a 64 element MR compatible transducer array and is shown to operate as desired under MR guidance.

Key Words: HIFU, Beam Forming Driver, Phase Difference

TEŐEKKÖR

Tezimin hazırlanışının her aşamasında değerli yardım ve katkılarını esirgemeyen danışmanım Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÖN'e, MR görüntüleme konusunda tezime destek veren UMRAM'ın değerli öğretim üyelerine ve çalışanlarına, Z-08'deki çok değerli çalışma arkadaşlarım Hasan Yetik ve Serkan Aykul'a, imkanlarından faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi'ne

Ve beni her zaman destekleyen eşim Ece ve bu günlere gelmemi sağlayan aileme teşekkürlerimi sunarım.

Bu tez TÜBİTAK tarafından 110E270 referans numaralı “Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason (HIFU) Frekansının ve Ultrason Demedi Oluşturmak İçin Transdüser Dizin Elemanlarına Uygulanan Fazların Manyetik Rezonans (MR) Görüntülerinden Çıkarılan Doku Bilgisi İle Optimize Edilmesi” başlıklı proje tarafından desteklenmiştir.

İÇİNDEKİLER

ÖZET	iv
ABSTRACT	v
TEŞEKKÜR	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
KISALTMALAR	xii
SEMBOL LİSTESİ	xiii
1. GİRİŞ	1
1.1. Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason ve Kullanım Alanları	1
1.2. Görüntüleme Yöntemleri ve Önemi	4
1.3. HIFU'nun Sağlık Alanındaki Yeri	5
1.4. HIFU'nun Tarihi.....	6
1.5. Transdüser Sürücü Elektronikleri	7
2. AMAÇ	9
2.1. Kullanılan Cihazlar.....	9
2.1.1. MD2131 Demetleyici Sürücüsü	9
2.1.2. Transdüser	15
2.1.3. STM32F4 Geliştirme kartı	16
2.2. Sürücü Devresi Tasarımı	17
2.2.1. Sürücü Kartı tasarımı	18
2.2.2. Ana Kart	23
2.3. Test Düzeneği.....	27
3. TESTLER VE SONUÇLARI	31
3.1. MD2131 Faz Çözünürlüğü.....	31
3.2. Sürücü Elektronikleri Çıkış Sinyalleri.....	33
3.3. Akustik Yayılım desenleri.....	36

4. SONUÇ VE TARTIŞMA	43
KAYNAKLAR	44
ÖZGEÇMİŞ	48

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 2.1: 16 bit Seri yazmaç tanımlaması [38]	10
Çizelge 2.2: Komut yazmacı açıklaması [39]	11
Çizelge 2.3: DAC yazmacı açıklaması [40].....	12
Çizelge 2.4: Açı yazmacı ve I/Q vektör tanımları [41].....	14
Çizelge 2.5: 64 kanallı transdüser dizini özellikleri.....	16
Çizelge 2.6: 16 kanallı transdüser dizini özellikleri.....	16

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1: İnsan hücrelerinin sıcaklığa bağlı bozulumu [5].....	2
Şekil 1.2: Fazlara bağlı odaklama yöntemine ait simülasyon görüntüleri	3
Şekil 1.3: (a) 1 MHz'deki odaklı ultrasonun akustik radyasyon kuvveti ile oluşturduğu yanal dalga grafisi. (b) Fantomdaki ısınma grafisi.....	5
Şekil 2.1: Supertex firmasının MD2131 için verdiği örnek bir transdüser sürme yapısı [33]	10
Şekil 2.2: In-phase PWM dalgası [34]	13
Şekil 2.3: Quadrature-phase PWM dalgası [35]	13
Şekil 2.4: (a) Halka, (b) Lineer transdüser kanallarının görüntüsü [36,37]	15
Şekil 2.5: Stm32F4 kartına ait özellikler.....	16
Şekil 2.6: Tek kanallı sürüş devresinin şematiği.....	18
Şekil 2.7: Uyumlama bölümü için yapılan ölçüm sonuçları	20
Şekil 2.8: Sürücülere gönderilen EN, SCK, SDI, LD sinyalleri	21
Şekil 2.9: 64 kanallı dizinin sürüşü için tasarlanan 8 kanallı sürüş kartı	22
Şekil 2.10: I, Q sinyallerini oluşturacak flip-flop ve mantık devresi şeması	24
Şekil 2.11: I _A , I _B , Q _A , Q _B sinyallerine ait görüntüler	24
Şekil 2.12: 64 kanal yazmaç kaydırıcı şematiği.....	25
Şekil 2.13: (a)Tera term seri giriş programına ait görüntü, (b) Bluetooth SPP programına ait görüntü	26
Şekil 2.14: 64 kanallı dizin sürücüsü için tasarlanan ana kartın çizimleri	27
Şekil 2.15: (a)Tarama yazılımı ara yüzü (b)Transdüser yayılım deseni sonuçlarını gösteren ekran	29
Şekil 2.16: Akustik yayılım desenini çıkarmak üzere dizayn edilen düzeneğe yapılan testler.....	29
Şekil 2.17: Sürüş devresi ve test düzeneğine ait görüntü.....	30
Şekil 3.1: 1 ⁰ çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları	31
Şekil 3.2: (a) 3 ⁰ , (b) 5 ⁰ çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları...32	
Şekil 3.3: 7,5 ⁰ çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları	32
Şekil 3.4: (a) 10 ⁰ , (b) 20 ⁰ çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları.	33
Şekil 3.5: 48 farklı faza göre alınan çıkış grafikleri.....	34
Şekil 3.6: 3, 7 ve 16. kanalların 0 ⁰ fazındaki çıkışları	35
Şekil 3.7: 4 farklı kanaldan verilen 0 ⁰ , 90 ⁰ , 180 ⁰ , 270 ⁰ fazlarına ait grafik	35
Şekil 3.8: Hidrofon tarafından alınan sinyalin faz kaymaları	36

Şekil 3.10: 1 MHz frekanslı, odaksız, 19mm çaplı odaksız transdüser demet deseni	37
Şekil 3.11: 50 mm odaklı, 1 MHz merkez frekanslı HIFU transdüserinin (a) 1 MHz'deki ve (b) 500 kHz'deki demet desenleri	38
Şekil 3.12: (a) 3cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin simülasyonu, (b) 3cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin transdüser akustik yayılım deseni	39
Şekil 3.13: (a) 4cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin simülasyonu, (b) 4cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin transdüser akustik yayılım deseni.	40
Şekil 3.14: (a) 6cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 32 dizin simülasyonu, (b) 6cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 32 dizin transdüser akustik yayılım deseni.	41

KISALTMALAR

Kısaltmalar Açıklama

HIFU	High intensity focused ultrasound
MRg	Magnetic Resonance Guided
USg	Ultrasound Guided
FPGA	Field Programmable Gate Array
DSP	Digital Signal Processor
PWM	Pulse Width Modulation
SPI	Serial Peripheral Interface
DC	Direct Current
MR	Magnetic Resonance
DAC	Digital-Analog Converter
QFN	Quad-flat No-leads Package

SEMBOL LİSTESİ

Simgeler	Açıklama
C	Ses hızı
A	Vektör açının değerini
I_A	Inphase A Girişi
I_B	Inphase B Girişi
Q_A	Quadrature-phase A Girişi
Q_B	Quadrature-phase B Girişi
SDI	Seri Veri Girişi
SCK	Saat Girişi
CS	Çip Seçimi
LD	Veri Yükleme

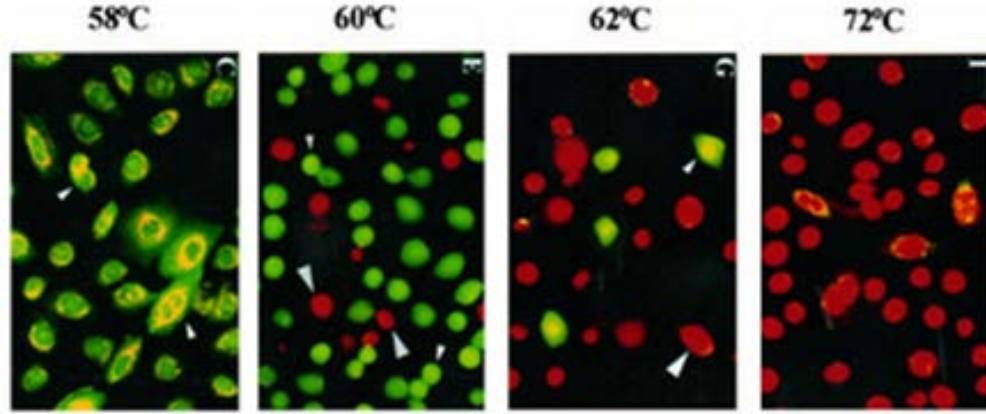
1. GİRİŞ

1.1. Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason ve Kullanım Alanları

İnsan kulağının algılayamayacağı yüksek frekanslı (>20kHz) [1] mekanik titreşimlere ultrason adı verilmektedir. Ultrason fiziği konusunda ilk çalışmalara Lazzaro Spallanzani 1794 yılında yarasalar üzerinde yaptığı deneyler ile başlamıştır [2]. 1880 yılında bazı kristallerdeki piezoelektrik etkiler keşfedilmiştir[3]. Ultrason çalışmalarındaki en önemli gelişmelerden biri piezoelektrik etkinin keşfi olmuştur. Piezoelektrik kristaller üzerlerine bir basınç uygulandığında elektrik alan ya da elektrik potansiyel oluşturmaktadır. Bu malzemeler aynı zamanda ters şekilde de çalışabilmektedir. Yani piezoelektrik kristallere bir elektrik potansiyel uygulandığında sıkıştırılabilmekte veya genişletilebilmektedir. Bu mekanik hareketleri sayesinde piezoelektrik kristallerle ses dalgaları yaratmak için kullanılabilir. Piezoelektrik kristallerin keşfi ultrasonik transdüserlerin gelişimine öncülük etmiş ve ultrason dalgalarının pek çok alanda kullanılmasını sağlamıştır[4].

1-20 MHz arası frekanslardaki ultrason dalgaları tıbbi uygulamalarda sıklıkla kullanılmaktadır. Özellikle üzerinde birçok araştırma yapılmakta olan, yüksek genlikli odaklanabilir ultrason (HIFU) günümüzde tıbbi araştırmalar için çok önemli bir yerdedir. Bu yöntem ses dalgalarının belirli bir noktaya odaklanarak bu noktadaki yoğun titreşim sayesinde noktanın ısısının artırılması temel prensibiyle çalışmaktadır.

Hücre ölümü hücrenin yapısının bozularak işlevsiz hale gelmesi olarak bilinmektedir. İnsan vücudunun nominal sıcaklık değeri 36⁰C'dir ve bu sıcaklıkta hücreler düzgün çalışmaktadır. Yapılan çalışmalara göre hücre sıcaklığı bir saniyede 58⁰C'ye çıkarılırsa hücre yapısı bu kısa süre içerisinde bozulmaya başlamaktadır. Hücre sıcaklığını bir saniyede 72⁰C'ye çıkarıldığında ise tamamen ölmektedir [5]. HIFU uygulamalarında odak noktası birkaç saniye içerisinde 80⁰C'ye kadar çıkartılabilmektedir [6].



Şekil 1.1: İnsan hücrelerinin sıcaklığa bağlı bozulumu [5]

İnsan vücudunda dokular arasındaki ses iletim hızları farklıdır ve bu sebepten dolayı farklı doku geçişlerinde ses dalgaları kırılarak ilerlemektedir. Dokuya uygulanan anlık sıcaklık artışlarında bu kırılmalardan dolayı odak noktasının tam olarak belirlenememesi, müdahale edilmek istenmeyen sağlıklı dokunun öldürülmesine yol açabilmekte ve sağlığa zarar verecek durumlar oluşturabilmektedir. Bu sebepten dolayı HIFU uygulamalarıyla birlikte bazı rehberlik yöntemlerinin de uygulanması gerekmektedir. Uygulama yöntemlerinin temel amacı HIFU ile doku yakılmadan önce odağı fazla güç harcamadan hassas bir şekilde tespit etmektir. Yakılmak istenen dokunun odaklandığından tamamen emin olunduktan sonra gücün artırılarak dokunun yakılması, sağlığa zarar verebilecek durumların ortadan kalkmasını sağlamaktadır.

HIFU uygulamalarında ses dalgalarını belirli bir noktaya odaklamanın temel olarak iki yöntemi vardır:

- Geometrik; lensler, küresel şekilli transdüserler sayesinde [7,8].
- Elektriksel; transdüser dizinlerinin her bir elemanına farklı fazlarda sinyal verilip ses dalgasını farklı yerlere yönlendirerek.

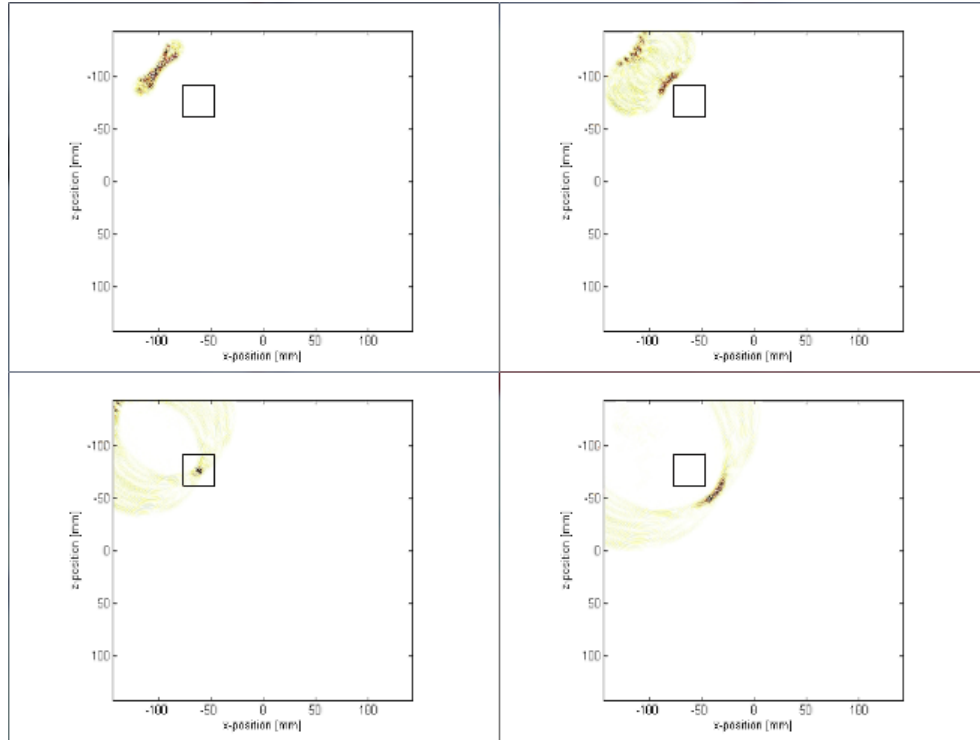
Geometrik odaklama yönteminde ses dalgası tek bir noktaya odaklanabilir, lens veya transdüser değiştirilmedikçe farklı bir noktaya odaklanamaz. Bu dezavantajı yüzünden belirli uygulamalar haricinde çok tercih edilmemektedir. Elektriksel yöntemde ise fazlar

bilgisayar üzerinden tanımlanarak odak farklı noktalara yönlendirilebilmektedir. HIFU araştırmaları için bu yöntem geometrik yöntemle göre daha avantajlıdır.

Elektriksel olarak faz ayarlanırken uzaklığa bağlı olarak odaklanacak noktaya en yakın transdüserin fazı 0^0 olarak kabul edilir, ve daha sonra diğer transdüserler ile bu transdüser arasındaki mesafe farkı ses hızına bölünerek zaman cinsinden kaymalar hesaplanır bu kaymalara ait denklem aşağıda yer almaktadır.

$$T_d = \frac{\sqrt{(X_i - X_f)^2 + (Z_i - Z_f)^2} - \sqrt{(X_c - X_f)^2 + (Z_c - Z_f)^2}}{c} \quad (1.1)$$

Yukarıdaki denklemde (X_c, Z_c) merkez noktasının referansını, (X_i, Z_i) fazı hesaplanacak elemanın referansını, (X_f, Z_f) odak noktasının referansını vermektedir. C ise ses hızını vermektedir. Faz kaymalarına bağlı odaklamaya dair örnek simülasyon görüntüsü aşağıda verilmiştir.

