

**8 KANALLI TÜMLEŞİK YÜKSEK YEĞİNLİKLI ODAKLI ULTRASON
HÜZME ŞEKİLLENDİRİCİ SÜRÜCÜ TASARIMI**

HASAN YETİK

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

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

ARALIK 2014

ANKARA

Fen Bilimleri Enstitü onayı

Prof. Dr. Osman EROĞUL

Müdür

Bu tezin Yüksek Lisans derecesinin tüm gereksinimlerini sağladığını onaylarım.

Prof. Dr. Murat ALANYALI

Anabilim Dalı Başkanı

Hasan YETİK tarafından hazırlanan 8 KANALLI TÜMLEŞİK YÜKSEK YEĞİNLİKLİ ODAKLI ULTRASON HÜZME ŞEKİLLENDİRİCİ SÜRÜCÜ TASARIMI 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 : Doç. Dr. Ayhan BOZKURT

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.

Hasan YETİK

Üniversitesi : TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi
Enstitüsü : Fen Bilimleri
Anabilim Dalı : Elektrik ve Elektronik Mühendisliği
Tez Danışmanı : Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Tez Türü ve Tarihi : Yüksek Lisans – Aralık 2014

Hasan YETİK

**8 KANALLI TÜMLEŞİK YÜKSEK YEĞİNLİKLİ ODAKLI ULTRASON
HÜZME ŞEKİLLENDİRİCİ SÜRÜCÜ**

ÖZET

Yüksek Yeğinlikli Odaklı Ultrason (YYOU) tekniği, hastalıklı dokuları yakma, vücutta istenilen bölgelere ilaç iletimi, safra kesesi taşı kırma, kan pıhtısı çözme gibi amaçlarla kullanılmaktadır. Odaklı ultrason sistemleri ultrason frekansında üretilen dalgaları kullanır ve bu dalgaları dokuların çok küçük bir kısmında odaklayarak o noktada yüksek sıcaklık artışı sağlarken etrafında yer alan doku kısımlarında hiç ya da önemsiz derecede az sıcaklık artışına sebep olur. YYOU sistemleri kullanım amacına bağlı olarak noninvaziv olduğu gibi invaziv de olabilir. Ultrason katater içi ablasyon sistemleri gibi invaziv YYOU sistemleri için cihaz boyutları çok önemlidir. Ultrason katater içi ablasyon sistemlerinde transdüser dizileri ve sürücü elektroniği boyut gereksinimlerini sağlayabilmek adına, hüzmeye şekillendirme için gerekli kanal sayısını sağlamak koşuluyla, olabildiğince küçük tutulmalıdır. Boyut sınırlamalarına karşın, bu problemler ASIC teknolojisi ile aşılabilmektedir. Bu tezde, basit bir 8 kanallı yüksek frekanslı yüksek voltaj sürücü ve dijital olarak kontrol edilebilen bir hüzmeye şekillendirici tümleşik devresinin AMS tarafından sağlanan H35 kütüphanesi kullanılarak yapılan tasarımı sunulmuştur.

Anahtar Kelimeler: yüksek yeğinlikli odaklı ultrason tedavi, YYOU, hüzmeye şekillendirme, hüzmeye şekillendiren sürücü, kapasitif mikromekanik transdüser, CMUT, yüksek genlikli sürücü, odaklı ultrason, HIFU, tüm devre tasarımı, VLSI

University : TOBB Economics and Technology University
Institute : Institute of Natural and Applied Sciences
Science Programme : Electrical and Electronics Engineering
Supervisor : Associate Professor Dr. Arif Sanlı ERGÜN
Degree Awarded and Date : M.Sc. – December 2014

Hasan YETİK

**INTEGRATED 8 CHANNEL HIGH INTENSITY FOCUSED ULTRASOUND
BEAMFORMING DRIVER**

ABSTRACT

High intensity focused ultrasound technique is used to ablate pathological tissues, drug delivery, hemostasis, lithotripsy, thrombolysis. Due to the nature of HIFU, it has almost no side effects compared to other treatments. Focused ultrasound systems uses ultrasound waves and focuses them on a tiny fraction of a tissue and increases the temperature of focused area dramatically while maintaining low or no temperature rise in surrounding tissue. As the HIFU systems are advancing, their size is getting small. HIFU ablation systems can be used either invasive or non-invasive according to its purpose. For invasive HIFU ablation systems like ultrasound catheter ablation systems, size of the HIFU device is very important. In ultrasound catheter ablation systems, transducer arrays and their drivers are to be kept as small as possible due to size restrictions, while maintaining a reasonable number of channels for proper beamforming. In addition, these systems should be highly integrated with minimal power consumption for flexibility and functionality. Despite the size restrictions on these systems, such problems can be overcome by ASICs. In this work, we present a simple 8 channel high-frequency, high-voltage driver, together with its beamforming and control circuitry designed with AMS's H35 high voltage process.

Keywords: beamforming, beamforming driver, high intensity focused ultrasound, HIFU, CMUT, very large scale integration, VLSI

TEŞEKKÜR

Çalıőmalarım boyunca değerli vaktini, yardım ve katkılarını benden esirgemeyen danıőmanım Doç. Dr. Arif Sanlı ERGÜN'e, tez çalıőmalarımda bana yardımcı olan Doç. Dr. Ayhan BOZKURT, Doç. Dr. Ali BOZBEY hocalarıma, imkânlarında faydalandığım TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi, Őener KILIÇ'a ve Emrah İŐLEK'e ve beni her zaman destekleyen eőim Halime ve bu günlere gelmemde büyük emeği olan aileme teőekkürlerimi sunarım.

Bu tez TÜBİTAK tarafından 112E048 referans numaralı "Katater İçi Odaklı Ultrason Sistemi" baőlıklı proje tarafından desteklenmiőtir.

İÇİNDEKİLER

ÖZET.....	iii
ABSTRACT	iv
TEŞEKKÜR.....	v
İÇİNDEKİLER	vi
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	viii
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	ix
KISALTMALAR	xi
SEMBOL LİSTESİ	xii
1. GİRİŞ	1
1.1 YYOU Sistemlerinde Odaklama Teknikleri	4
1.2 YYOU Uygulamalarında Görüntüleme Tekniklerinin Kullanımı ve Önemi	6
1.3 YYOU'nun Tıbbi Amaçlı Kullanımı	8
1.4 YYOU Tedavi Tekniğinin Sınırları	11
1.5 YYOU'da Kullanılan Kapasitif Mikromekanik Transdüserler	12
1.6 YYOU'da kullanılan Transdüser Sürüş Sistemleri.....	13
2. SİSTEM TASARIMI	16
2.1 Geliştirme Araçları.....	16
2.1.1 Cadence Virtuoso.....	17
2.1.2 AMS H35 Tümeleşik Devre Tasarım Kiti ve Kütüphaneleri	17
2.2 Yapılan Çalışmalar	20
2.2.1 Tümeleşik Devre Tasarım Çalışmaları	20
2.2.1.1 Dijital Kontrol.....	20
2.2.1.2 Sinüs Dalga Dijital Analog Çevirici Tasarımı.....	26
2.2.1.3 Çıkış Katı Tasarımı	32
2.2.2 Tümeleşik Devre Test(Benzetim) Çalışmaları	34

2.2.2.1	10 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi	36
2.2.2.2	15 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi	37
2.2.2.3	31,25 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi	38
2.2.2.4	Tüm Kanalların Farklı Fazlar Yüklenecek Benzetimi	40
3.	SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME	41
3.1	Gelecek Çalışmalar	43
	KAYNAKLAR	44
	ÖZGEÇMİŞ	53