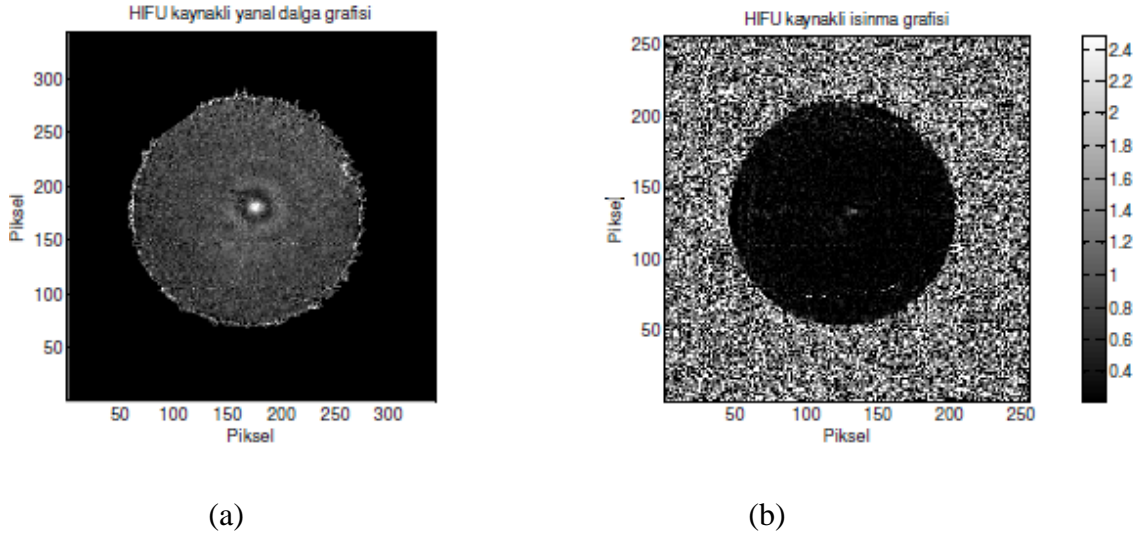


şekil 1.2: Fazlara bağlı odaklama yöntemine ait simülasyon görüntüleri

1.2. Görüntüleme Yöntemleri ve Önemi

İnsan vücudu heterojen bir ortamdır. Dokular arasındaki ses iletim hızlarının farklılıkları sebebiyle ses vücut içerisinde ilerlerken bu geçişlerde kırılmalara uğramaktadır. HIFU'nun sağlıklı hücrelere zarar vermemesi için HIFU dalgasının doğru yere odaklandığı tespit edilmelidir. Bu işlem için en sık kullanılan yöntemler Manyetik Rezonans görüntüleme (MRg) ve Ultrason görüntüleme (USg) yöntemleridir. USg yönteminde ultrason dalgalarıyla HIFU oluşturulacak yerin görüntüsü alınır. MRg yöntemine göre daha pratik ve ucuz olmasına rağmen dokunun sıcaklığı gözlemlenemediği için HIFU'nun odaklandığı nokta tam olarak belirlenemez. MRg yönteminde ise manyetik rezonans görüntüleri ile HIFU oluşturulacak yerin görüntüsü alınır. Daha pahalı ve zor bir yöntem olmasına rağmen gerçeğe yakın zamanlı (1 fps) görüntülerde HIFU dalgalarının odaklandığı noktanın sıcaklık değişimi saptanabilmektedir. MRg yöntemi bu sebepten araştırmalarda çoklukla kullanılmaktadır.

Üzerinde çalıştığımız projede de MRg yöntemi ile HIFU rehberliği yapılmaktadır. Sürücü sistemi geliştirilirken MRg yöntemi ile ilk olarak fantom üzerinde düşük sıcaklık artışları gerçekleştirilmiş. Şekil 3.9(a)'da gösterilen grafi, 1 MHz'deki odaklı ultrasonun akustik radyasyon kuvveti ile oluşturduğu yanal dalga grafisidir. MRg yöntemiyle elde edilen bu grafiden odak noktasının doğruluğunu hassas bir şekilde tespit etmek mümkündür. Sağdaki grafi ise fantomdaki ısınma grafisidir. Aynı deney içerisinde fantom içerisinde bulunan odak noktasının 2⁰C kadar ısındığı görülmektedir. Bu sonuçlar odaklama işleminin gerçekleştirilmesi için odağın fazla güç harcamadan hassas bir şekilde tespit edilebileceğini göstermektedir.



Şekil 1.3: (a) 1 MHz'deki odaklı ultrasonun akustik radyasyon kuvveti ile oluşturduğu yanıl dalga grafisi. (b) Fantomdaki ısınma grafisi

1.3. HIFU'nun Sağlık Alanındaki Yeri

HIFU günümüzde ısıl doku tedavisi, kan pıhtılaştırması, hücrelere ilaç aktarımı gibi konularında sıklıkla kullanılmaya başlamıştır [9,10]. Isıl doku tedavi kullanımı günümüzde kanserli hücrelerin bulunarak HIFU yöntemi ile yakılması olarak bilinmektedir. HIFU iyi huylu tümörler, prostat kanseri gibi dokularda günümüzde kullanılmakta ve olumlu sonuçlar alınmaktadır. Bunun haricinde birçok kanser türü için hayvanlar üzerinde çalışmalar yapılmakta ve karaciğer kanseri [11-15] mesane kanseri [16], böbrek kanseri [17-20] konularında ilerlemeler kaydedilmektedir. Kanser hastalığı haricinde HIFU nöropatik ağrıların azaltılması ve parkinson hastalığının semptomatik tedavisi içinde kullanılmaktadır [21]. Sadece odaklanan noktanın ısısının artması, bu odak noktası haricinde kalan bölümlere herhangi bir zararı olmaması sebebiyle HIFU'nun gelecekte bazı açık ameliyatların yerini alacağı öngörülmektedir. Ayrıca teknolojinin ilerlemesiyle birlikte insanda oluşan bir çok kanser türünde de kullanılmaya başlanacağı düşünülmektedir.

1.4. HIFU'nun Tarihi

Yüksek genlikli odaklı ultrason uygulamaları henüz yeni bir konu sayılmaktadır. Bu konu gelecekteki tıbbi çalışmalar açısından oldukça önemli bir konu olarak görülmektedir. Akustik emilim kaynaklı ısınma konusu ilk defa 1942 yılında Lynn et al. [22] tarafından ortaya atılmış fakat o günün şartlarıyla büyük ilerlemeler kaydedilememiştir. Bundan sonraki en büyük gelişme Milliam Fry ve Francis Fry tarafından kaydedilmiştir. 1955 yılında Milliam Fry ve Francis Fry4 adet ultrasonun odak noktalarını mekanik bir sistemle aynı noktaya gelecek şekilde ayarlayarak maymun ve kedi beyni içerisinde kesikler açmayı başarmışlardır [23, 24]. Frank Fry odaklı ultrasonu daha sonra Parkinson hastalığının tedavisinde de kullanmıştır [21].Fakat o dönemde odaklamayı yönlendirecek görüntüleme sistemleri olmadığı ve bu yöntemin deriye zarar verdiği anlaşıldığı için araştırmada daha ileriye gidilememiştir. 1956 yılında Burov ilk defa yüksek genlikli odaklanmış ultrasonun kanser tedavisinde kullanabileceği tezini ortaya atmıştır.İlk deneylerini hayvanlar üzerinde yapmış 1968 yılında deneylerine insan üzerinde devam etmiştir[25]. Fakat yukarıda da bahsettiğimiz teknolojik eksikliklerden dolayı büyük gelişmeler kat edilememiştir. 90'lı yıllarda teknolojinin ilerlemesiyle birlikte görüntüleme yöntemleri ve elektronik malzemelerin yapımı gelişmeye başlamıştır. Bu gelişmelerle birlikte HIFU konusunda da büyük aşamalar kat edilmiştir. 90'lı yılların başında ticari HIFU cihazları olan Sonablate 200, Ablatherm ve HIFU-2001 cihazları prostat kanseri tedavisi için geliştirilmiş ve kullanılmaya başlanmıştır. Bu cihazlar ile yapılan tedaviler sonucunda, tedavinin hasta sağlığı için güvenli olduğu sonucuna varılmış ve kanser hücrelerinin etkin şekilde temizlendiği görülmüştür. Bu cihazlar 90'lı yıllardan günümüze kadar birçok kez geliştirilmiş ve bu cihazlar sayesinde günümüze kadar birçok hasta tedavi edilmiştir[26,27]. Bu gibi somut kullanımı haricinde 90'lardan bu yana HIFU birçok değişik kanser araştırma içinde kullanılmaktadır.

1.5. Transdüser Sürücü Elektronik

Medikal alanda kullanılan ultrason çalışmaların gerek görüntüleme gerek vücut içi ısı tedavilerde demetleyici bölümü oldukça önemli bir bölümdür. Bu bölümde bulunan sürücüler ile transdüserleri tetikleyecek yüksek genlikli darbe sinyalleri oluşturulmalıdır. Günümüzde bu tip demetleyiciler için sürücüler bulunmamakta, HIFU ile ilgilenen araştırma laboratuvarları bu sürüş elektroniklerini kendileri tasarlamaktadır. Birçok zaman bu demetleyici sürücülerini yeteri kadar esnek tasarlanmadığı için farklı uygulamalarda farklı sürüş elektronikleri tasarımlarına gidilmektedir.

Demetleyici sürücülerini 1980lere kadar analog olarak tasarlansa da A/D ve D/A çeviricilerin gelişimiyle 1990larda dijital tasarımlar ortaya çıkmış bu gelişmelerle birlikte HIFU alanında önemli gelişmeler kat edilmiştir [28].

Demetleyici sürücülerini için günümüzde pek çok yöntem kullanılmaktadır. FPGA ve DSP tabanlı sürücüler bunların başında gelmektedir. Bu tip dijital çıkışlar ile sinyal oluşturmak oldukça kolay olmasına rağmen bunların çıkış sinyallerini yükseltmek oldukça zordur. Daha önceki HIFU uygulamalarında A sınıfı yükselticiler FPGA çıkışlarında sinyalleri yükseltmek için kullanılmıştır. A sınıfı yükselticiler gürültü açısından temiz sinyaller üretse de özellikle transdüser dizinlerinde oldukça büyük yer kaplamakta bu yüzden transdüser dizini uygulamalarında çok tercih edilmemektedir [29]. Bu yüzden yakın zamanda yapılan araştırmalarda FPGA çıkışlarında genellikle D ya da DE sınıfı yükselticiler kullanılmaktadır [29-31]. Bu yükselticiler A sınıfı kadar yer kaplamasa da kullanmak için gereken transistör sürücülerini ve uyumlama devreleriyle birlikte devre büyümektedir. Ayrıca birçok transistörün kullanılması dizgi transdüser sürücüsü maliyetini de arttırmaktadır.

Ultrason transdüserleri için kullanılan başka bir yöntem de darbe üreticilerdir. Bu yöntem hızlı güç mosfetleriyle oluşturulmaktadır [32]. Basit devre yapıları ve ucuza mal edilmesi sebebiyle bazı uygulamalarda tercih edilmesine rağmen doğrusal olarak

çalışmaması yani çalışma frekansının harmoniklerinde de sinyal üretmesi sebebiyle projemizde tercih edilmemiştir.

2. AMAÇ

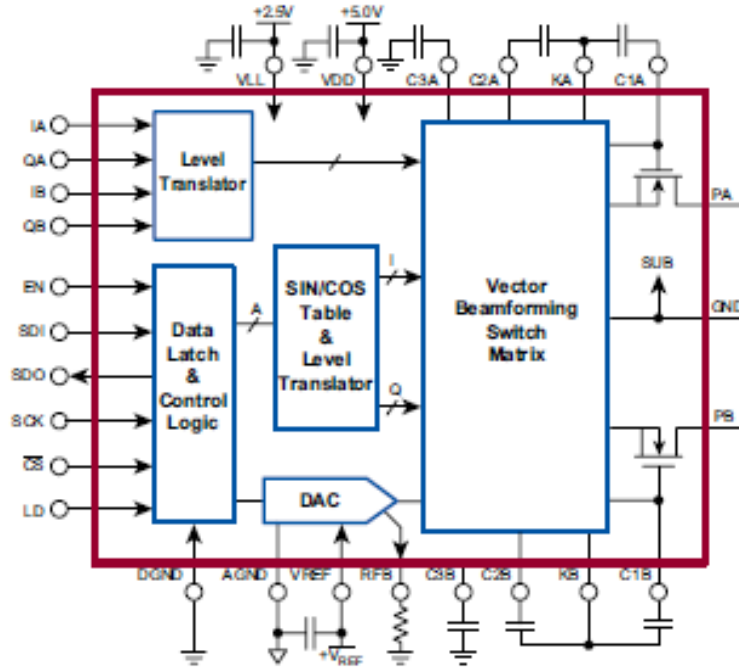
Tezin konusu olan “Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason Uygulamaları için Sürüş Elektroniği Dizinini Geliştirilmesi” iki senedir sürmekte olan “Yüksek Genlikli Odaklı Ultrason Frekansının ve Ultrason Demedi Oluşturmak için Transdüser Dizin Elemanlarına Uygulanan Fazların Manyetik Rezonans Görüntülerinden Çıkarılan Doku Bilgisi ile Optimize Edilmesi” tübitak projesinin bir bölümü olarak yer almaktadır.

Yüksek genlikli odaklanmış ultrason uygulamaları henüz yeni gelişmekte olan bir sektördür. Sürücülerin tasarlanması HIFU araştırmalarında büyük önem taşımaktadır. Yapılacak olan esnek bir tasarım birçok projede rahatlıkla kullanılabileceği gibi tasarımın ucuz ve portatif olması da HIFU uygulamaları için önemlidir. Sürücü devresi, tezimde kullanılacak 64'lü transdüser dizinindeki her bir transdüserin fazını değiştirerek ultrasonik dalganın belirlenen noktaya odaklanmasını sağlayabilmeli ve her bir transdüseri sürebilecek güçte sinyal oluşturmalıdır. Bu araştırmanın gereksinimlerini karşılayabilmek için PWM tabanlı kolay programlanabilir, portatif ve düşük maliyetli bir sürücü sistemi tasarlanmıştır.

2.1. Kullanılan Cihazlar

2.1.1. MD2131 Demetleyici Sürücüsü

MD2131 demetleyici sürücüsü tıbbi ultrasonik görüntüleme ve HIFU konuları için özel dizayn edilmiş bir çiptir. Giriş sinyali olarak I_A , I_B , Q_A , Q_B , EN, SDI, SCK, CS, LD sinyalleri kullanılmaktadır. Ayrıca çip bir önceki aldığı SDI sinyalini bir sonraki karta yollayabilmek üzere SDO çıkışına da sahiptir. MD2131 çipi SPI uyumlu çalışmaktadır. Seri giriş olarak aldığı 16 bitlik verinin açıklaması aşağıdaki tablolarda verilmiştir.



Şekil 2.1: Supertex firmasının MD2131 için verdiği örnek bir transdüser sürme yapısı [33]

Çizelge 2.1: 16 bit Seri yazmaç tanımlaması [38]

Komut	DAC Register Değerleri								Açı Register Değerleri							
C1 C0	D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	A5	A4	A3	A2	A1	A0		

SPI yazmacındaki ilk 2 bit komut için kullanılmaktadır. Yazmaçlara yazma okuma ve çipin gücünü kesme işlemleri komut bitleri tarafından kontrol edilmektedir. Sonraki 8 bit genlik kontrolü yapmak üzere DAC için kullanılmıştır. Son 6 bit ise SIN/COS Tablosu kullanılarak açı değerlerinin ayarlanması için kullanılmaktadır. SPI sinyali çip üzerinde SDI girişinden verilmektedir.

Çizelge 2.2: Komut yazmacı açıklaması [39]

Komut		Açıklama
C1	C0	
0	0	Giriş yazgacına yaz
0	1	Giriş yazgacından oku
1	0	Güç kapalı C[1:0]=10 ve CS artarken, diğer durumlarda güç açık
1	1	İşlem yok

In phase ve Quadrature phase çıkış akım genlikleri aşağıda verilen denklemlere göre hesaplanmaktadır.

$$I_q = \frac{24 \times V_{REF} \times DAC \times (2^6 - 1) \times \sin \alpha}{9 \times R_{FB}} \quad (2.1a)$$

$$I_i = \frac{24 \times V_{REF} \times DAC \times (2^6 - 1) \times \cos \alpha}{9 \times R_{FB}} \quad (2.1b)$$

V_{REF} referans voltajı vermektedir. DAC dijital-analog çeviricinin yazmacında bulunan desimal değeri vermektedir, R_{FB} direncin değerini vermektedir, α ise vektör açının değerini vermektedir.

V_{REF} , R_{FB} gibi değişkenler ayarlanarak P_A ve P_B çıkışlarındaki akımın maksimize edilmesi sağlanmıştır. Bu değişkenlerin uygun şekillerde verilmesiyle oluşan çıkış akımları aşağıdaki tabloda tanımlanmıştır. $I_{MAX-A/B}$ tam ölçekli çıkış tepe akımı olarak verilmiştir. Bu değer çipe ait veri sayfalarında 2.7A-3.3A olarak gösterilmektedir. $I_{OO-A/B}$ ise bağıl konumdaki çıkış akımını vermektedir. Bu değer ise çipin veri sayfalarında 0.5mA-1mA olarak gösterilmektedir.