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 1: AMS H35 tasarım kitinde yer alan dijital ve mantıksal devre blokları	18

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1: (a) Ultrason ve duylabilir frekans aralığı, (b) Ultrason frekanslarının tıbbi kullanım amacına göre dağılımı.....	1
Şekil 1.2: Piezoelektrik etki [2].....	2
Şekil 1.3: (a) Odaklanmamış ultrason dalgalar, (b) Yönlendirilmiş, odaklanmamış ultrason dalgalar, (c) Odaklanmış, yönlendirilmemiş ultrason dalgalar, (d) Odaklanmış ve yönlendirilmiş ultrason dalgalar.....	3
Şekil 1.4: Geometrik odağa sahip halkasal transdüser ve odak noktası [8].....	5
Şekil 1.5: Doğrusal transdüser dizini kullanılarak elektriksel odaklama [9].....	5
Şekil 1.6: Domuzdan alınan farklı doku örnekleri üzerinde YYOU kullanılarak yapılan ısı tedavisi ve doku tiplerine göre ısı tedavisinin etkinliği. YYOU dokular üzerindeki etki sıralaması büyükten küçüğe; (a), (b), (c) şeklindedir [32].....	9
Şekil 1.7: Ablatherm YYOU prostat kanseri tedavi cihazı[47].....	11
Şekil 2.1: Sistem SPI iletişim arayüzü zamanlama diyagramı.....	21
Şekil 2.2: 40 bitlik bilgi paketi formatı.....	21
Şekil 2.3: SPI iletişim arayüzü devre bloğu, tamponlar ve sinyal girişleri (sadece ilk 4 bitlik kısım verilmiştir).....	22
Şekil 2.4: 2'den 4'e kod çözücü.....	23
Şekil 2.5: 3'ten 8'e kod çözücü.....	23
Şekil 2.6: 5'ten 32'ye kod çözücü.....	24
Şekil 2.7: 5'ten 32'ye kod çözücü devre sembolü.....	25
Şekil 2.8: Dijital kontrol devre şeması.....	25
Şekil 2.9: Dijital kontrol devresi sembolü.....	26
Şekil 2.10: MOSFET konfigürasyonu.....	27
Şekil 2.11: 32 nokta örneklenmiş sinüs dalgası.....	28
Şekil 2.12: Halkalı sayaç giriş-çıkış dalga formu.....	29
Şekil 2.13: DA çevirici devre şeması.....	30
Şekil 2.14: DA çevirici devre sembolü.....	31
Şekil 2.15: AB sınıfı çıkış katı ve tampon devresi.....	33
Şekil 2.16: Tipik bir CMUT yük modeli.....	33

Şekil 2.17: ADE L yazılım arayüzü ve örnek bir benzetim konfigürasyonu	34
Şekil 2.18: (a) 1 kanala ait tüm devre şeması, (b) Sistem blok gösterimi.....	35
Şekil 2.19: 320MHz referans sinyali için 10MHz çıkış sinyali	36
Şekil 2.20: 10MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı	37
Şekil 2.21: 480MHz referans sinyali için 15MHz çıkış sinyali	37
Şekil 2.22: 15MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı	38
Şekil 2.23: 1GHz referans sinyali için 31,25MHz çıkış sinyali.....	39
Şekil 2.24: 31,25MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı	39
Şekil 2.25: 0'dan 7'ye faz değerlerine sahip çıkış sinyalleri	40

KISALTMALAR

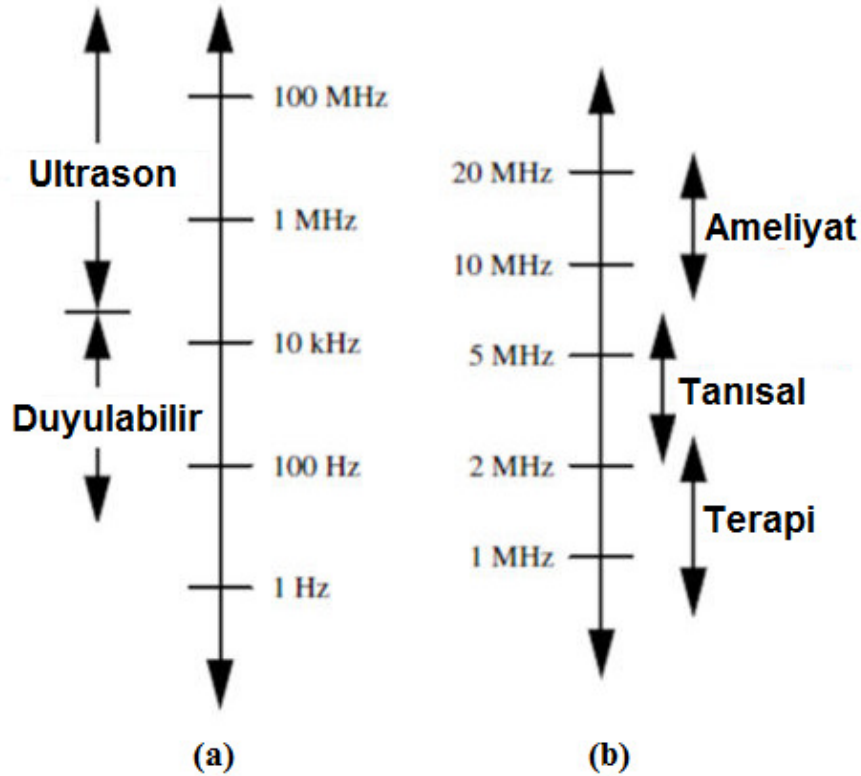
Kisaltmalar	Açıklama
ASIC	Application Specific Integrated Circuit
HIFU	High Intensity Focused Ultrasound
YYOU	Yüksek Yeğİnlikli Odaklı Ultrason
MR	Magnetic Resonance
MRI	Magnetic Resonance Imaging
CMUT	Capacitive Micromachined Ultrasound Transducer
FPGA	Field Programmable Gate Array
SPI	Serial Peripheral Interface
DC	Direct Current
DAC	Digital-Analog Converter
DA	Digital-Analog
ADC	Analog-Digital Converter
AD	Analog-Digital
VLSI	Very Large Scale Integration
CAD	Computer Aided Design

SEMBOL LİSTESİ

Sembol	Açıklama
I_{DS}	MOSFET savak-kaynak akımı
μ_n	MOSFET
C_{ox}	MOSFET oksit kapasitansı
V_{GS}	MOSFET kapı-kaynak potansiyeli
V_T	MOSFET eşik potansiyeli
λ	MOSFET kanal boyu modülasyonu
V_{DS}	MOSFET savak-kaynak potansiyeli

1 GİRİŞ

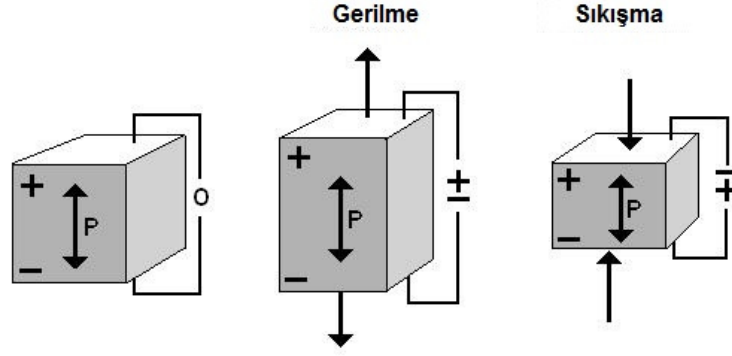
İnsan kulağı tarafından algılanamayacak derecede yüksek frekanslı mekanik titreşimlere ultrason adı verilmektedir [1]. Şekil 1.1(a)'da verildiği üzere 20kHz'den yüksek frekanslı dalgalar ultrason frekanslarıdır. Ultrason dalgalar tıp alanında tanı, terapi ve cerrahi operasyonlar için kullanılabilir. Ultrason frekanslı dalgaların tıbbi kullanım amaçları frekans aralıklarına göre Şekil 1.1(b)'de verilmiştir.