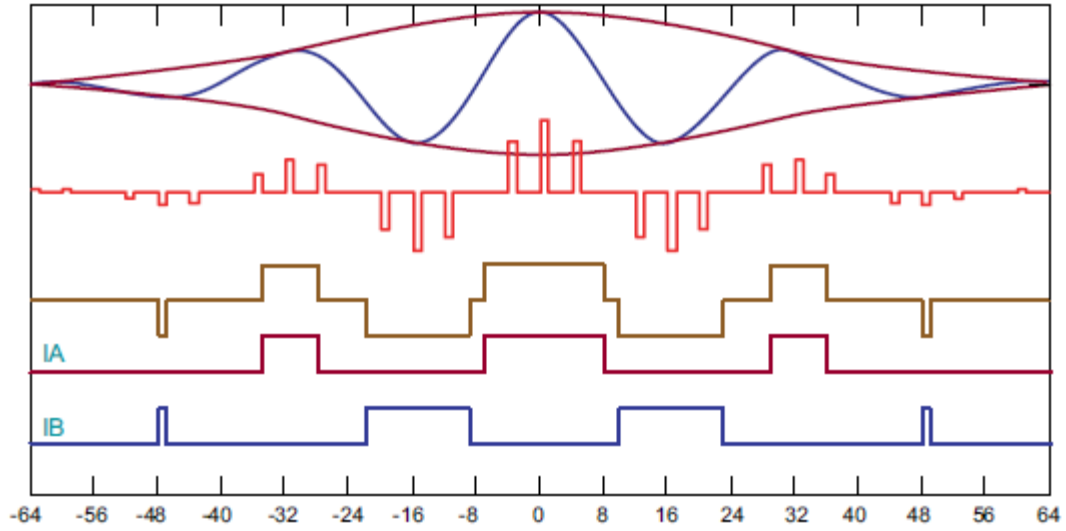
Çizelge 2.3: DAC yazmacı açıklaması [40]

DAC Register Değerleri								PA/PB ÇIKIŞ AKIMI
D7	D6	D5	D4	D3	D2	D1	D0	
0	0	0	0	0	0	0	0	$(0/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	0	0	0	0	0	1	$(1/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	0	0	0	0	1	0	$(2/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	0	0	0	1	0	0	$(4/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	0	0	1	0	0	0	$(8/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	0	1	0	0	0	0	$(16/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	0	1	0	0	0	0	0	$(32/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$
0	1	0	0	0	0	0	0	$(64/255)I_{MAX-A/S} + I_{OO-A/S}$

Bir kosinüs sinyalinin fazının kaydırılabilmesi için aşağıda verilen denklem kullanılmaktadır.

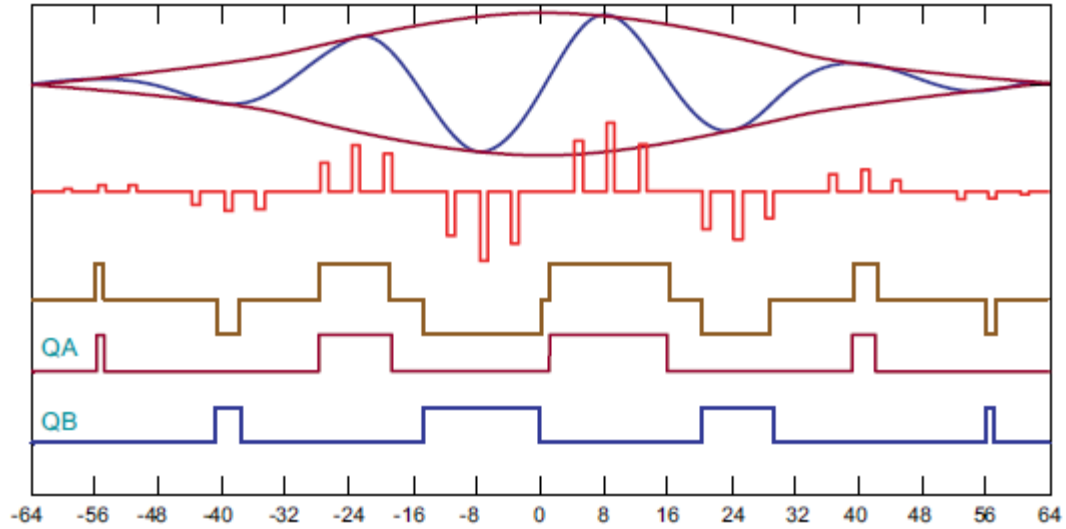
$$A \cos(w_t + \phi_n) = A \cos(w_t) \cos(\phi_n) - A \sin(w_t) \sin(\phi_n) \quad (2.2)$$

Denklemden de görüldüğü üzere faz ayarlaması yapılabilmesi için $\cos(w_t)$, $\sin(w_t)$ sinyalleri ve $\cos(\phi_n)$, $\sin(\phi_n)$ sinyallerine gerek duyulmaktadır. MD2131 çipi $\sin(w_t)$ sinyalini oluşturabilmek için I_A ve I_B akım girişlerini kullanmaktadır. I_A sinyalin pozitif bileşenini oluştururken I_B sinyalin negatif bileşenini oluşturmaktadır. Bu sinyaller üzerinden In-Phase PWM dalgası oluşturulmaktadır.



Şekil 2.2: In-phase PWM dalgası [34]

MD2131 çipi $\cos(\omega t)$ sinyalini oluşturabilmek için Q_A ve Q_B akım girişlerini kullanmaktadır. Q_A sinyalin pozitif bileşenini oluştururken Q_B sinyalin negatif bileşenini oluşturmaktadır. Bu sinyaller üzerinden Quadrature-Phase PWM dalgası oluşturulmaktadır. SPI sinyalinden gelen son 6 bit açılış tablosu üzerinden $\cos(\theta_n)$, $\sin(\theta_n)$ sinyallerini oluşturmaktadır.



Şekil 2.3: Quadrature-phase PWM dalgası [35]

MD2131 çipinin açI çözünürlüğü 7,5⁰ olarak verilmiştir. 360⁰ için 48 adım aralık bulunmaktadır. SPI sinyalinden gelen son 6 bit açI yazmacına yazılmakta ve yazmaç üzerinden Cos(θ_n), Sin(θ_n) sinyallerini oluşturmaktadır.

Çizelge 2.4: AçI yazmacı ve I/Q vektör tanımları [41]

AçI Register						AçI	I Vektörü	Q Vektörü
A5	A4	A3	A2	A1	A0	Derece	COS	SIN
0	0	0	0	0	0	0	111111	000000
0	0	0	0	0	1	7,5	111110	001000
0	0	0	1	1	0	45	101101	101101
0	0	1	1	0	0	90	000000	111111
0	1	0	0	1	0	135	-101101	101101
0	1	1	0	0	0	180	-111111	000000
0	1	1	1	1	0	225	-101101	-101101
1	0	0	1	0	0	270	-000000	-111111
1	0	1	0	1	0	315	101101	-101101
1	0	1	1	1	1	352,5	111110	-100000
1	1	0	0	0	0	360=0	111111	000000

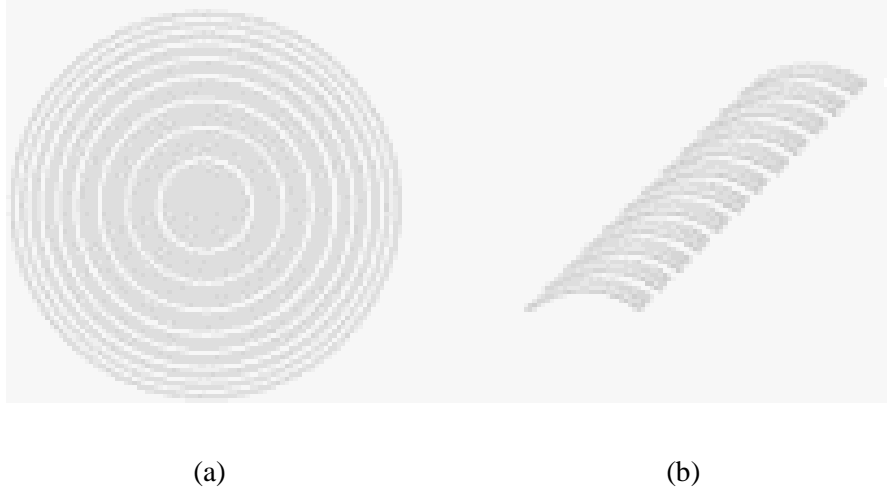
Bütün sinyaller elde edildikten sonra denklemdeki $A \cos (w_t + \theta_n)$ sinyali oluşturulabilmektedir.

SCK girişı SDI, EN, LD, CS gibi girişlerin birbiriyle senkron olarak çalışmasını sağlamaktadır. EN girişı yüksek olduğu durumda çipin çalışır durumda olmasını sağlar. LD girişı SPI sinyali verildikten sonra SPI verisinin çipe yüklenmesini sağlar. CS girişı SPI sinyalini hangi kanalın kullanacağını belirler.

2.1.2. Transdüser

Deneylerde kullanılmak üzere iki adet transdüser dizini alınmıştır. Bu transdüserlerden ilki 1-1.5 Mhz frekans için dizayn edilmiş 16 kanal halka dizinli olandır. Diğer transdüser ise 0.8-1.2 Mhz frekans için dizayn edilmiş 64 kanal lineer dizinli olandır. Bu transdüserler yüksek güçlü uygulamalar için tasarlanmıştır. Projedeki faz değişim hesaplamaları MR görüntüleme yöntemiyle belirlenmektedir. Bu yüzden transdüser dizini MR uyumlu olarak seçilmiştir. Transdüserine ait bilgiler aşağıdaki tabloda verilmektedir.

Tasarımı yapılmış olan sürücüler bu iki transdüser dizinini de sürebilmektedir.



Şekil 2.4: (a) Halka, (b) Lineer transdüser kanallarının görüntüsü [36,37]

Çizelge 2.5: 64 kanallı transdüser dizini özellikleri

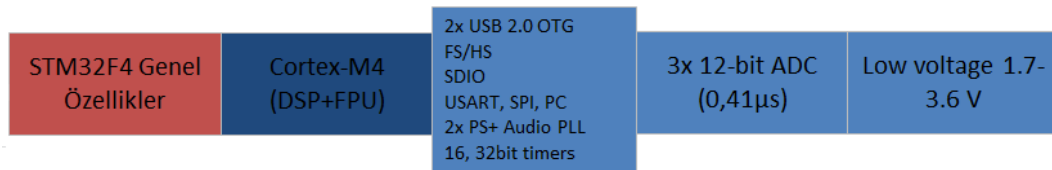
Transdüser tipi	Lineer odaklanmış dizin
Çalışma frekansı	0.8Mhz-1.2Mhz
Odaklama	Silindirik, Eğim yarıçapı: 50mm
Transdüser sayısı	64
Temel adım	1mm
Element aralığı	0.25mm
Element genişliği	20mm
Toplam uzunluk	63.75mm
Akustik uygunluk	Su (1.5MRayl)

Çizelge 2.6: 16 kanallı transdüser dizini özellikleri

Transdüser tipi	Halka dizin
Çalışma Frekansı	1Mhz- 1.5Mhz
Odaklama	Küresel, Eğim yarıçapı: 50mm
Transdüser sayısı	16
Element aralığı	0.2mm
Element genişliği	50mm

2.1.3. STM32F4 Geliştirme kartı

MD2131 demetleyici sürücüsü için gereken sinyaller STM32F4 geliştirme kartından verilmektedir. Çok ucuz olması ve çok yer kaplamaması açısından tercih edilmiştir. Ayrıca C yazılım dili kullanıldığı için yazılımı da kolaylıkla yapılmıştır. STM32F4 geliştirme kartına ait özellikler aşağıdaki tabloda yer almaktadır.



Şekil 2.5: Stm32F4 kartına ait özellikler

2.2. Sürücü Devresi Tasarımı

Sürücü devresi 64 adet transdüserin her birini aynı anda sürebilecek şekilde tasarlanmıştır. Böylece 64'lü transdüser dizininin odaklama yapacağı yer belirlenebilmektedir.

Sürücü devresi ana kart ve sürücü kartı olmak üzere iki ana bölümden oluşmaktadır.

Sürücü devresi;

- Yüksek hızlı, ayarlanabilir dalga formu sürücü olan MD2131
- Yüksek güçlü, kaynaktan sürülen Mosfetler
- Empedans uyumu için transformatörler

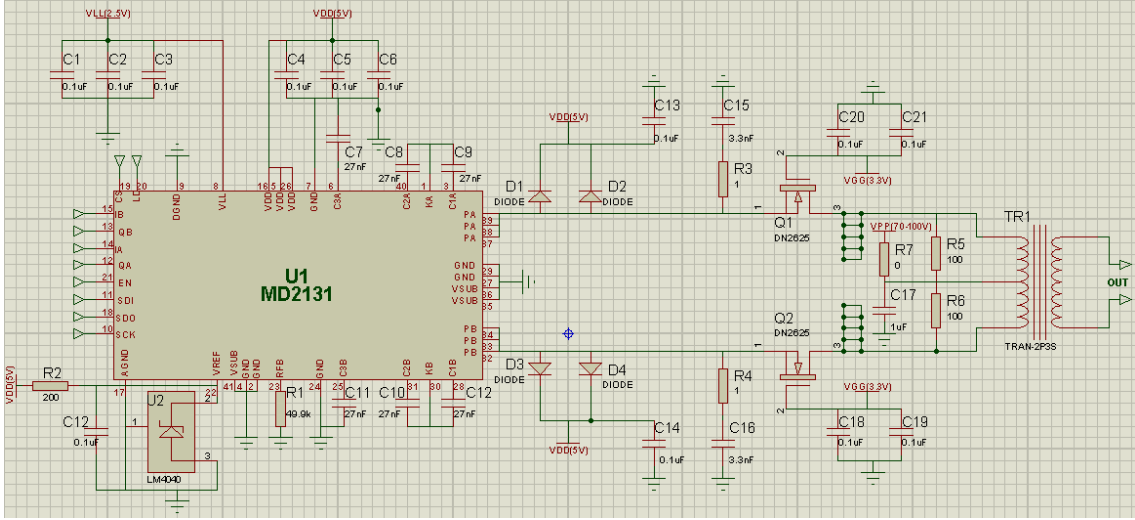
kullanılarak oluşturulmuştur.

Ana kart devresi;

- Sürücünün çalışması için gereken EN, SDI, LD, CS sinyallerini oluşturmak için STM32F4
- JK flip flop
- Kaydırıcı yazmacı

kullanılarak oluşturulmuştur.

2.2.1. Sürücü Kartı tasarımı

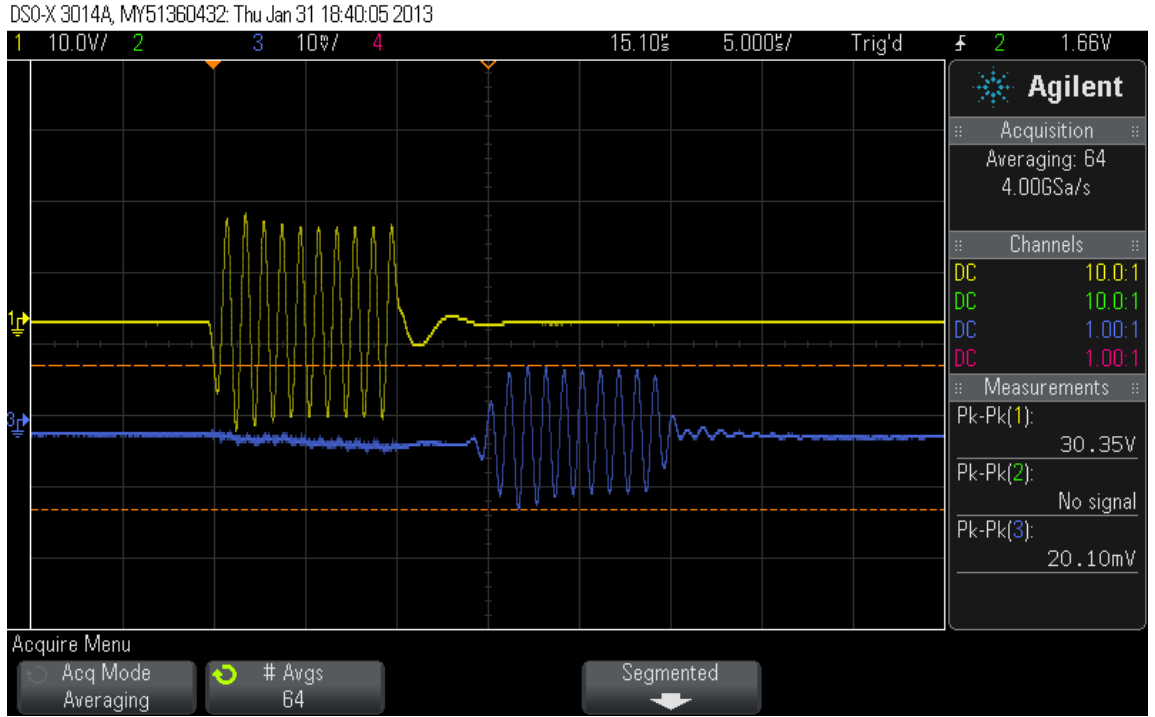


Şekil 2.6: Tek kanallı sürüş devresinin şematığı

Tasarlanan sürücü devresinde MD2131 sürücünün P_A , P_B çıkışları normalde yüksek durumdadır, V_{GS} voltajı düşük olduğu için çıkışta bulunan mosfetler kapalıdır bu durumda çıkıştaki yüksek gerilimden akım çekilmez ve çıkış sinyalleri oluşmaz. MD2131 P_A , P_B çıkışlarından sinyal vermeye başlayınca V_{GS} yükselir ve çıkıştaki Mosfetler açılır bu durumda yüksek gerilimden akım çekilir ve çıkış sinyalleri gözlemlenir. Bu çıkışlar sinyal üretildiği zaman maksimum 3-3.5A akım çekmektedir. MD2131lerin çıkışındaki sinyalin direk transdüserle verilmesi gerekli gücü sağlamamaktadır. Bunun için MD2131'lerin çıkışında güç mosfetlerinden oluşan bir push pull bölümü konularak transdüserlere verilecek güç artırılmıştır.

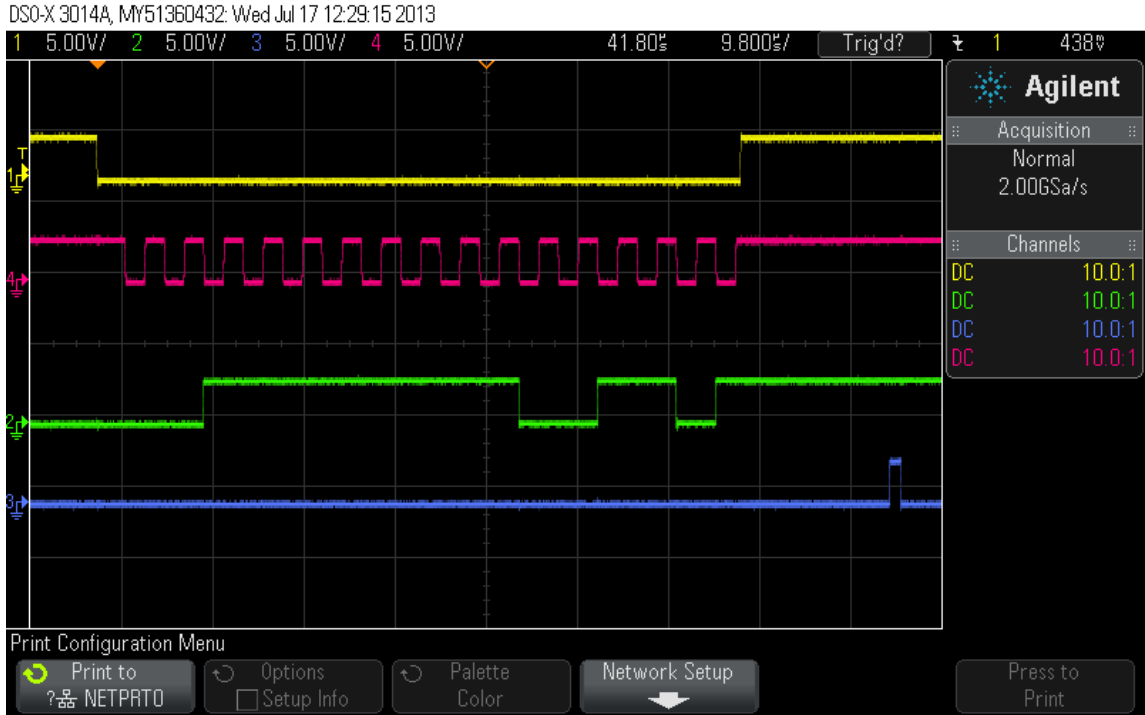
Bu bölümü oluşturmak için DN2625 yüksek genlikli, n kanal, deplasyon mosfetler kullanılmıştır. Bu mosfetler kaynak sürümlü olup akıtıcı-kaynak gerilimi 250V akımı ise 3.3A'dır. DN2625 Mosfetler özellikle tıbbi ultrason uygulamaları için tasarlanmıştır. Mosfetlerin akıtıcı ucunda ise ultrasonik transdüser ile empedans uyumu için ultrasonik frekanslı darbe transformatörü kullanılmıştır.

Uyumlama devreleri kapasitif yüklerin seri bir indüktör ile ortadan kaldırılması yöntemine dayanır. Bu uygulamada transdüser kapasitif yük transformatorün bobini ise indüktans olarak düşünülebilir. Uyumlama devreleri güç transferini büyütmek için ve yükten dönecek yansımaları azaltmak için kullanılmaktadır. Bu sürücü devresinde uyumlamanın 1Mhz frekansta olabilmesi için transdüser elemanına paralel bir kapasitans eklenmiştir. Bu kapasitansın değeri formülasyon ile bulunabileceği gibi ampirik olarak bulunması daha kolaydır. Değeri ampirik olarak bulabilmek için 64lü transdüser dizini elemanlarından bir tanesi sürülerek transdüser akvaryum içerisine yerleştirilmiştir. Hidrofon akvaryum içerisinde tek transdüser elemanının tam karşısında olacak şekilde yerleştirilmiştir ve sinyaller ölçülmüştür. Bu ölçümler sonucunda 4 nF'lık paralel bir kapasitör kullanılarak trafonun indüktörü ve transdüserin reaktif kısmının oluşturduğu rezonans frekansı transdüserlerin çalışma frekansı ile uyumlu hale getirilerek hidrofona gelen sinyalin maksimize edildiği görülmüştür ve bütün transdüserlere paralel olacak şekilde 4nF'lık kapasitör bağlanmıştır. Şekil 2.7'de ampirik olarak çıkış kapasitansını bulmaya dayalı ölçüme ait sonuçlar bulunmaktadır. Sarı renkli sinyal transdüser uygulanan sinyali göstermektedir. Mavi renkli sinyal ise hidrofona gelen ses dalgasının elektronik karşılığını göstermektedir. Transdüserden gönderilen ve hidrofondan alınan sinyaller arasında 15 µs bir gecikme gözlenmektedir. Transdüser ve hidrofon arasında yaklaşık 2.25 cm olduğu kumpas ile ölçülmüştür. Bu ölçüme göre değerlendirildiğinde ölçümün su içerisindeki ses hızıyla uyumlu olduğu görülmektedir.



Şekil 2.7: Uyumlama bölümü için yapılan ölçüm sonuçları

Devrede kullanılacak olan DC gerilimlere paralel olacak şekilde $0,1\mu\text{F}$ 'lık kapasitörler bağlanmış ve DC voltaj üzerindeki gürültü filtrelenmiştir. Ayrıca MD2131 çiplerini korumak amacıyla Mosfet ile çip arasında bir kenetleme bölümü konulmuş çıkışta bulunan DN2625 transistörlerin yanabileceği düşünülerek PA/PB çıkışlarına gidebilecek olası yüksek gerilim önlenmiştir. PA/PB çıkışına bir RC bastırma bölümü konulmuş bu sayede mosfetin kapalı duruma geçmesi halinde gerilimde oluşabilecek salınımların ve ani darbelerin MD2131 çipine zarar vermesi önlenmiştir. Bu gibi koruma mekanizmaları MD2131'lerin yanmasını engelleyerek devre bozulsu bile bu çiplerin sağlam kalmasını sağlamaktadır.

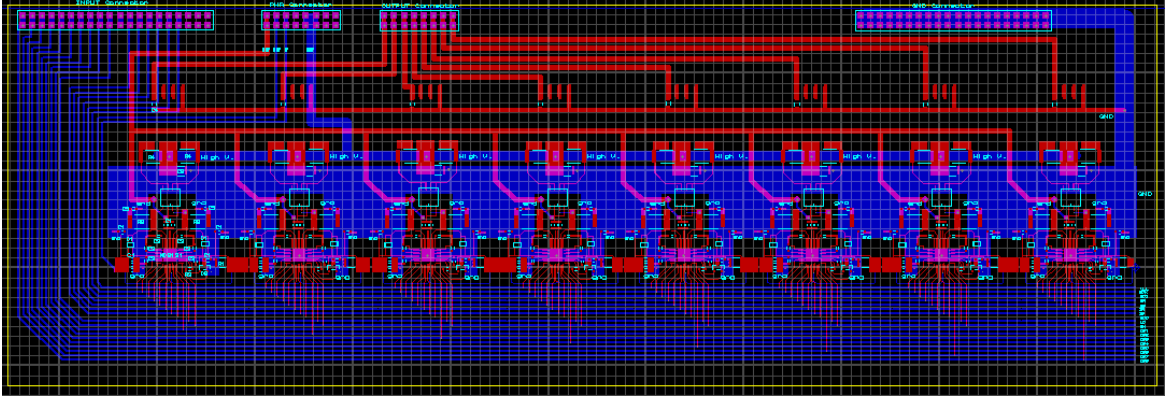


Şekil 2.8: Sürücülere gönderilen EN, SCK, SDI, LD sinyalleri

Yukarıda verilen şekilde sarı olarak verilen sinyal CS, kırmızı olarak verilen sinyal SCK, yeşil olarak verilen sinyal SDI ve mavi olarak verilen sinyal LD'dir. Normal şartlarda MD2131 çipi CS sinyalini aldığı kanala SDI'dan aldığı 16 bit yazmaktadır, daha sonra LD sinyaliyle birlikte bu yazdığı 16 bit çipe yüklemektedir. MD2131 çipi 16 bit yazıldığı zaman bunu hafızasında tutmaktadır. Tasarlanan devrede bütün SDI ve LD girişleri ortak olup CS girişi seçilebilmektedir. Yapılan testler sonucunda bir kanalda gönderilen SPI sinyalinin diğer kanalları da etkilediği gözlemlenmiştir. Bu sorunu ortadan kaldırabilmek adına bütün SDI ve LD sinyalleri birbirinden izole edilip bir anahtar tarafından açılıp kapanacak şekilde ayarlanmıştır. Bu değişim kart üzerine sonradan eklenmiştir ve ilk tasarımda yer almamaktadır.

Devre tasarımı yapılırken veri sayfalarında önerildiği üzere V_{REF} 'i 2,5V gerilime sabitleyecek bir diyot kullanılmış. R_{FB} direnci ise 49.9kOhm olarak seçilmiştir. Böylece

DAC yazgacı tablosunda verildiği gibi akım genliğinin yazmaca verilen değer ile doğru orantılı değişmesi sağlanmıştır.



Şekil 2.9: 64 kanallı dizinin sürüşü için tasarlanan 8 kanallı sürüş kartı

Baskı devre tasarımından ardından prototip olarak basılan kartlarda birkaç sorunla karşılandıktan sonra son olarak yukarıdaki sekizli sürücü devresi tasarımı yapılmıştır. Üzerinde bulunan bütün yollar yüksek hız ve yüksek gerilim bölümleri düşünülerek dizayn edilmiştir. Yüksek hızlı bölümler düşük indüktans yaratmaları açısından en kısa olacak şekilde optimize edilmiş. Yüksek gerilimli bölümlerde ise yollar arası mesafeler geniş bırakılmış hat kalınlıkları yüksek tutulmuştur. MD2131'in çıkışında yüksek akım verildiği için akım taşıma kapasitesi bakımından çıkışta bulunan 3 pinde lehimlenmiştir. Kullandığımız 64'lü transdüser dizininin çalışma frekansı 1Mhz olmasına rağmen sürücü devresinin başka transdüserler için de kullanılabileceği hesaba katılıp daha yüksek frekanslarda da çalışabilecek şekilde tasarlanmıştır.

2.2.2. Ana Kart

Ana kart yapılırken 8li sürücü kartlarının her birinin ana kart üzerindeki portlara yana yana gireceği düşünülerek tasarlanmıştır. Sürücü devresine girecek olan sinyaller ve çıkış sinyalleri ana kartta yer almaktadır.

MD2131 demetleyici sürücüsü PWM tekniği kullanarak isteğe bağlı dalgalar oluşturabilmektedir. PWM tekniğinde üretilen darbelerin genişliği ayarlanarak istenilen analog sinyal elde edilebilmektedir. MD2131'ün çıkıştaki sinyali oluşturabilmesi için gereken I_A , I_B , Q_A , Q_B sinyalleri JK flip flop kullanılarak oluşturulmuştur. Ultrasonik transdüserin çalışması gereken frekans 1Mhz'dir. Bu sinyal transdüserine 10 μ s (10 döngü) boyunca verilmektedir. Sinüsoidal bir sinyal üretmek için I_B 'nin fazı I_A 'nın fazına göre 180⁰ kaydırılmıştır. Sinüs kosinüs eşitliğinden;

$$\sin \varnothing = \cos(\varnothing - \pi/2) \quad (2.3)$$

I ve Q sinyalleri arasında 90⁰ faz farkı olacak şekilde ayarlanmıştır. Fakat ilk prototipte oluşturulan I_A , I_B , Q_A , Q_B sinyallerinin yükseliş ve düşüş anlarında üst üste binmesi çıkıştaki transistör çiftinin aynı anda açılmasına ve kapanmasına sebep olmuştur. Bu problemden kurtulmak adına JK flip-flop çıkışında ve kapısı ve ve değil kapısı kullanılmıştır.

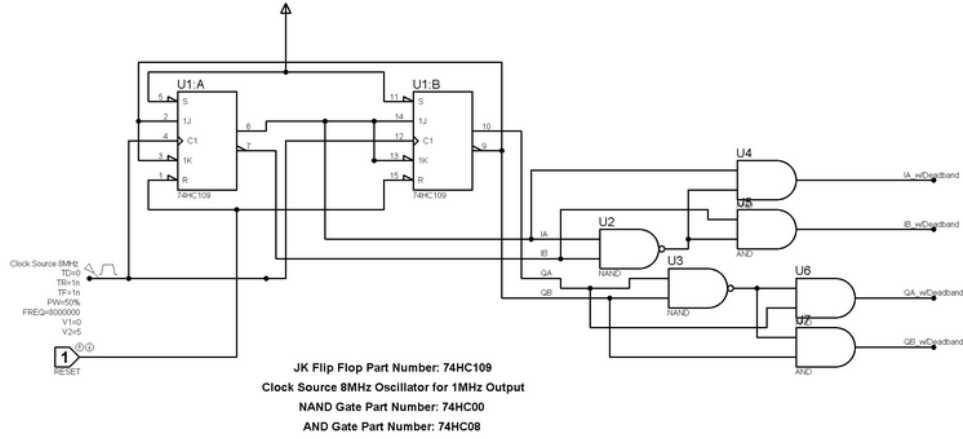
$$I_A = (I_A \wedge (I_A \wedge I_B)') \quad (2.4a)$$

$$I_B = (I_B \wedge (I_A \wedge I_B)') \quad (2.4b)$$

$$Q_A = (Q_A \wedge (Q_A \wedge Q)') \quad (2.4c)$$

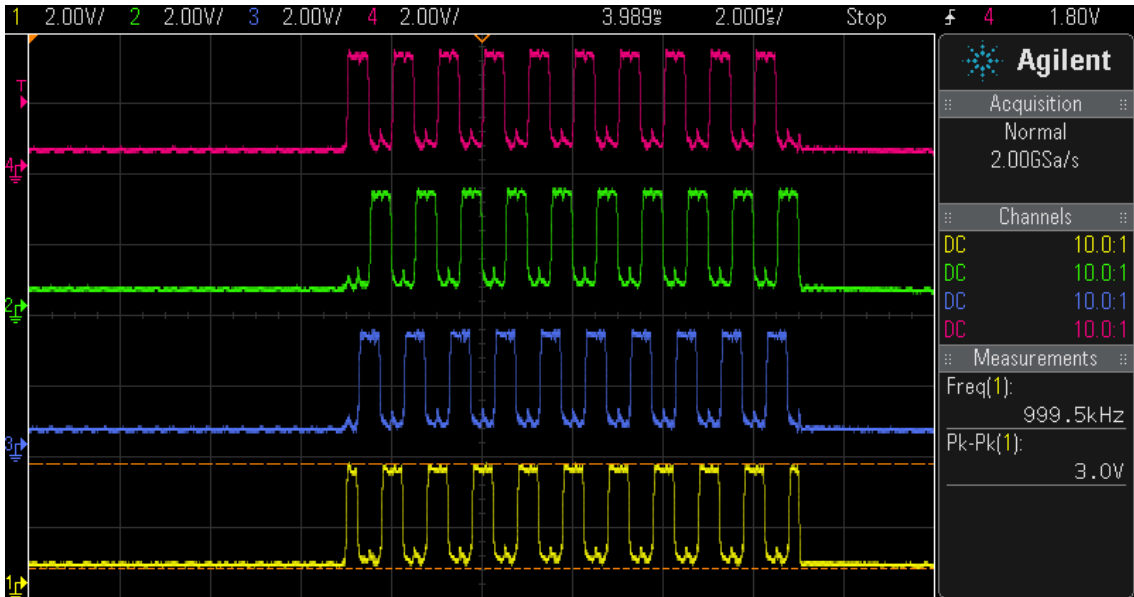
$$Q_B = (Q_B \wedge (Q_A \wedge Q_B)') \quad (2.4d)$$

Bu sayede sinyalin yükseliş ve düşüş anlarında üst üste binmesi sorunu çözülmüştür. Sürücünden transdüserlere verilen sinyalin düzgün bir sinüs dalgası olması sağlanmıştır.