Şekil 1.1: (a) Ultrason ve duyulabilir frekans aralığı, (b) Ultrason frekanslarının tıbbi kullanım amacına göre dağılımı

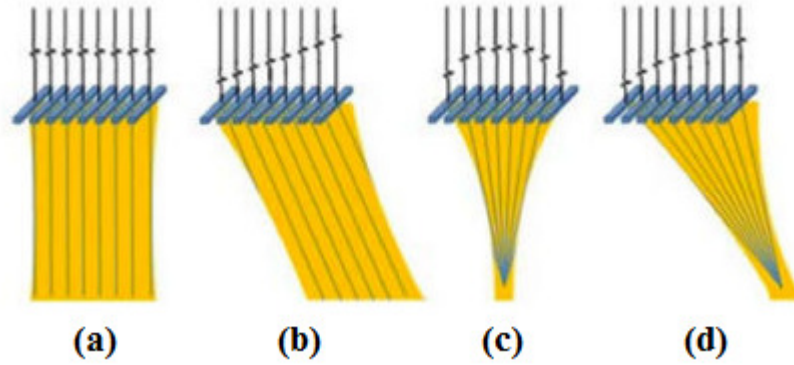
Yüksek frekanslı mekanik dalgaların oluşturulması piezoelektrik kristallerin keşfi ile kolaylaşmıştır. Piezoelektrik kristaller, Şekil 1.2'de verildiği üzere, elektrik potansiyel uygulandığında sıkışıp genişleyebilen, basınca maruz kaldığında elektriksel potansiyel üretebilen yapılardır. Elektrik potansiyel uygulanan piezoelektrik kristallerin form değiştirerek titreşmesi onların ses dalgaları üretmekte kullanılmasını sağlamıştır. Piezoelektrik etkisinin keşfiyle ultrason dalgalarını

oluşturmakta kullanılan transdüserler gelişmiş ve gelişen transdüserler ultrasonun pek çok alanda kendine yer bulmasına olanak sağlamıştır.



Şekil 1.2: Piezoelektrik etki [2]

Ses dalgaları geometrik yapılar yada üreteçlerin elektriksel kontrolü ile odaklanabilmektedir. Elektriksel odaklamamanın haricinde odağın yönlendirilmesi de transdüser dizinlerinin kullanımı ile mümkündür. Ses dalgaları odaklanmadığında ve yönlendirilmediğinde Şekil 1.3(a)'da verilene benzer, odaklanmadığı ancak yönlendirildiği durumda Şekil 1.3(b)'de verilene benzer, odaklandığı ancak yönlendirilmediği durumda Şekil 1.3(c)'de verilene benzer, odaklandığı ve yönlendirildiği durumda Şekil 1.3(d)'de verilene benzer bir hüzmeye sahip olur. Ses dalgaları, optik dalgalarda olduğu gibi odaklandığında, odak noktasında yüksek yoğunlukta enerji bulundurulur. Üretilen tüm ses dalgalarının küçük noktada birleşmesi ile o noktada (odak noktası) yüksek bir enerji yoğunluğu oluşur ve o noktada hızlı sıcaklık artışı sağlar. Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason (YYOU), bu nitelikleri sayesinde tıbbi araştırmalar ve tıbbi tedavilerde kullanılabilir.



Şekil 1.3: (a) Odaklanmamış ultrason dalgalar, (b) Yönlendirilmiş, odaklanmamış ultrason dalgalar, (c) Odaklanmış, yönlendirilmemiş ultrason dalgalar, (d) Odaklanmış ve yönlendirilmiş ultrason dalgalar

Günümüzde tıp alanı, yüksek yeğinlikli odaklı ultrason gibi invazif olmayan yada minimal invazif tedavilere ağırlık vermektedir. Tümörlerin tedavisinde kullanılan ışın tedavisi ve kriyoterapinin tekniklerinin aksine, tümöre dışarıdan ulaşmakta herhangi bir problem yaşatmayacak şekilde ultrason dalgalarını geçiren bir pencere olması durumunda vücudun derinliklerindeki tümörler bile invazif olmayan YYOU tekniği ile tedavi edilebilmektedir. Ayrıca diğer tedavi yöntemlerine nazaran, YYOU tedavisinin non-invazif doğası gereği vücutta daha az toksin etkisi vardır.

Vücuttaki patolojik, kanserli ya da diğer kimyasal ve biyolojik bozuklukları olan, dokuların YYOU tekniği kullanılarak yakılması veya tahrip edilerek kötü etkilerinin azaltılması YYOU'nun tıp alanında başarılı kullanımlarından birine örnek olarak verilebilir. Zararlı hücrelerin yakılması ve tahrip edilmesi olayı, o bölgede yüksek hızda sıcaklık artışı ile sağlanmaktadır. Vücut sıcaklığının nominal değeri olan 36°C'de hücreler beklendiği gibi sağlıklı bir şekilde çalışırken, [3]'de verildiği üzere hücre sıcaklığı bir saniye içerisinde 72°C'yi aşması durumunda hücreler işlevini yitirmektedir ve böylelikle hücre ölümü gerçekleşmektedir. YYOU sistemleri uygulanan güç yoğunluklarına bağlı olarak tedaviyi mümkün kılacak hızlarda doku sıcaklık artışı sağlayabilmektedirler.

Odaklama, belirlenmiş bir noktada, küçük bir hacimde yüksek yeğinlikte enerji toplanmasıdır (örneğin, 1mm çapında ve 7.5mm uzunluğunda). Enerjinin küçük bir

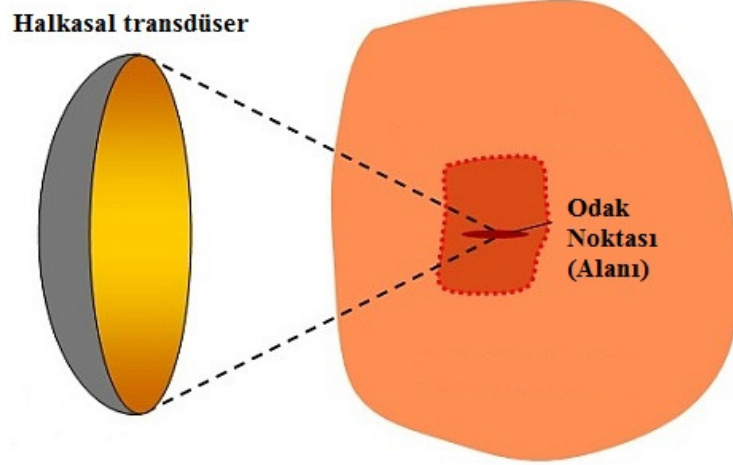
hacimde odaklanması ve neredeyse tüm enerjinin odakta toplanarak odak harici yerlere çok düşük yeğnlkte enerji bulunması, sistemin ısı zarar verme potansiyelinin önüne geçmektedir.

YYOU'nun mekanik etkileri ısı etkisi ile sınırlı değildir. Buna ek olarak mikro akış kavitasyonu ve radyasyon kaynaklı basınç etkileri de vardır. Kavitasyon akustik alan içerisinde gaz baloncuğu oluşumu veya hareketi olarak tanımlanabilir [4,5]. Kavitasyon ısı etkisinden çok mekanik etki oluşturmaktadır. Mikro akış kavitasyon baloncuklarının etrafındaki sıvının baloncukların stabil osilasyon hareketi sebebiyle hızlı hareket etmesidir. Mikro akış kavitasyon baloncukları etrafında yüksek kesme kuvveti oluşturur. Bu kuvvet hücre zarını tahrip edebilecek boyutlara ulaşabilir, eğer bu tahribat geçici ya da kısa sürede tamir edilebilir boyutlarda ise mikro akış hücrelere gen ve ilaç aktarımında kolaylık sağlar [6]. Radyasyon kaynaklı basınç, ultrason dalgalarının soğurulması ya da yansıtılması ile oluşmaktadır. Eğer ultrason dalgalarına maruz kalan ortam doku veya katı bir ortam ise soğurma yahut yansıtma ortam üzerinde bir basma kuvveti uygular buna radyasyon basıncı denir. Eğer ortam sıvı ise ve basınç altında yer değiştirebilen bir madde ise bu maddede akış oluşur [7].

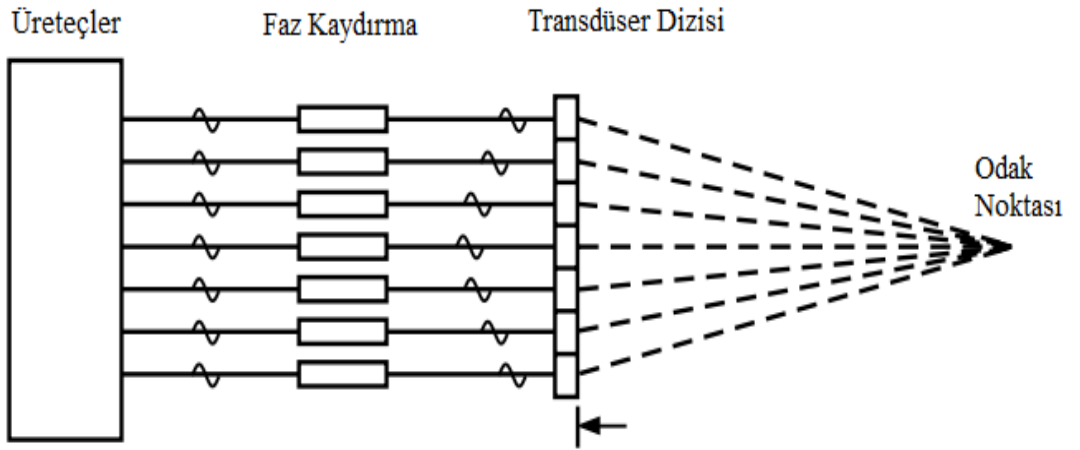
1.1 YYOU Sistemlerinde Odaklama Teknikleri

Odaklı ultrason uygulamalarında üretilen dalgaların odaklanması amacıyla geometrik ve elektriksel olmak üzere iki temel yöntem vardır. Şekil 1.4'de verildiği gibi geometrik odağı olan sistemler odaklamayı küresel şekillere sahip transdüserler ile sağlarken, Şekil 1.5'de verildiği gibi geometrik odağı olmayan transdüser dizilerinin kullanıldığı elektriksel odaklı ultrason sistemleri ise transdüserde yer alan her bir elemana hesaplanan ilgili fazlarda elektriksel sinyaller uygulanarak başarır. Elektriksel odaklı sistemlerde odak noktasının yeri YYOU sürücü kontrolcüsü tarafından kolaylıkla değiştirilip yönlendirilebilirken, geometrik odağına sahip odaklı ultrason sistemleri tıpkı çukur ayna yahut ince kenarlı mercekte olduğu gibi sabit bir odak noktasına sahiptirler ve lens ya da küresellik değiştirilmedikçe odak noktaları değiştirilemez. Geometrik odaklı sistemler belirli bazı YYOU

uygulamalarında yer alsa da, yukarıda belirtilen avantajları sebebiyle elektriksel olarak odaklanan sistemler YYOU için daha uygundur.



Şekil 1.4: Geometrik odağa sahip halkasal transdüser ve odak noktası [8]



Şekil 1.5: Doğrusal transdüser dizini kullanılarak elektriksel odaklama [9]

Elektriksel olarak odaklanan sistemlerde kullanılan tüm transdüser elemanlarına gerektiğinde farklı fazda sinyaller uygulayabilmek şarttır. Bu da sürüş elektronığının karmaşıklaşmasına ve büyümesine sebep olmaktadır. Geometrik odaklı sistemlerde transdüserler genellikle bir ton üretici ile sürülebilirken, elektriksel odaklı

sistemlerde bu sayı transdüserde yer alan eleman sayısı kadardır. Elektriksel odaklamada, odağın değiştirilebilmesi için ton üreteçlerinin faz kaydırma yetisine sahip olması gerekmektedir. Sürüş elektroniği için gerekli olan faz çözünürlüğü odağa aktarılacak maksimum enerji ve odak geometrisini belirlemektedir, bu yüzden faz çözünürlüğü optimum bir değer seçilerek sürüş elektroniğinin karmaşıklığı azaltılırken, verimlilik ve fonksiyonellik korunabilir.

Faz kaydırarak yapılan elektriksel odaklamalı sistemlerde, transdüserdeki elemanlara uygulanacak faz değerleri hesaplanırken, elemanlardan odağa en yakında olanı için sıfır faz değeri atanır. Diğer elemanlara uygulanacak faz değerleri işe aşağıda verilen denklem kullanılarak hesaplanır.

$$t_d = \frac{\sqrt{(x_i - x_f)^2 + (z_i - z_f)^2} - \sqrt{(x_c - x_f)^2 + (z_c - z_f)^2}}{c} \quad (1.1)$$

Denklemden verilen (x_c, z_c) merkez noktasının koordinatını, (x_f, z_f) odak noktasının koordinatını ve (x_i, z_i) faz değeri hesaplanacak olan transdüser elemanın koordinatını vermektedir.

1.2 YYOU Uygulamalarında Görüntüleme Tekniklerinin Kullanımı ve Önemi

Ultrason dalgalarının vücut içerisinde ilerleme hızları bulunduğu ortama bağlı olarak değişir. Ultrason ses dalgaları suda 1500m/sn hızıyla, yağda 1450m/sn hızıyla ilerlerken kas dokusunda 1585m/sn hızında ilerler. İnsan vücudu temelde su, yağ ve et ortamlarının heterojen karışımından oluşmaktadır ve bu kompozisyon vücudun bölgelerine göre değişkenlik göstermektedir. Ortam farklılıkları sebebiyle ultrason dalgalarının transdüserden odağa olan seyahat süreleri dokunun kompozisyonuna göre değişir. Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason uygulamalarında tercihen elektriksel olarak odağı ayarlanabilen sistemler kullanılmaktadır. Bu tercihin ana sebebi değişen ortam kompozisyonlarına göre faz değerlerinin hesaplanarak değiştirilebilmesi ve böylece doğru bir odaklama işleminin yapılmasına olanak vermesidir.