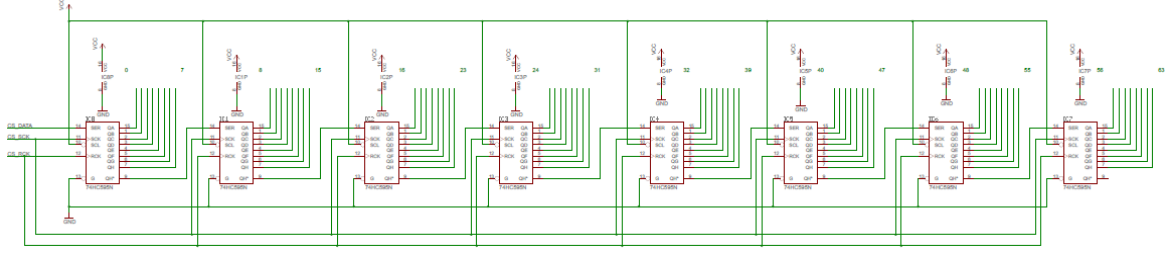
Şekil 2.10: I, Q sinyallerini oluşturacak flip-flop ve mantık devresi şeması

I, Q sinyalleri incelendiğinde sinyallerin tam kare olarak oluşturulmadığı bazı ufak sorunların olduğu görülmüştür fakat bu sorunlar sürücü çıkış sinyalini etkilemediği için değiştirilmemiştir. Bu sinyallere ait görüntüler aşağıda verilmektedir.



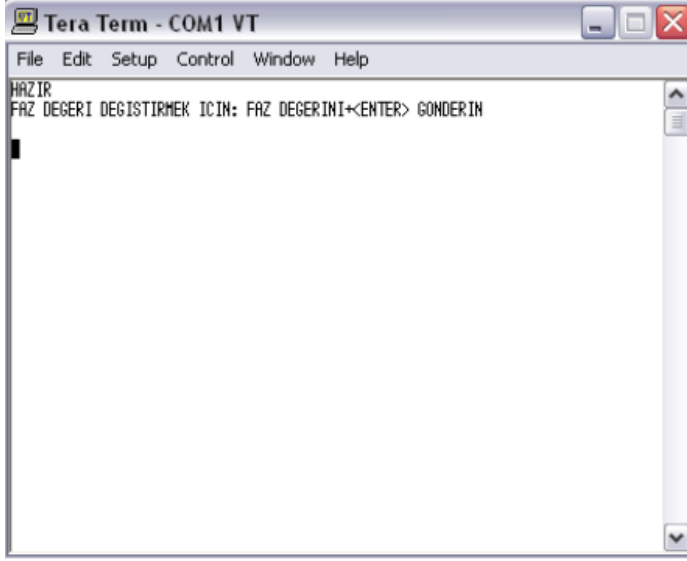
Şekil 2.11: I_A, I_B, Q_A, Q_B sinyallerine ait görüntüler

MD2131 çipi SPI tabanlı olduğu için SDI sinyali bütün kanallara aynı anda gitmektedir. CS kanalı açık olan çip SDI sinyalini alıp yazmacına yazmaktadır. CS kanalına gidecek olan sinyal STM32F4'ün bir çıkışından verilir ve 64 kanallı kaydırıcı yazmacı sayesinde çiplere dağıtılmaktadır.

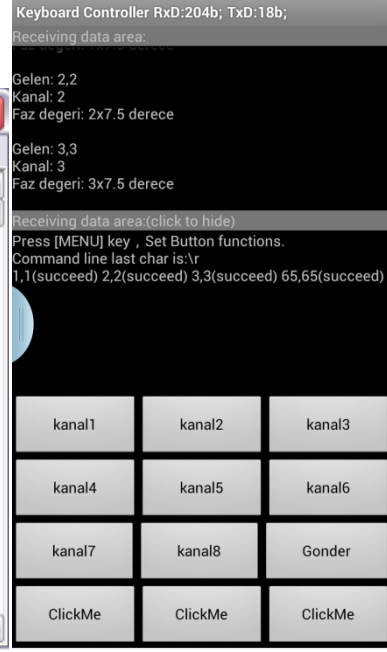


Şekil 2.12: 64 kanal yazmaç kaydırıcı şematığı

MD2131 çipine gidecek olan SPI, LD, SCK, EN sinyalleri STM32F4 tarafından üretilmektedir. 16 bit SPI sinyalinde DAC yazmacı maksimum akım çekecek şekilde 255 değerine ayarlanmıştır. Sadece faz değerleri değiştirilerek STM32F4'e bluetooth arayüz yapılmış böylece istenilen kanala istenilen fazın verilmesi bilgisayar ve telefon üzerinden sağlanabilmektedir. Sürücü kartlarının çıkışları yine ana kart üzerinden transdüser dizinine verilmektedir.

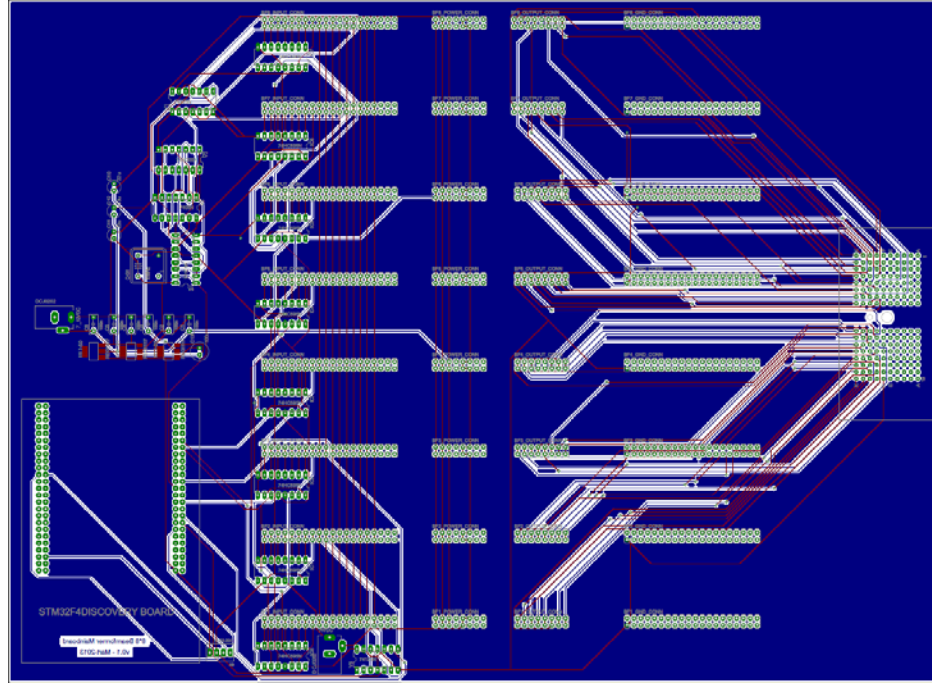


(a)



(b)

Şekil 2.13: (a)Tera term seri giriş programına ait görüntü, (b) Bluetooth SPP programına ait görüntü

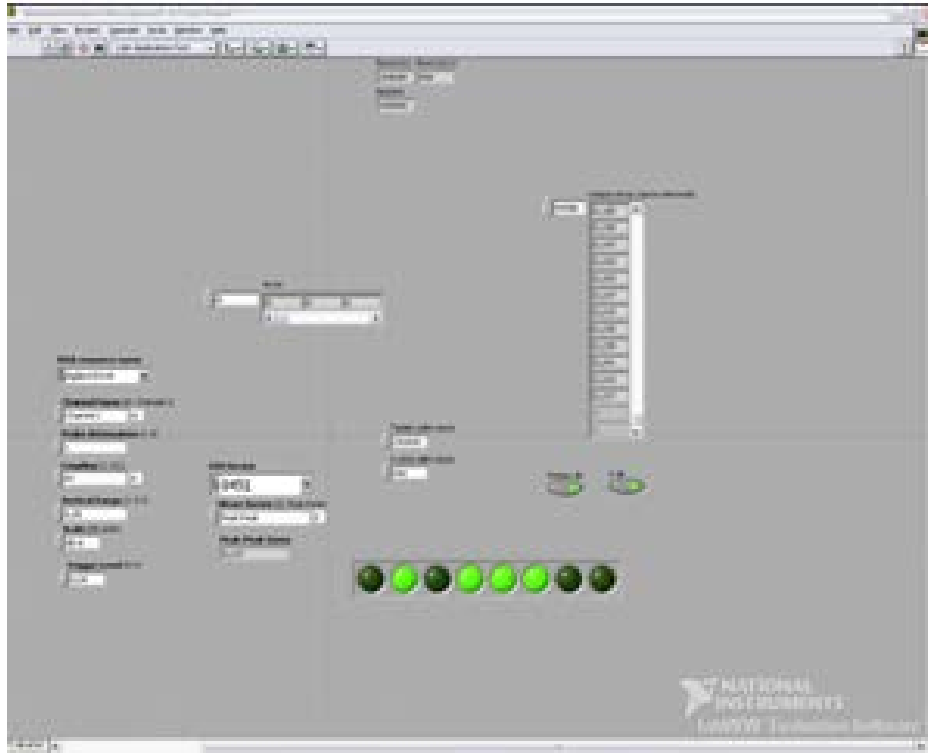


Şekil 2.14: 64 kanallı dizin sürücüsü için tasarlanan ana kartın çizimleri

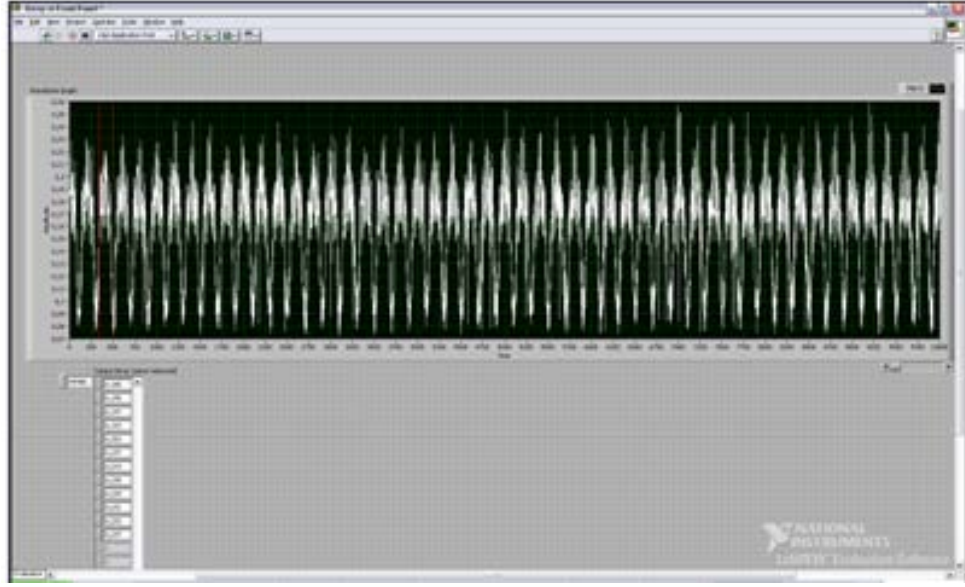
2.3. Test Düzeneği

64lü transdüser dizininin odaklandığı noktanın doğruluğunu test etmek adına hidrofön ve konumlandırıcılarla akvaryum içerisine bir test düzeneği kurulmuştur. Hidrofönlar su altındaki ses dalgalarını elektrik dalgalarına çeviren aygıtlardır. Akvaryum içerisindeki ses dalgalarının elektriksel sinyale dönüştürölüp izlenebilmesi için kullanılmaktadır. Test düzeneğinde üç adet adım motoru bulunmaktadır bunlardan ikisi hidrofön tarafını X ve Y koordinatlarında hareket ettirirken üçüncü motor transdüseri açısıl olarak çevirmektedir. Kullanılan motorlar M880APbF-G motor sürücülerıyla sürölmektedir. Bu sürücüler mikro adım sürücüsü olarak geçmektedir ve adım aralıkları 400 ila 40000 darbe/devir arasında değişebilmektedir. Bu adım aralıkları testlerdeki çözünürlüğün yüksek olmasını sağlamaktadır. Bu test düzeneğinde transdüser sabit tutularak hidrofön X ve Y eksenlerinde hareket ettirilmiş verilen satır, sütun ve basamak aralıklarıyla istenilen bölge taranmış, transdüserin akustik yayılım desenleri çıkarılmıştır. Böylece transdüser dizinindeki her bir transdüserine verilen faz açılarıyla, gerçekten istenilen

noktaya odaklama yapılıp yapılmadığı test edilebilmektedir. Kurulan tarama düzeneği yazılımları Labview programında yazılmış ve motor sürücü sinyalleri NI 8451 tarafından sağlanmıştır. Yine Agilent osiloskop üzerinden hidrofonun her adımda okuduğu sinyal Labview programı tarafından kayıt edilmiştir. Daha sonra bu bilgiler Matlab programında görüntüye çevrilmiştir.

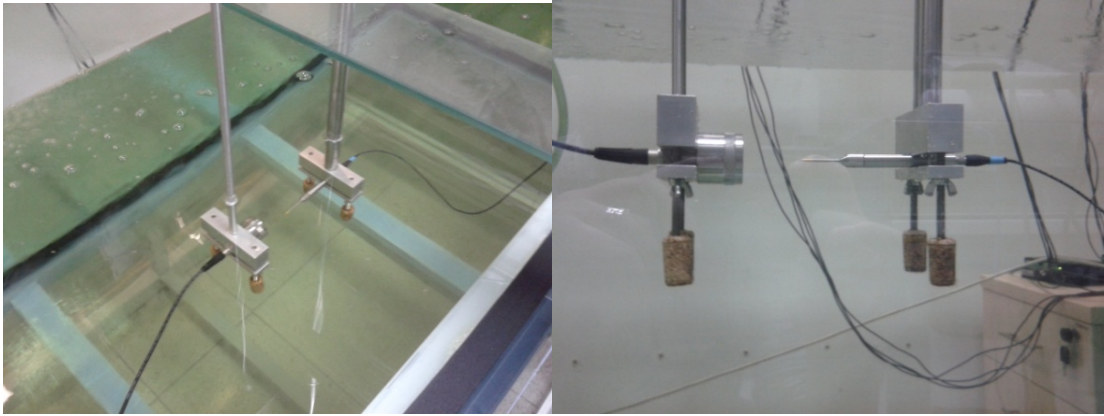


(a)

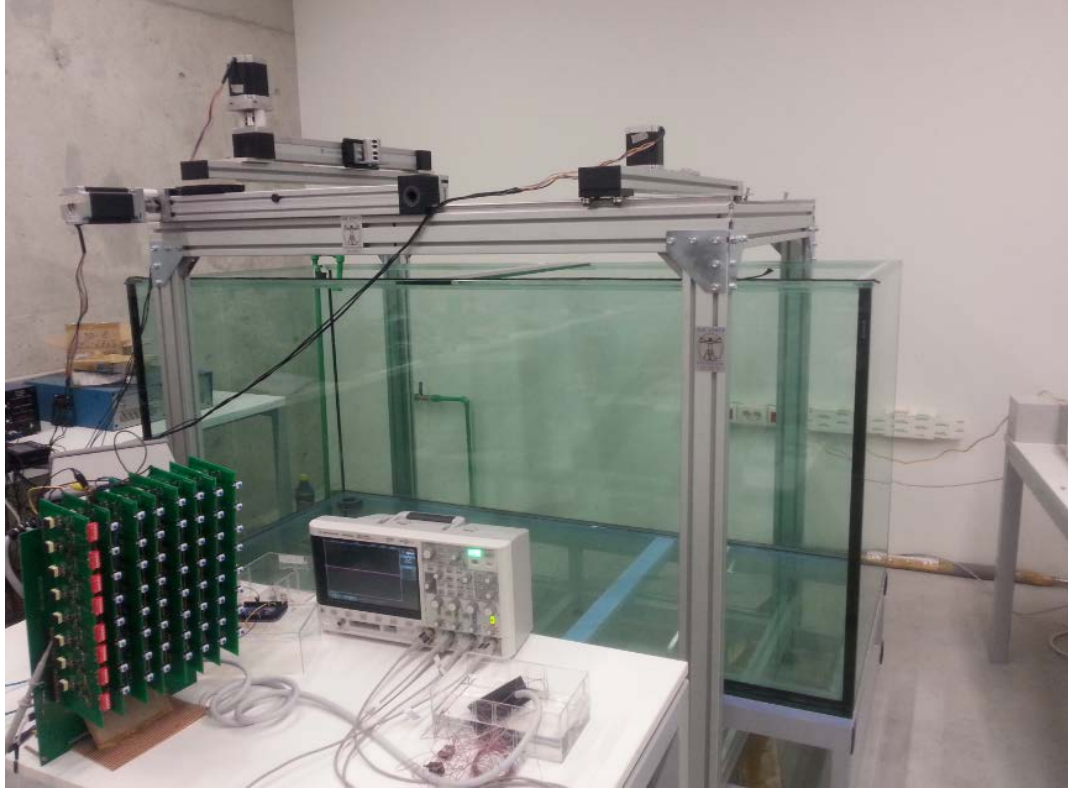


(b)