YYOU terapi ile tedavi edilecek vücut bölümünde yer alan et, yağ ve su yoğunluklarının ve yerlerinin bilinmesi, elemanlara uygulanacak faz değerlerinin doğru hesaplanması için gereklidir. YYOU uygulamalarında görüntüleme,terapinin başarıya ulaşip ulaşmadığını görmek için de hayati önem taşımaktadır. Odaklama prosedüründe yapılacak herhangi bir hata tedavi uygulanan bölgede yer alan sağlıklı dokularda gereksiz sıcaklık artışlarına hatta tahribata sebebiyet verebilmektedir.Görüntüleme yardımıyla yapılan YYOU tedavilerinde dokunun görüntüsü belirli aralıklarla alınarak odaklama kontrol döngüsüne geribildirim olarak girilir. Görüntülerden elde edilen bilgiler ışığında varsa hatalar tespit edilerek gerekli düzeltmeler yapılır. Ayrıca, alınan görüntüler, tedavinin seyrini ve sonuçlarını görebilmek açısından büyük önem taşımaktadır.

YYOU tedavi esnasında sıklıkla kullanılan görüntüleme yöntemleri; manyetik rezonans görüntüleme (MRI), bilgisayarlı tomografi (CT) ve ultrason görüntüleme yöntemleridir. Ultrason görüntüleme yöntemleri yüksek görüntü çerçeve yenileme hızı sayesinde gerçek zamanlı görüntüler verebilmektedir ancak doku sıcaklık haritasının çıkarılması için kullanılamamaktadır. Manyetik rezonans ve bilgisayarlı tomografi görüntüleme teknikleri ise ultrason kadar hızlı görüntü çerçeve yenileme hızı sağlamasa da sıcaklık ölçümü ve sıcaklık haritası çıkarmakta başarılı bir görüntüleme yöntemleridir.[10-13]. Fakat sıcaklık haritası çıkarma konusunda MRI, CT görüntüleme tekniğinden üstündür[14].Ayrıca MR görüntüleme, odaklı ultrason cihazlarının odakta oluşturduğu zararı görüntülemekte çok etkin bir yöntemdir[15].

Tedavide doğru odaklama yapıldığını anlamanın yollarından biri, tedavi başlangıcında elemanlara hesaplanan faz değerlerinin atanmasından sonra sistemin kısa bir süre çalıştırılması, sıcaklık haritasının MRI ile görüntülenip sıcaklık artışının olduğu noktanın, istenilen noktaya ne kadar yakın olduğuna bakılarak yapılabilir. Görüntülerden alınacak bilgiler ile gerekli düzeltmeler ve odak yeri değişimleri yapılabilir.

Bir çok araştırma grubu MR görüntüleme kılavuzluğunda çalışan,tedavi sırasında canlı MR görüntüleri kullanarak tedaviye yön veren odaklı ultrason tedavi sistemi araştırma ve geliştirmesi yapmaktadır[16-21].

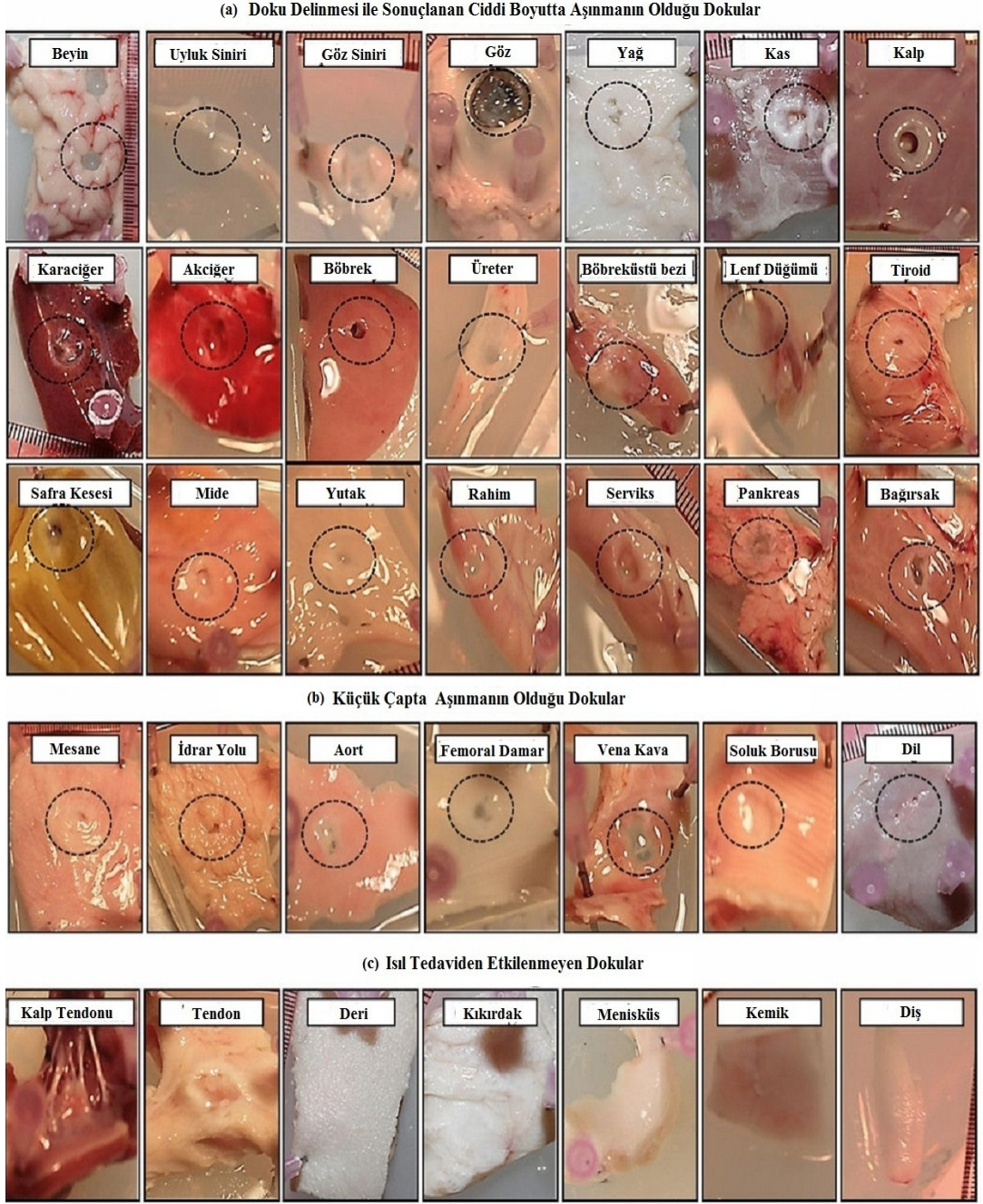
1.3 YYOU'nun Tıbbi Amaçlı Kullanımı

Yüksek Yeğİnlikli Odaklı Ultrason tekniği tıp alanındapatolojik dokuları yakma, vücutta istenilen bölgelere ilaç iletimi, deri sıkılaştırma, safra kesesi ve böbrek taşı kırma, kan pıhtılaştırma ve kan pıhtısı çözme gibi amaçlarla kullanılmaktadır[22,23].

YYOU tedavi yöntemi ayrıca, prostat kanseri [24-26], kanama kontrolü[27], bazı kalp rahatsızlıklarında[28], çeşitli göz hastalıkları tedavisinde[29] ve beyin çalışma bozuklarının tedavisinde[30] de kullanılmaktadır.

YYOU tekniği odağa yüksek enerji aktarabilme yeteneği sayesinde patolojik dokuların cerrahi müdahale olmadan ve diğer tedavi yöntemlere nazaran patolojik bölge etrafındakidokulara en az zarar vererek tedavisi yapılabilmektedir. Odağa aktarılan yüksek yeğİnliğe sahip enerji kısa süre içerisinde odak büyüklüğündeki patolojik dokuda çok hızlı sıcaklık artışı sağlayarak dokunun yakılmasını sağlar[31]. Günümüzde YYOU bazı tümörler ve prostat kanserinin tedavisinde başarı ile kullanılmaktadır. YYOU tümör tedavi yönteminin en temel prensibi tümör üzerine ultrason dalgalarının odaklanarak odak büyüklüğündeki dokunun sıcaklığının 1 saniyede 72°C'den fazla artırılmasıdır. Bu hızda bir sıcaklık artışı birçok doku hücresi için anında hücre ölümü demektir.

Vlaisavljevich ve arkadaşları. [32] tarafından yapılan deneylerde, vücuttaki her dokunun YYOU ile ısıl tedavisinin mümkün olmadığını göstermiştir. Vücutta Şekil 1.6(a)'da verilen bazı dokular yumuşak yapıya sahiptir ve YYOU ile yakılabilir ve hücre ölümleri ile sonuçlanan etkiler yapabilir. Şekil 1.6(b)'de verilen dokular ise YYOU'dan kısmen etkilenen yapılardır. Son olarak vücutta bulunan Şekil 1.6(c)'de bazıları verilen yapılar ise YYOU'dan hiç etkilenmemektedir. Lif oranı yüksek dokuların lif oranı düşük olan dokulara nazaran odaklı ultrason terapi sonrasında daha az zarar gördüğü ya da hiç zarar görmediği gördüğü görülmüştür[32]. Şekil 1.6'da verilen deneyler domuzdan alınan organ parçaları üzerinde yapılmıştır.



Şekil 1.6: Domuzdan alınan farklı doku örnekleri üzerinde YYOU kullanılarak yapılan ısıl tedavi ve doku tiplerine göre ısıl tedavinin etkinliği. YYOU dokular üzerindeki etki sıralaması büyükten küçüğe; (a), (b), (c) şeklindedir [32]

Wu ve arkadaşları[31] tarafından yapılan bir araştırmada insan üzerinde bulunan kötü huylu tümörler YYOU ile tedavi edilmiştir. Tedavi sonrasında 14 gün boyunca tedavi edilen doku her gün incelenmiştir. YYOU tedavi sonrasındaki ilk 7 gün

içerisinde yakılarak tedavi edilmiş tedavi öncesi tümör noktaları görülürken, sonraki 7 günde tedavi gören dokunun, yakılan bölgeleri ve etrafını yenileyerek lif dokusuyla kapattığı görülmüştür.

YYOU kan beyin bariyerini aşamayan ilaçların bu bariyeri aşmasını sağlayarak beyine iletilmesi gereken ilaçların beyne iletilmesinde de kullanılmaktadır[33,34]. YYOU ayrıca estetik cerrahi alanında da kullanılmaktadır. Özelleşmiş bir YYOU sistemi kullanılarak deri altındaki dokular uyarılarak derinin sıkılaştırılması ameliyatsız ve en az yan etkiyle yapılabilmektedir. Böbrek taşı kırma tedavisinde ise kırılacak taş üzerine ultrason dalgalarının gönderilerek rezonansa girmesi sağlanarak taşlar parçalanabilmektedir.

Yukarıda verilen tedavi ve tedavi araştırma çalışmaları dışında, karaciğer kanseri [35-39], böbrek kanseri [40-44] ve mesane kanseri [45] tedavileri için araştırmalar yapılmakta ve hayvanlar üzerinde testler yapılarak geliştirmeler sağlanmaktadır. Bu ve bunun gibi çalışmaların da şuan kullanılan örnekleri kadar gelişmesi durumunda, günümüzde açık ameliyatlara yapılarak tedavisi edilen bazı hastalıklar da YYOU ile tedavi edilebilir hale geleceği öngörülmektedir.

YYOU kullanılarak yapılan ısı tedavide odak noktası haricinde sıcaklık artışı olmaması ve odak dışındaki bölgelere herhangi bir önemli etkide bulunmaması sebebiyle, alternatif tedavi yöntemlerine göre yan etkisiz ya da minimum yan etkiye sahip olduğu söylenebilir [46]. Şuan itibariyle sınırlı sayıda hastalığın tedavisinde kullanılmasına karşın, başarı oranının yüksek olması ve düşük tedavi sonrası nüksetme yüzdesi ile en iyi tedavi yöntemleri arasında yer alan YYOU tedavi uygulamaları, tedavi cihazlarının yaygınlaşması ve dünya üzerinde sağlık kuruluşları tarafından kullanımına izin verilmesi halinde tıp alanında daha fazla yer bulacak ve daha büyük gelişmeler gösterecektir.

Ülkemizde YYOU, prostat kanseri tedavisi, yüz ve deri gerdirme uygulamaları için kullanılmaktadır. Prostat kanseri tedavisinde ülkemizde de aktif olarak kullanılan Ablatherm YYOU tedavi cihazı Şekil 1.7’de verilmiştir.



Şekil 1.7: Ablatherm YYOU prostat kanseri tedavi cihazı [47]

1.4 YYOU Tedavi Tekniğinin Sınırları

Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason tedavi tekniğinin kötü huylu tümörlerin tedavisi gibi çok önemli amaçlarla kullanılması ve diğer kanser türleri ve uygulama alanları için yüksek potansiyele sahip olmasına karşın, tüm tedavi teknikleri gibi YYOU tekniğinin de belli sınırları ve riskleri vardır. YYOU, temel olarak ultrason sinyalleri ile çalıştığı için, ultrason sinyalleri için geçerli tüm sınırlamalar aynı zamanda YYOU için de geçerlidir. Akustik gölgeleme, yansıma ve kırılım bu ortak sorunlardan bazılarıdır. Kemiklere yakın yada kemiklerin altında kalan bölgeler akustik olarak gölgede kalırken, bağırsak ve akciğer gibi içinde gaz bulunduran organlar ultrason dalgalarını yansıttığı için ultrason terapi ve görüntüleme için uygun değildir [48].

Doku tarafından soğurulan enerji, temel olarak ultrason ses dalgalarının vücutta doğrusal bir zayıflamaya maruz kaldığı varsayılarak hesaplanmaktadır. Bu varsayım her zaman doğru bir yaklaşım değildir ve yağ, et, lif ve damar gibi değişik dokular ultrason ses dalgalarını farklı oranlarda zayıflatırlar[48]. Yüksek oranda ve yanlış bölgeler tarafından soğurulan enerji beklenmeyen dağılımlarda hücre ölümlerine sebep olabilir [49]. Bu yüzden odak yerinin doğruluğu ve değişen ortam koşullarına

göre gerektiğinde tekrar ayarlanması çok önemlidir. Bu önemli sorunun giderilmesi için YYOU tedavi yapılırken çeşitli görüntüleme teknikleri odaklama ve tedavi sürecinin takibi için önemli rol oynamaktadır.