Şekil 2.15: (a)Tarama yazılımı ara yüzü (b)Transdüser yayılım deseni sonuçlarını gösteren ekran



Şekil 2.16: Akustik yayılım desenini çıkarmak üzere dizayn edilen düzenekte yapılan testler

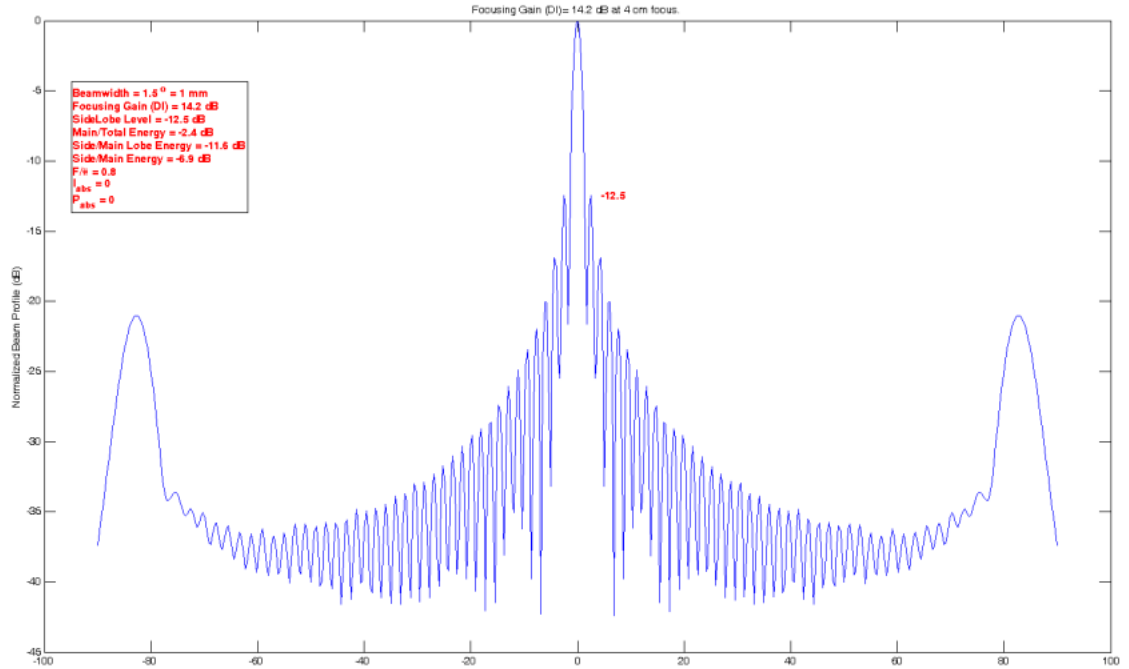


Şekil 2.17: Sürüş devresi ve test düzeneğine ait görüntü

3. TESTLER VE SONUÇLARI

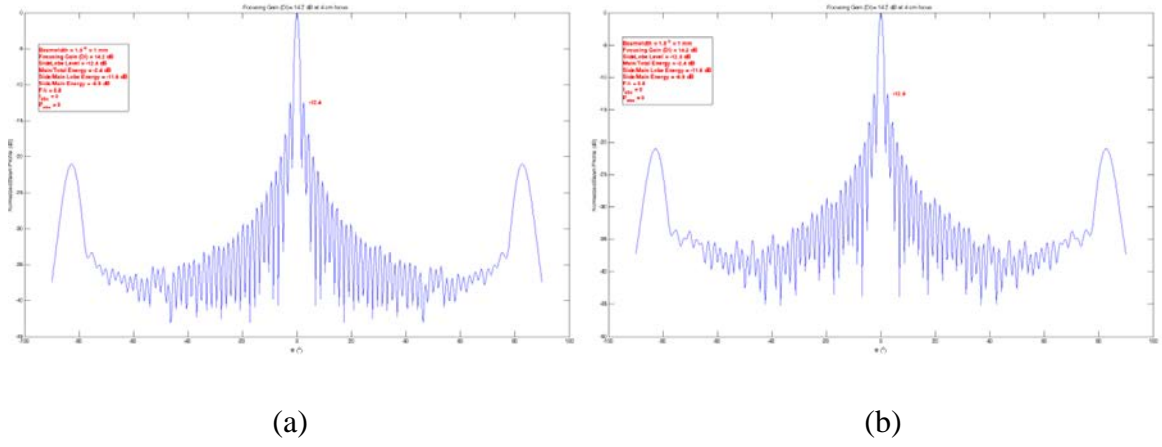
3.1. MD2131 Faz Çözünürlüğü

MD2131 demetleyici sürücüsü $7,5^0$ 'lik faz çözünürlüğüne sahiptir. Bu demetleyici sürücüsü seçilmeden önce $7,5^0$ faz kaymasının proje için yeterli olup olmadığı simülasyonlar ile test edilmiştir. Simülasyonlar da 64lü dizin transdüserinin 4cm'ye odaklanacağı varsayılmış ve 4cm uzaklıktaki ses dalgasının demet profili incelenmiştir. İlk olarak demetleyiciye verilmesi gereken fazlar 1^0 çözünürlüğe sahipmiş gibi düşünülmüştür. Bunun sonucunda demet profili aşağıdaki gibi çıkmıştır.

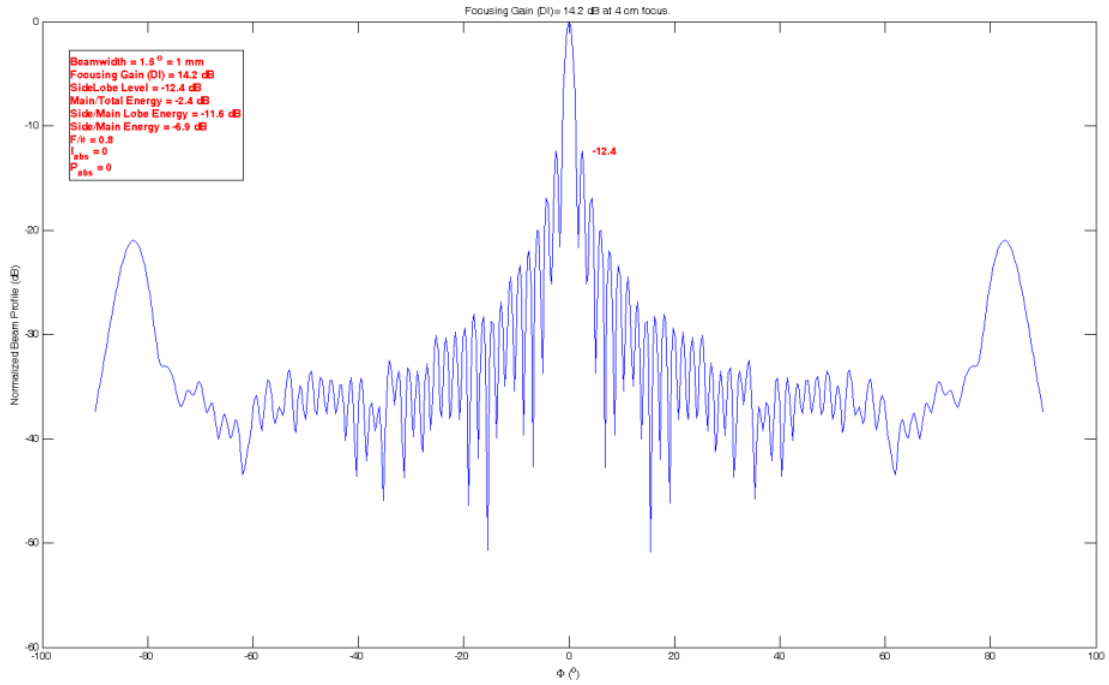


Şekil 3.1: 1^0 çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları

Daha sonra $3^0,5^0$ çözünürlüklerdeki profil incelenmiş ve 1^0 çözünürlükle neredeyse hiçbir farkının olmadığı görülmüştür.

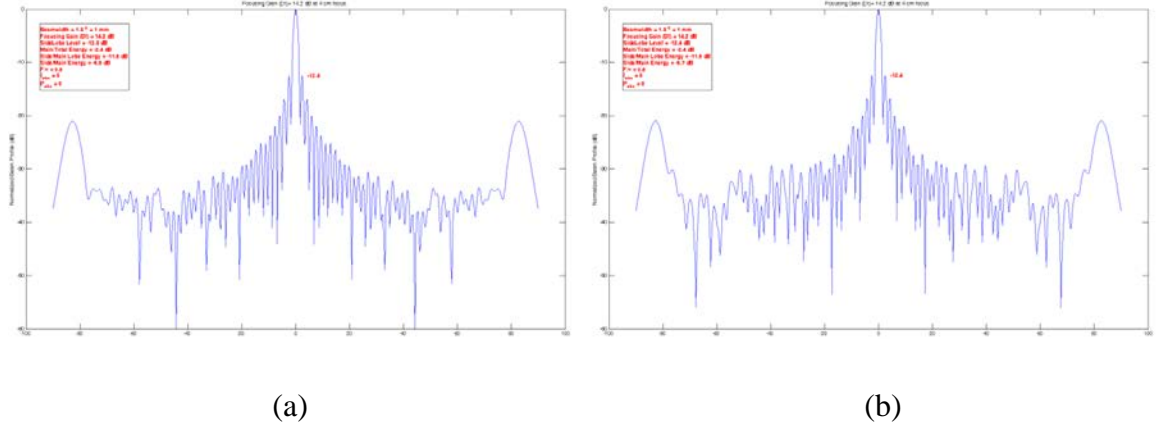


Şekil 3.2: (a) 3^0 , (b) 5^0 çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları. $7,5^0$ 'lik çözünürlükteki profile de çok küçük farklar tespit edilmiş bu farkların odaklama için bir sorun çıkartmayacağı sonucuna varılmıştır.



Şekil 3.3: $7,5^0$ çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları

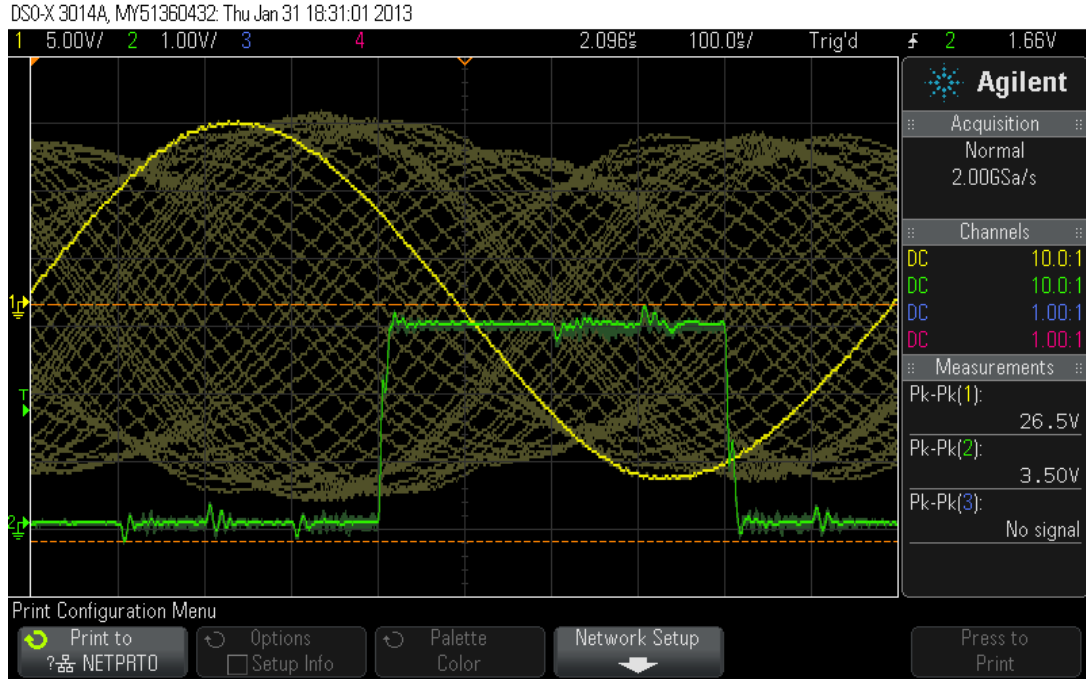
Bu simülasyonlardan sonra 10^0 çözünürlükteki ve 20^0 çözünürlükteki simülasyonlara da bakılmış 20^0 'de çözünürlükte sinyalin yavaş bozulduğu gözlemlenmiştir. Bu simülasyon sonucunda $7,5^0$ 'lik çözünürlüğe sahip olan MD2131 demetleyici sürücülerinin sağlıklı şekilde odaklama yapabileceğine karar verilmiştir.



Şekil 3.4: (a) 10^0 , (b) 20^0 çözünürlük olduğu varsayılarak yapılan simülasyon sonuçları.

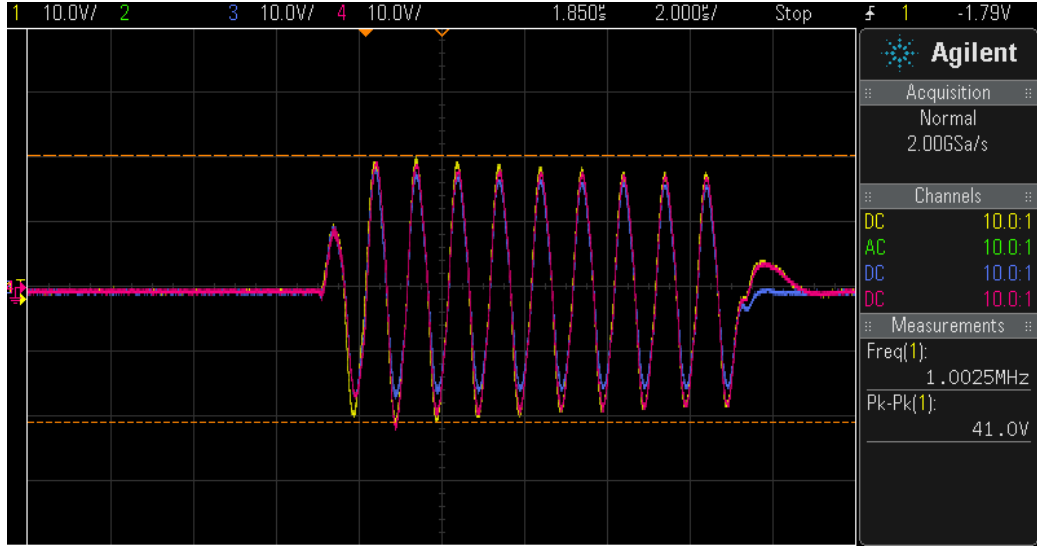
3.2. Sürücü Elektronik Çıkış Sinyalleri

MD2131 demetleyici sürücüsüne gönderilen SPI sinyalinin de açılı yazmacına verilen 48 değerlerin çıkış sinyaline etkisi ölçülmüş çıkış sinyalinin 0^0 ile 360^0 arasında $7,5^0$ 'lik adımlarla kaydığı gözlemlenmiştir. Aşağıdaki şekilden de anlaşılacağı üzere bu ölçüm esnasında sinyalin genliğinde değişimler oluşmaktadır. Bu değişimler kullanılacak olan uygulama açısından kritik önem taşıyacak boyutlarda değildir.



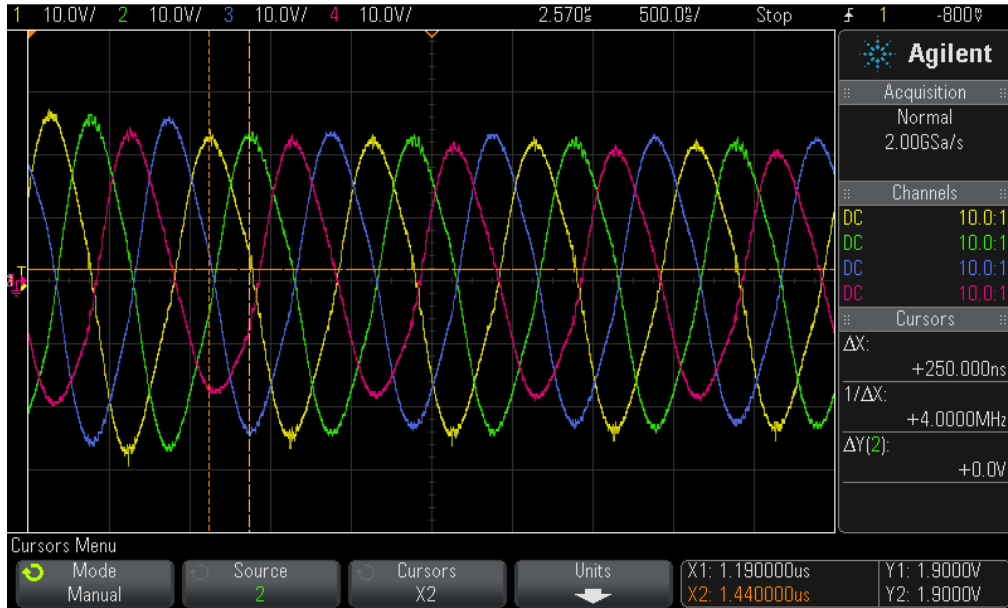
Şekil 3.5: 48 farklı faza göre alınan çıkış grafikleri

Farklı sürücülere aynı fazlar verildiği zaman birbirleri arasında kayma olup olmadığını kontrol etmek için 3 kanalın çıkış sinyalleri ölçülmüştür. 3 kanala 0° lık faz farkı verilmiş transdüserlere gelen sinyaller kontrol edilmiştir. Bu sinyaller üzerinde bir miktar genlik farkı vardır fakat bu fark uygulama için bir sorun teşkil etmemektedir. Bu çıkış sinyalleri birbirlerinin üzerine tam olarak oturmaktadır. Bu ölçümler aşağıdaki grafikte yer almaktadır.



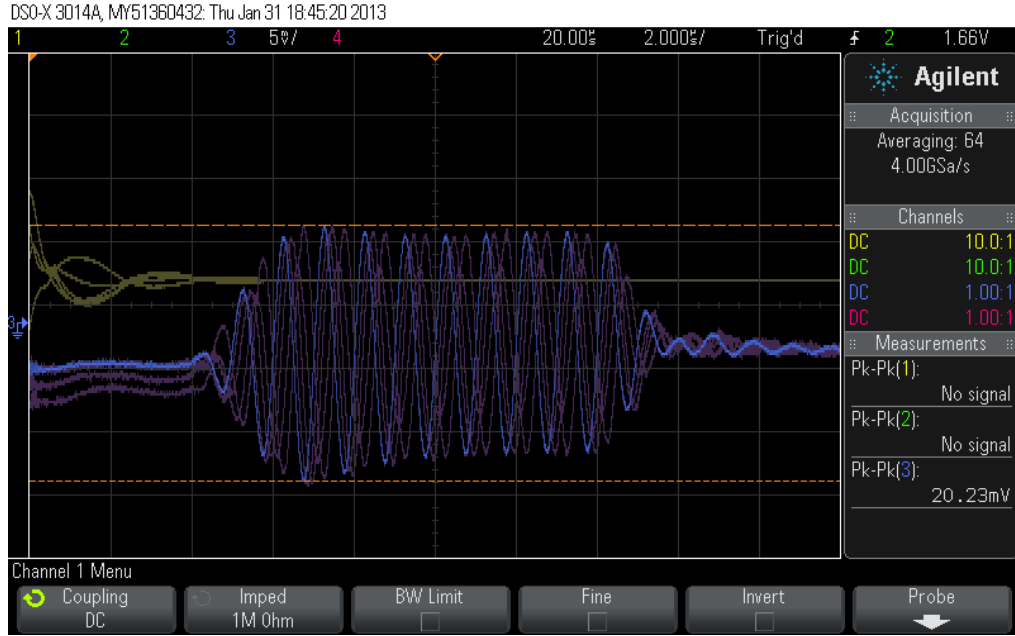
Şekil 3.6: 3, 7 ve 16. kanalların 0^0 fazındaki çıkışları

4 ayrı kanalın açılış yazmacına 0, 12, 24, 36 değerleri verilerek her birinin 90^0 faz kaymasıyla çıkış verdiği gözlemlenmiştir. Yapılan ölçümlere bakıldığında zaman farkının 250ns olduğu görülmektedir. Yine kanallar arasında bazı genlik farkları olduğu görülmektedir.



Şekil 3.7: 4 farklı kanaldan verilen 0^0 , 90^0 , 180^0 , 270^0 fazlarına ait grafik

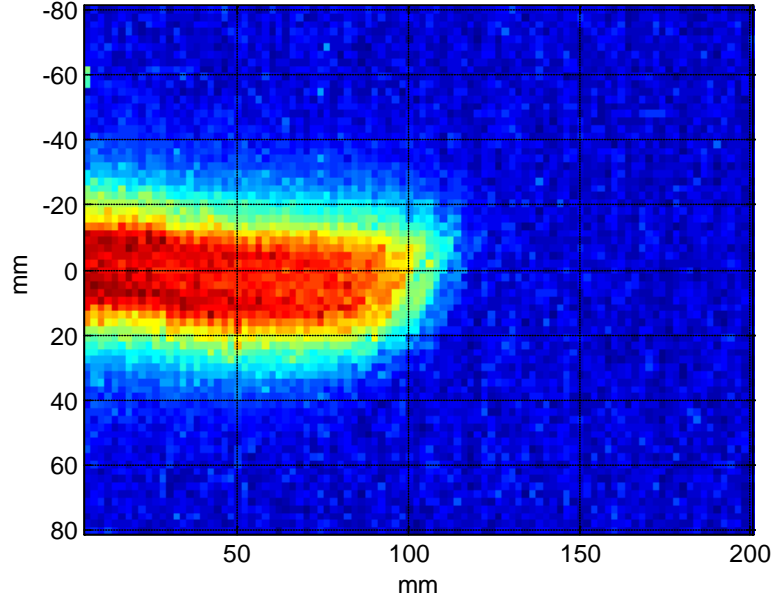
Çıkış sinyallerinin doğru çalıştığı tespit edildikten sonra hidrofon tarafından alınan sinyalin fazının, yani akustik sinyalin fazının da beklenildiği gibi kaydırılıp kaydırılmadığı kontrol edilmiş bu dalgalarında transdüserin verdiği faz farklarıyla geldiği ölçümlerden çıkarılmıştır. Aşağıdaki grafik bu ölçümlerden alınmıştır.



Şekil 3.8: Hidrofon tarafından alınan sinyalin faz kaymaları

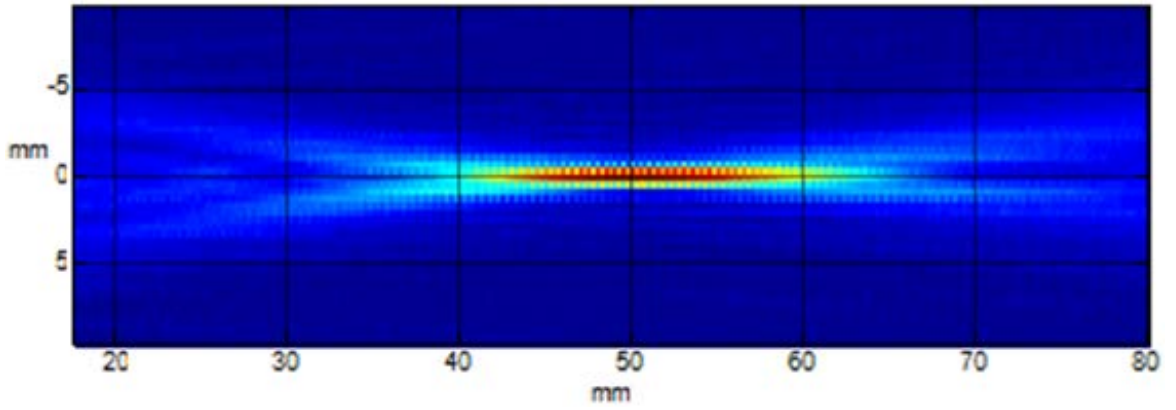
3.3. Akustik Yayılım desenleri

Test düzeneğimiz transdüserlerin akustik yayılım desenlerini çıkarabilecek hale getirildikten sonra ilk olarak 1 Mhz frekanslı odaksız 19mm çaplı transdüserin akustik yayılım deseni çıkarılmıştır. Transdüserine ait yayılım desenleri incelendiğinde bir miktar gürültünün olduğu görülmektedir. Test düzeneğinde hidrofonta tarama yaptırılmadığı, sabit tutulduğu durumlarda transdüserden verilen ve hidrofondan alınan sinyallere bakılmış gürültü seviyesinin çok daha düşük olduğu görülmüştür. Daha sonra tarama yapmak üzere adım motorlar çalıştırıldığında gürültü seviyesinin arttığı tespit edilmiştir. Bu gürültünün motorların yarattığı elektro manyetik girişimden kaynaklandığı sonucuna varılmıştır.

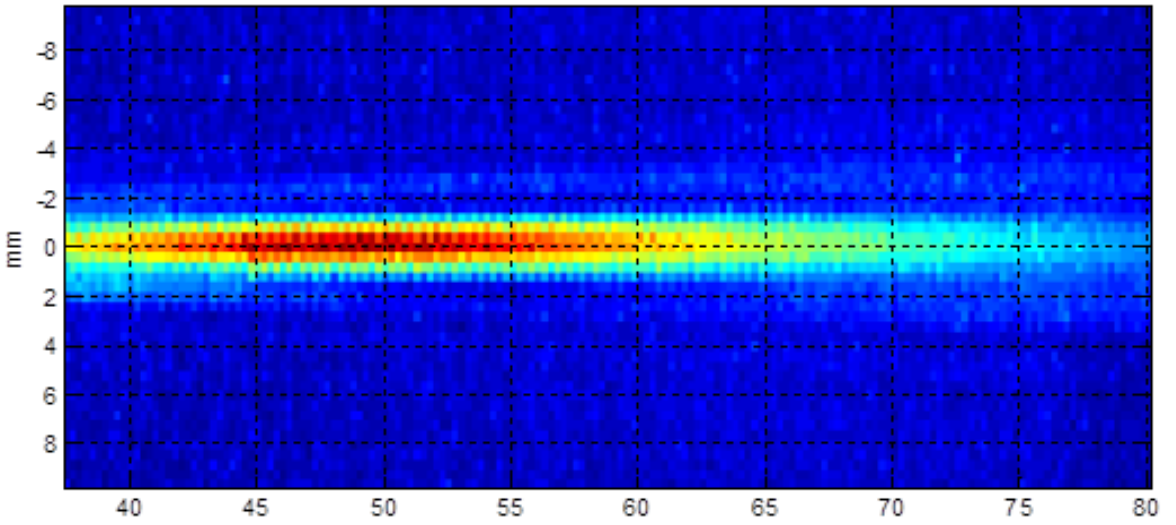


Şekil 3.9: 1 MHz frekanslı, odaksız, 19mm çaplı odaksız transdüser demet deseni

Sürücü elektroniği tasarımı yapıp çalıştırdıktan sonra elimizde bulunan 50 mm odaklı, 1 MHz merkez frekanslı 64 elemanlı HIFU transdüser dizininin bir elemanına ait akustik yayılım desenleri 1Mhz ve 500Khz'de çıkarılmıştır. Şekillerden de anlaşıldığı üzere test düzeneği düzgün şekilde çalışmaktadır.



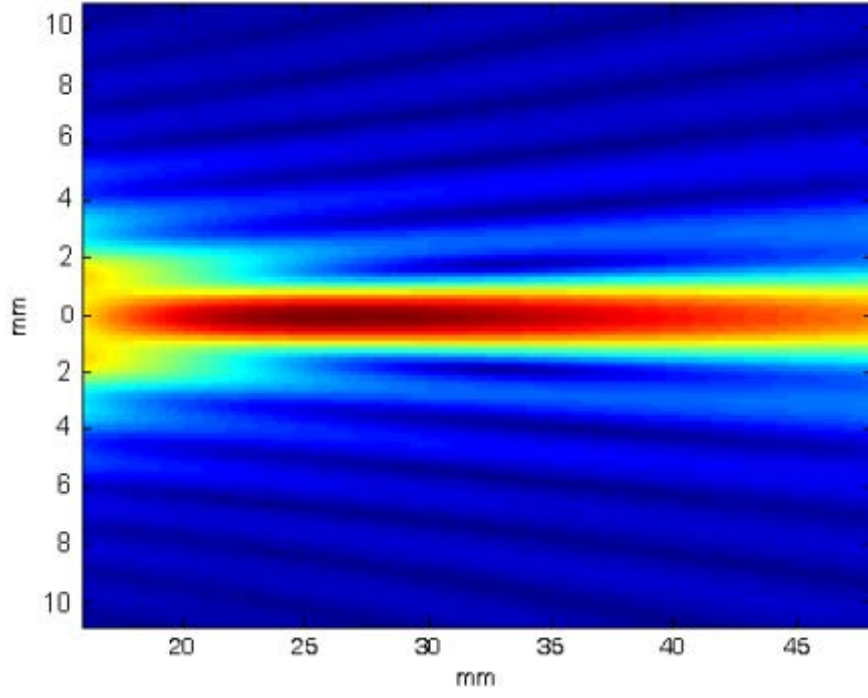
(a)



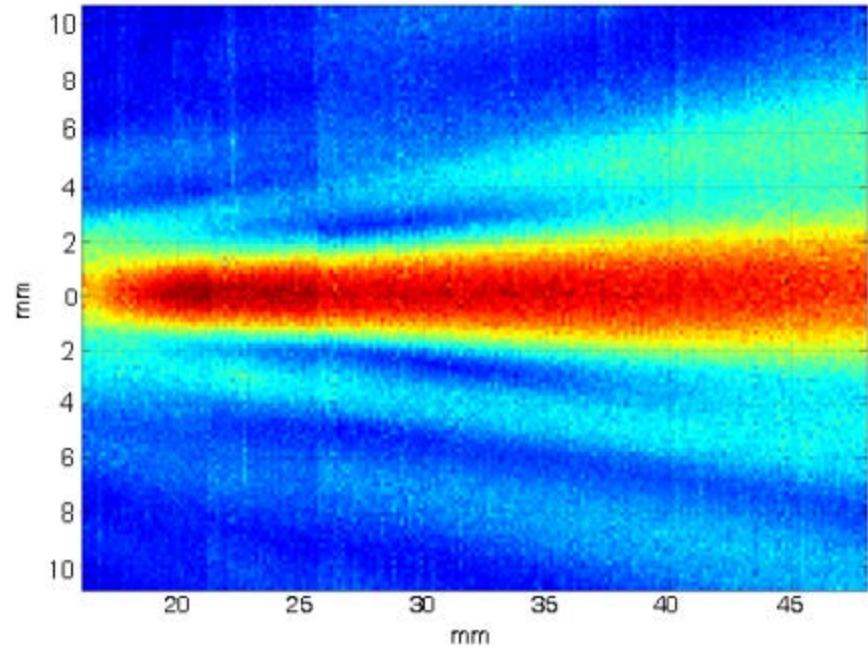
(b)

Şekil 3.10: 50 mm odaklı, 1 MHz merkez frekanslı HIFU transdüsünün (a) 1 MHz'deki ve (b) 500 kHz'deki demet desenleri

Tek transdüser üzerinde yapılan testlerden sonra transdüser dizininin ortadaki 16kanalı sürülerek bir test yapılmış ve bu 16 transdüser tam orta noktadan 3cm uzaklığa odaklanacak şekilde fazlar verilmiştir. Bu ölçümün simülasyonları aynı zamanda Matlab üzerinden yapılmış ve sonuçlar karşılaştırılmıştır.



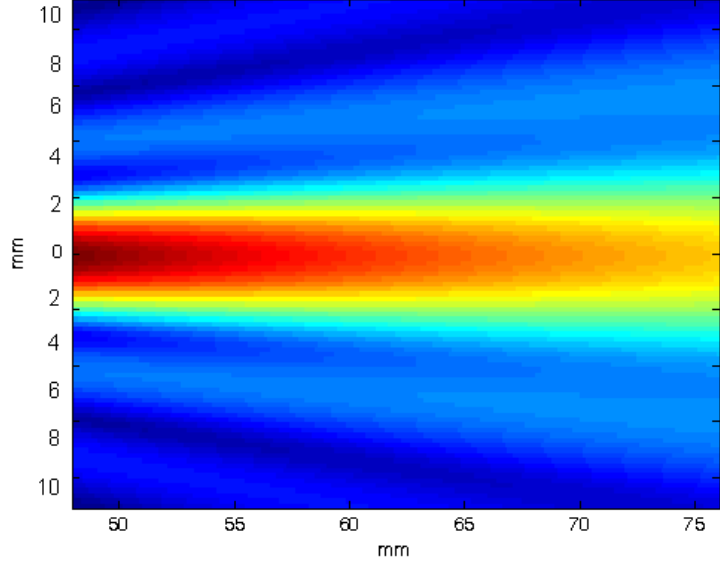
(a)



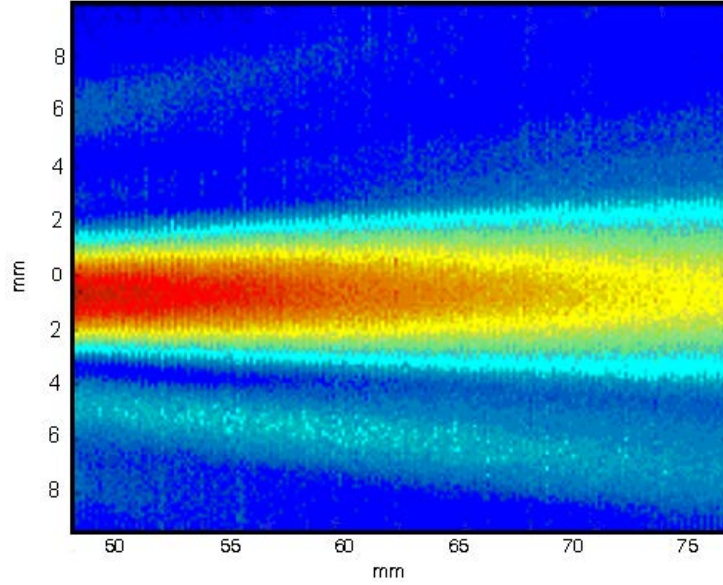
(b)

Şekil 3.11: (a) 3cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin simülasyonu, (b) 3cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin transdüser akustik yayılım deseni

Şekil 3.13'de verilen üstteki grafik 4cm uzaklığa odaklanmış 16 transdüser dizinine ait simülasyona ait grafik görüntüsünü vermektedir. Aşağıda ise 4cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin transdüser akustik yayılım desenini vermektedir.