1.5 YYOU'da Kullanılan Kapasitif Mikromekanik Transdüserler

1950 yılından bu yana araştırma grupları yüksek güçte çalışabilen piezoelektrik malzemeler geliştirmişlerdir[50,51]. Bu malzemeler kullanılarak mekanik/geometrik odaklı transdüserler[52], odaksız tek elemanlı transdüserler [53,54], elektriksel odağı ayarlanabilen doğrusal ve halkasal dizin transdüserler[55,56] gibi çeşitli transdüserler geliştirilmiştir. Piezoelektrik malzemeler YYOU uygulamalarında neredeyse tekel olmasına karşın, kapasitif mikromekanik ultrason transdüserlerdeki (CMUT) gelişmeler, CMUT'ları üretim kolaylığı ve piezodan üstün performansı sebebiyle piezoelektrik transdüserlere alternatif bir konuma gelmiştir. Kapasitif mikromekanik transdüserler bazı araştırmacılar tarafından görüntüleme amacı ile kullanılırken [57-60], Wong et. al [61] tarafından terapi amaçlı da kullanılmıştır.

CMUT'lar mekanik membran empedansları suyun akustik empedansından küçük olduğu için ultrason, CMUT'lar geniş bant genişliği ve su ortamına güç aktarımında verimli olması ve aşırı sönümlü karakteristiği ile ultrason uygulamaları için piezoelektrik transdüserlere nazaran avantajlı konumdadır [62]. Ayrıca CMUT'lar piezoelektrik transdüserlere oranla daha az ısınmaktadır [63,64]. CMUT'lar silikonun yüksek ısı iletkenliği sayesinde (130 W/m K [65]), sıcaklığı kolayca dağıtabilirken, piezoelektrik malzemeler düşük ısı iletkenlikleri (1.25 W/m K [66]) dolayısıyla ısıyı CMUT'lardan 100 kat daha az dağıtabilmektedir [61].

Yukarıda verilen avantajları ve çok küçük yapılarda üretilebilmeleri sebebiyle, bu tezde yer alan çalışmada CMUT transdüserlerin kullanılacağı varsayılarak tasarım özelleştirilmiştir.

1.6 YYOU'da kullanılan Transdüser Sürüş Sistemleri

Odaklı ultrason sistemlerinde, odaklamanın sağlanması için gerekli bir demetleyiciye ihtiyaç vardır. Demetleyici, odaklama için gerekli sinyalleri üreten ya da gerekli faz kaydırma işlemlerini yapabilen bir elektronik devredir. Demetleyiciler, odağı elektriksel olarak ayarlanabilen sistemlerin vazgeçilmez bir parçasıdır. Geometrik odağı olan transdüserlerde transdüser elemanlarına farklı fazlarda sinyallerin uygulanması gerekmezken, geometrik odağı olmayan transdüser dizinlerinde odaklama yapabilmek için bir zorunluluktur. YYOU tedavi uygulamaları yüksek oranda elektriksel olarak odağı ayarlanabilen odaklı ultrason sistemlerinden oluşmasına rağmen, piyasada bu iş için üretilmiş entegre ve devre elemanları bulunmamaktadır. Piyasadaki bu açık araştırmacıları kendi demetleyicilerini tasarlamaya zorlamaktadır. Demetleyici sürücüler odaklı ultrason tarihi boyunca sürekli gelişme göstermiştir. Ancak en büyük gelişimi analog-dijital çevirici ve dijital-analog çeviricilerde yaşanan gelişmeler katkıda bulunmuştur [67]. Başlarda analog olarak üretilen, ve yine analog olarak demetlenen sinyaller, AD ve DA çeviricilerin gelişimi ile dijital olarak yapılmaya başlanmıştır. Dijital devrelerin tasarımının analog devrelere göre daha hızlı olması sebebiyle bu alandaki gelişimi hızlandırmıştır.

Yüksek yeğnlikli odaklı ultrason sistemlerinde ısı tedavi yapabilmek için odaktaki dokuya iletilmesi gereken enerji yoğunluğu en az 4000 W/cm^2 olmalıdır [68]. Bu sebeple transdüserde yer alan elemanlara yüksek enerji aktarılması gerekir. Bu güç gereksinimlerini sağlamak amacıyla demetleyicilerden sonra yükselticiler kullanılmaktadır.

Dijital devrim sonrasında odaklı ultrason sistemleri de dijitalleşmeye başlamıştır. Sinyal üretimi ve demetleme amacıyla dijital-analog çeviriciler kullanılmaya başlanmıştır. Ancak DA çeviricileri transdüserleri sürmeye yetecek seviyede yüksek salınımlara erişememekte ve dolayısıyla yeterli güç sağlayamamaktadır. Transdüserleri sürbilmek için DA çıkışları referans sinyal olarak kabul edilir, yükseltilerek transdüserlere gönderilir. Yükseltici olarak büyük oranda verimi yüksek olan D ve DE sınıfı yükselticiler kullanılmaktadır [69-71], A sınıfı yükselticiler

düşük gürültülü olmasına rağmen verimi düşük olması ve dizin sürüş elektroniğinde fazla yer kaplaması gibi sebeplerden ötürü az tercih edilmektedir [69].

İnvazif odaklı ultrason tedavilerinde kullanılan cihazlarda boyut sınırlaması olmamasına karşın katater içi odaklı ultrason cihazlarının olabildiğince küçük olmasında fayda vardır. Boyut sınırlandırmaları, kullanılması planlanan katater çeşidine bağlı olmakla beraber, non-invazif odaklı ultrason sistemlerine nazaran çok küçük cihazlar olması gerekmektedir. Bu boyut sınırlandırmaları yüksek entegrasyon ile giderilebilmektedir. Bu tip sistemlerde kullanılacak transdüserler zorunlu olmak koşulu ile sistem elektroniğin kısmının olabildiğince büyük kısmının katater içine sığdırılması gerekmektedir. VLSI (Very Large Scale Integration) teknolojisi sayesinde bu tip sistemlerin entegrasyonu gerçekleştirilebilmektedir.

Günümüzde VLSI teknolojilerinin gelişmesi ve entegre devre üretim kütüphanelerin yaygınlaşması ve gelişmesi üzerine entegre devre tasarlamak kolaylaşmıştır. Bu gelişmeler odaklı ultrason alanında çalışan araştırmacılara kendi odaklı ultrason sürüş elektroniğini tasarlama ve tasarladığı yongaları üretme şansı vermiştir. Günümüzde TSMC ve AMS gibi yonga üreticileri tarafından sağlanan kütüphaneler tümleşik devre tasarımcıları tarafından yaygın olarak kullanılmaktadır. TSMC şirketi tarafından sağlanan kütüphaneler daha çok dijital tasarıma hitap ettiği ve düşük voltajlı transistör modelleri ve üretim tekniklerine sahiptir. TSMC 16nm gibi çok yüksek entegrasyon sağlamaktadır ancak odaklı ultrason için gerekli yüksek voltaj transistörlerine sahip olmadığı için YYOU sistem sürüş elektroniği yongaları için uygun değildir. AMS şirketi ise sağladığı dijital, analog kütüphaneleri ve yüksek voltaj transistör modelleri ile odaklı ultrasonda gerekli olan demetleyici, yükseltici, DA ve dijital kontrol üniteleri gibi birçok sistem parçasının entegrasyonu için kullanılabilir. AMS şirketi tarafından sağlanan kütüphaneler kullanılarak 120V kırılma voltajına sahip transistör modelleri ile yüksek voltajlar altında çalışmaya uygun yongalar tasarlanıp üretilebilmektedir.

YYOU sistemlerinde kullanılacak hazır tümleşik devre elemanlarının olmaması ya da azlığı sebebiyle birçok araştırma, uygulamaya özel bir donanım geliştirme süreci ile boğuşmaktadır. Bu zorluğun üstesinden gelmek amacıyla çeşitli odaklı

ultrason uygulamalarında kullanılacak niteliklere sahip ve küçük boyutlu bir demetleyici sürücü tasarımı yapılabilir.