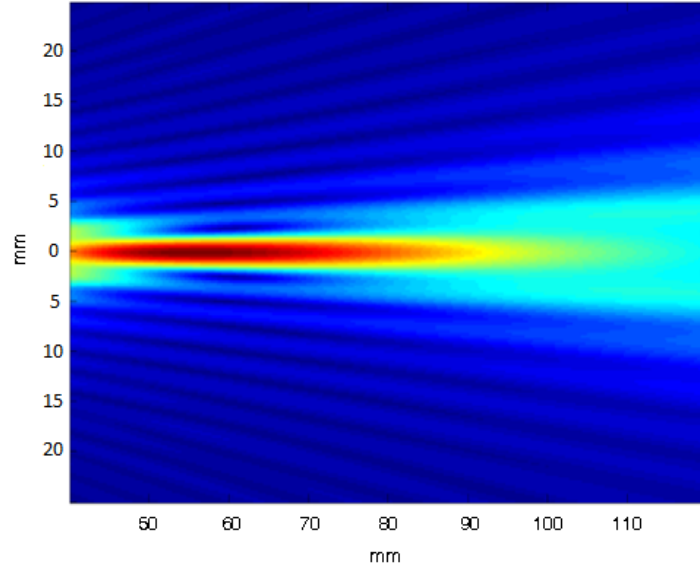
(a)



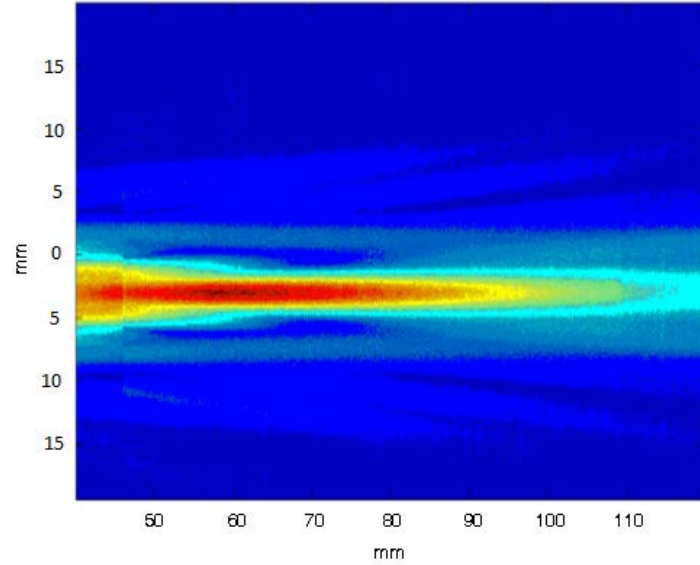
(b)

Şekil 3.12: (a) 4cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin simülasyonu, (b) 4cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 16 dizin transdüser akustik yayılım deseni.

16 transdüser dizini denendikten sonra, 32 transdüserine ait odaklama testleri yapılmıştır. Şekil 3.14’de verilen üstteki grafik 6cm uzaklığa odaklanmış 32 transdüser dizinine ait simülasyona ait grafik görüntüsünü vermektedir. Aşağıda ise 6cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 32 dizin transdüser akustik yayılım desenini vermektedir.



(a)



(b)

Şekil 3.13: (a) 6cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 32 dizin simülasyonu, (b) 6cm odaklanacak şekilde ayarlanmış 32 dizin transdüser akustik yayılım deseni.

Yukarıdaki simülasyon ve test sonuçları karşılaştırıldığında testlerin başarılı olduğu gözlemlenmektedir. Test sonuçlarında gürültü gözlemlense de yukarıda bahsedildiği gibi bu gürültünün elektro manyetik girişimden kaynaklandığı bilinmektedir. Bunun haricinde odak noktasına bakıldığında simülasyonlar ile çok benzerlik göstermektedir. Test sonuçlarına bakıldığında transdüser dizininin ve sürücülerin yapılan proje için yeterli olduğu görülmektedir.

4. SONUÇ VE TARTIŞMA

Yüksek genlikli odaklı ultrason konusu son senelerde biyomedikal alanında çok gelişmiş, artık eski birçok yöntem yerine günümüzde kullanılır hale gelmiştir. Ülkemiz bu teknolojiyle daha yeni yeni tanışmaktadır.

Yapmış olduğum araştırmanın temel konusu yüksek genlikli odaklı ultrason uygulamaları için sürüş elektroniği dizini geliştirilmesidir. Yapılan tasarımlar sonucu bu sürüş elektroniğinin tek bir transdüseri sürecekle şekilde prototipi yapılmış daha sonra ise transdüser dizinini sürecekle tasarım gerçekleştirilmiştir. MD2131 çipi 5mmx5mm boyutunda olup 40 adet bacağa sahiptir. Bacak kalınlıkları 0.2mm, bacaklar arası mesafe 0.2mm ve QFN paket olduğu için ilk prototipler yapılırken kart üzerine montajda zorluklar yaşanmıştır. Tek kanallı sürecekle prototip çalıştırılana kadar birkaç devre lehim hataları yüzünden başarısız olmuştur. İlk prototip düzgün bir şekilde lehimlendikten sonra devre çalıştırılabilmiştir. Daha sonra 64 dizini sürmek için tasarlanan devrenin malzeme montajı bir şirket tarafından yapılmış fakat şirketin çok deneyimli olmaması sebebiyle yine birçok sürücü devresi kısa devre yüzünden yanmıştır. Bu kartların gerek basımı gerekse montajının deneyimli ekipler tarafından yapılması çalışma zamanını kısaltacağı gibi boşa harcanan malzeme sayısını da azaltacaktır.

MD2131 SPI tabanlı çalışan bir çiptir. 64 kanallı tasarımda her kanala aynı sinyali yollamamak için CS pinleri yazmaç kaydırıcıdan verilecek şekilde oluşturulmuş diğer sinyaller ise çiplere paralel olarak verilmiştir. Düşünüldüğü üzere CS sinyali verilmemiş çipe gönderilen SDI sinyalinin bir değişiklik yaratmayacağı öngörülmüştür. Fakat tasarım gerçekleştirildikten sonra CS sinyali verilmeyen çiplerinde başka kanallara gönderilen sinyallerden etkilendiği fark edilmiş bu sorunu gidermek üzere bütün çiplerde bulunan SDI ve LD pinleri bir birinden izole edilerek harici takılan anahtarlara bağlanmış ve sadece anahtarı açık olan çipe bu sinyallerin gönderilmesi sağlanmıştır. Tasarımın sonraki aşamalarında bütün sinyallerin yazmaç kaydırıcılardan gönderilip hepsinin izole edilmesi bu sorunu ortadan kaldıracaktır.

Çeşitli sorunlar ile karşılaşıp çözümler bulduktan sonra transdüserlere gerekli sinyaller verilerek akvaryum düzeneği içerisinde odaklanan noktalar hidrofona sayesinde tespit edilmiştir. Test sonuçları istenildiği gibi çıkmıştır. Tezin amacı olan kolay programlanabilir, portatif ve düşük maliyetli bir transdüser dizini sürücü tasarımı gerçekleştirilmiştir.

Projenin bunda sonraki aşamaların da transdüser dizini ve sürücü elektroniği MR makinesi içerisinde fantom ve hayvan dokularında test edilecektir. Bu testler sonucunda fantomda ve dokuda oluşacak ısı artışları tespit edilerek rehberlik yönteminin düzgün çalıştığı ve hassas şekilde odak noktasının bulunabildiği sonucuna varılacaktır. Bu deneylerin de başarılı geçeceği şu ana kadar yapılan testlere bakılarak söylenebilmektedir.

KAYNAKLAR

- [1] Leighton, G.T., What is ultrasound?, *Progress in Biophysics and Molecular Biology*, 93, 3-83, 2007.
- [2] Tiggelen, V.R., Pouders, E., *Ultrasound and Computed Tomography: Spin-offs of the World wars*, *JBR-BTR*, 86(4), 235-241, 2003.
- [3] Gallego-Juarez, J.A., *Piezoelectric ceramics and ultrasonic transducers*, *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 22, 804, Ekim 1989.
- [4] Bester, G., Wu, X., Vanderbilt, D., Zunger, A., *Importance of Second-Order Piezoelectric Effects in Zinc-Blende Semiconductors*, *Physical Review Letters*, 96,2006.
- [5] Matylevitch, P., N., Schuschereba, T., S., Mata, R., J., Gilligan R., G., Lawlor, F., D., Goodwin, W. C., Bowman, D. P., *Apoptosis and Accidental Cell Death in Cultured Human Keratinocytes after Thermal Injury*, *The American Journal of Pathology*, 567-577, 1998.
- [6] Liu, F., Hu, Z., Qiu, L., Hui, C., Li, C., Zhong, P., Zhang, J., *Boosting high-intensity focused ultrasound-induced anti-tumor immunity using a sparse-scan strategy that can more effectively promote dendritic cell maturation*, *Journal of Translational Medicine*, 8, 59-68, 2010.
- [7] Zhang, S., Yin, L., Fang, N., *Focusing Ultrasound with an Acoustic Metamaterial Network*, 102, 2009.
- [8] Wu, X., Sherar, M., *Theoretical evaluation of moderately focused spherical transducers and multi-focus acoustic lens/transducer systems for ultrasound thermal therapy*, *Physics in medicine and biology*, 47, 1603-1621, 2002.
- [9] Dromi, S., Et al, *Pulsed-High Intensity Focused Ultrasound and Low Temperature-Sensitive Liposomes for Enhanced Targeted Drug Delivery and Antitumor Effect*, *Clinical Cancer Research*, 13, 2722-2727, 2007.
- [10] Curra, P., F., Crum, A., L., *Therapeutic ultrasound: Surgery and drug delivery*, *Acoustical Science & Technology*, 24, 343-348, 2003.
- [11] Moore W. E., Lopez, R., Matthews, D. E., Sheets, P. W., Etchison MR, Hurwitch AS, et al. *Evaluation of high-intensity therapeutic ultrasound in the treatment of experimental hepatoma*, *Journal of Pediatric Surgery*, 24, 30-33, 1989.

- [12] Yang, R., Reilly, C. R., Rescorla, F. J., Faught, P. R., Sanghvi, N. T., Fry, F. J., et al. High intensity focused ultrasound in the treatment of experimental liver tumours, *Archives of Surgery*, 126, 1002–1010, 1991.
- [13] Sibille, A., Prat, F., Chapelon, J. Y., Abou el Fadil, F. A., Henry, L., Theillere, Y., et al. Characterisation of extracorporeal ablation of normal and tumour-bearing liver tissue by high-intensity focused ultrasound, *Ultrasound Med. Biol.*, 19, 803–813, 1993.
- [14] Prat, F., Centarti, M., Sibille, A., Abou el Fadil, F. A., Henry, L., Chapelon, J. Y., et al. Extracorporeal high-intensity focused ultrasound for VX2 liver tumours in the rabbit, *Hepatology*, 21, 832–836, 1995.
- [15] ter Haar G. R., Rivens, I. H., Chen, L., Riddler, S., High-intensity focused ultrasound for the treatment of rat tumours, *Physics in Medicine and Biology*, 36, 1495–1501, 1991.
- [16] Watkin, N. A., Morris S. B., Rivens, I. H., Woodhouse, C. R. J., ter Haar G. R., A feasibility study for the non-invasive treatment of superficial bladder tumours with focused ultrasound, *British journal of urology*, 78(5), 715–721, 1996.
- [17] Frizzell, L. A., Linke, C. A., Carstensen, E. L., Fridd, C. W., Thresholds for focal ultrasonic lesions in rabbit kidney, liver and testicle, *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, 4, 393–396, 1977.
- [18] Chapelon, J. Y., Margonari, J., Theillere, Y., et al, Effects of high energy focused ultrasound on kidney tissue in rat and dog, *European Urology*, 22(2), 147–152, 1992.
- [19] Adams, J. B., Moore, R. G., Anderson, J. H., Strandberg, J. D., Marshall, F. F., Davoussi, L. R., High-intensity focused ultrasound ablation of rabbit kidney tumours, *Journal of Endourology*, 10(1), 71–75, 1996.
- [20] Tu, G., Qiao, T., He, S., et al, An experimental study on highintensity focused ultrasound in the treatment of VX2 rabbit kidney tumours, *Chinese Journal of Urology*, 20(8), 456–458, 1999.
- [21] Fry F. J., Precision high-intensity focusing ultrasonic machines for surgery, *American Journal of Physical Medicine*, 37(3), 152–156, 1958.
- [22] Lynn, J. G., Zwemer, R. L., Chick, A. J., Miller, A. G., A new method for the generation and use of focused ultrasound in experimental biology. *The Journal of General Physiology*, 26(2), 179–193, 1942.

- [23] Fry, W. J., Mosberg, W. H., Barnard, J. W., Fry, F. J., Production of focal destructive lesions in the central nervous system with ultrasound. *Journal of Neurosurgery*, 11(5), 471–478, 1954.
- [24] Fry, W. J., Barnard, J. W., Fry, F. J., Krumins, R. F., Brennan, J. F., Ultrasonic lesions in the mammalian central nervous system, *Science*, 122, 517–518, 1955.
- [25] Burov, A. K., High-intensity ultrasonic vibrations for action on animal and human malignant tumours, *Dokl Akad Nauk SSSR*, 106, 239–241, 1956.
- [26] Barkin, J., High intensity focused ultrasound (HIFU), *The Canadian Journal of Urology*, 18(2), 5634-5643, 2011.
- [27] Crouzet, S., Murat, J., F., Pasticier, G., Cassier, P., Chapelon, Y., J., Gelet, A., High intensity focused ultrasound (HIFU) for prostate cancer: Current clinical status, outcomes and future perspectives, *International Journal of Hyperthermia*, 26(8), 796-803, 2010.
- [28] Thomenius, K. E., Evaluation of ultrasound beamformers, In *Proceedings of the IEEE Ultrasonics Symposium*, 2, 1615–1622, 1996.
- [29] Nakamura, K., Asai, A., Takada, K., Sasaki H., Okano, H., Yoshizawa, S., Umemura, S., Large Volume Coagulation Utilizing Multiple Cavitation Clouds Generated by 32 Channel Drive Circuits, *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics*, 33, 13-15, 2012 .
- [30] Wong, W., Christoffersen, C., Pichardo, S., Curiel, L., An Integrated Ultrasound Transducer Driver for HIFU Applications, *Proceedings of the 2013 IEEE Canadian Conference on Electrical and Computer Engineering*, 2013.
- [31] El-Desouki, M., M., Hynynen, K., Driving Circuitry for Focused Ultrasound Noninvasive Surgery and Drug Delivery Applications, *Sensors*, 11, 539-556, 2011.
- [32] Brown, A. J., Lockwood, R. G., Low-Cost, High-Performance Pulse Generator for Ultrasound Imaging, *IEEE transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control*, 49, 848-851, Haziran 2002.
- [33] “Supertex firmasının MD2131 için verdiği örnek bir transdüser sürme yapısı” erişim adresi: <http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.

- [34] “In-phase PWM dalgası” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [35] “Quadrature-phase PWM dalgası” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [36] “Halka transdüser kanallarının görüntüsü” erişim adresi:
http://www.imasonic.com/Industry/PA_annular.php erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [37] “Lineer transdüser kanallarının görüntüsü” erişim adresi:
http://www.imasonic.com/Industry/PA_Immersion_Linear.php erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [38] “16 bit Seri yazmaç tanımlaması” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [39] “Komut yazmacı açıklaması” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013
- [40] “DAC yazmacı açıklaması” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.
- [41] “Açı yazmacı ve I/Q vektör tanımları” erişim adresi:
<http://www.supertex.com/pdf/datasheets/MD2131.pdf> erişim tarihi: 30 Temmuz 2013.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : KOÇAK, Arda
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 02.08.1987 İzmir
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (536) 767 38 27
e-posta : ardakocak87@gmail.com

Eğitim

<i>Derece</i>	<i>Eğitim Birimi</i>	<i>Mezuniyet tarihi</i>
Lisans	Bilkent Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2010
Yüksek Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi Elektrik-Elektronik Mühendisliği	2013

İş Deneyimi

<i>Yıl</i>	<i>Yer</i>	<i>Görev</i>
01/2010 - 10/2010	Bilkent Üniversitesi	Ar-Ge Mühendisi
02/2011 -	Kuraser Demiryolları LTD.	Ar-Ge Mühendisi

Yabancı Dil

İngilizce
İspanyolca
İtalyanca