Odaklı ultrason sistemlerinde transdüserler, demetleyiciler, sürücüler ve yükselticilerden sonra en önemli kısım kontrolcülerdir. Kontrolcüler kimi zaman demetleyici, sürücü ve yükselticileri kontrol etmek amacıyla kullanılırken, bazı uygulamalarda demetleme işlemini de yapmaktadır.

Transdüserler doğrusal sinyaller ile sürülebildiği gibi darbe sinyalleri ile de sürülebilmektedir. Ancak bu tip sistemlerde harmonik bozulmaların doğrusal sistemlere göre çok olması sebebiyle pek tercih edilmemesine rağmen, uygulamadaki kolaylığı sebebiyle bazı uygulamalarda kullanılmaktadır.

Bu tezde odaklı ultrason uygulamalarının birçoğunda kullanılacak nitelikte bir dijital olarak kontrol edilebilen sekiz kanallı $11,25^\circ$ faz çözünürlüğüne sahip bir demetleyici sürücü tasarımı ve benzetim sonuçları verilmiştir.

2 SİSTEM TASARIMI

Tezin konusu olarak seçilen "8 Kanallı Tümeşik Yüksek Yeğınlıklı Odaklı Ultrason Hüzme Şekillendiren Sürücü", TÜBİTAK destekli "Kateter içi Odaklı Ultrason Sistemi" projesi kapsamında yapılan çalışmaların ışığında geliştirilmiştir ve projenin parçalarından birisidir.

Tıp alanında kullanılan kateterler vücut boşluğuna, damarına veya kanalına sokulabilen bir tüp şeklindeki medikal araçlardır. Kateterler çap olarak küçük araçlar olması sebebiyle, odaklı ultrason yöntemiyle ısıl tedavi için kullanılmak istendiğinde bazı birçok zorluğu beraberinde getirmektedir. Kateterlerin küçük çapları dolayısıyla kateter içi odaklı ultrason sistemlerinde kullanılan kablo sayısını azaltmak amacıyla transdüser sürüş elektroniğinin kateter içine tümeşik olarak tasarlanması ve üretilmesi çoğu durumda zorunludur. Tezimde yer alan 8 kanallı tümeşik hüzme şekillendiren sürücü devresi, parçası olduğu projede yer alan 8 elemanlı transdüseri yüksek güçte sürme ve elemanlara gerekli faz kaydırma uygulayarak üretilen ultrasonik dalgaların belirlenen noktaya odaklanmasını sağlayacak kapasitede olmalıdır. Bu araştırmada yer alan isterlerin karşılanabilmesi için mümkün olan en az sayıda kateter iletişim kablosuna ihtiyaç duyan, kolay programlanabilen ve mümkün olduğunca küçük ölçülere sahip tümeşik hüzme şekillendiren sürüş elektroniğinin tasarlanmıştır.

2.1 Geliştirme Araçları

Günümüzde tümeşik devre tasarımı ve benzetimlerinde bilgisayar destekli tasarım ve benzetim araçları kullanılmaktadır. Tezde yer alan tümeşik devrenin tasarımında Cadence şirketi tarafından üretilen Virtuoso adlı bilgisayar destekli tasarım (BDT) programı kullanılmıştır. Tasarlanan tümeşik devrenin benzetiminde ise yine Cadence tarafından üretilen ve Virtuoso platformu içerisinde bulunan Analog Design Environment L isimli benzetim programı kullanılmıştır. Tümeşik devre tasarımında kilit noktalar üretime dayalı fiziksel parametrelerin bilinmesi ve üretilebilirlik açısından belirli bir standartta olmasıdır. Bu ve buna benzer parametreler, kısıtlar ve özellikler üretici ile bilgi alış verişi yapılarak edinilerek tasarımcı tarafından bir

kütüphane oluşturulabilir ve tasarım yapılabilir. Ancak günümüzde üreticiler geniş kapsamlı kütüphaneleri ve tasarım kitlerini tasarımcıların kullanımına sunmuş durumdadır. Böylelikle tasarımcıya düşen iş yükü azaltılmış, tasarım süreci kısaltılmıştır. Kütüphaneler ve tasarım kitleri tümleşik devre üreticileri tarafından ticari kullanımlar için ücretli olarak sunulurken, eğitim amaçlı kullanımlar için ise ücret talep edilmeyebilmektedir. Üniversitemiz Euro Practice üyesi olması sebebiyle AMS tümleşik devre üretim şirketi tarafından sunulan H35 HV (yüksek voltaj) tasarım kiti ve kütüphanelerinden ücretsiz faydalanabilmektedir. Tezimde yer alan tasarım, AMS şirketi tarafından sağlanan H35 tasarım kiti ve kütüphanesinde yer alan devre elemanlarından istifade edilerek yapılmıştır.

2.1.1 Cadence Virtuoso

Cadence şirketinin ürünlerinden biri olan Virtuoso bilgisayar destekli tasarım yazılımı ve araçları özel amaçlı ve özel tasarım tümleşik devreler tasarlamak, davranışsal modellerini oluşturmak, oluşturulan tasarımlarının benzetimini yapmak, serim işlemleri ve fiziksel doğrulama amaçlarıyla kullanılmaktadır. Virtuoso platformu genel olarak analog, karışık sinyal, radyo frekans (RF), standart tümleşik hücre tasarımlarının yanı sıra bellek ve alan programlanabilir kapı dizini (Field Programmable Gate Array, FPGA) tasarımında da kullanılmaktadır.

2.1.2 AMS H35 Tümleşik Devre Tasarım Kiti ve Kütüphaneleri

AMS AG, eski adı austriamicrosystems AG, tümleşik devre üretim şirketi tarafından ticari amaçlı ücretli ya da eğitim amaçlı ücretsiz sağlanan H35 tümleşik devre tasarım kiti ve kütüphaneleri, 350nm CMOS tümleşik devreler tasarlayabilmek amacıyla kullanılmaktadır. AMS şirketine ait 350nm CMOS tümleşik devre tasarım kit ve kütüphaneleri C35 ve H35 olmak üzere iki adettir. C35 kiti düşük voltajlarda çalışan MOSFET'ler içermesi sebebiyle daha çok dijital devre tasarımları için uygundur. Ancak H35 isimli diğer kit ise 25V 50V 100V ve 120V kırılma voltajlarına sahip MOSFET'leri içermesi sebebiyle tezde yer alan yüksek voltajlı sürücülere benzer tasarımlar için daha uygundur. Ayrıca H35 kiti yüksek çalışma voltajlı MOSFET'ler haricinde yüksek voltaj değerlerinde çalışabilen dijital devre

elemanları ve düşük voltajlarda çalışan (3.3V ve 5V) dijital tasarım blokları da içermektedir.

H35 tasarım kiti içerisinde bulunan çekirdek kütüphanede hazır olarak bulunan mantık ve dijital tasarım blokları Çizelge 1. de verilmiştir.

Çizelge 1: AMS H35 tasarım kitinde yer alan dijital ve mantıksal devre blokları

Dijital Blok Adı	Dijital Blok Giriş Çıkış İlişkisi	Sürme Kapasitesi
AND2X	$Q = "A \& B"$	1/2/3/4/6/8
AND3X	$Q = "A \& B \& C"$	1/2/3/4/6/8
AO2X	$Q = "((A1 \& A2) B1)"$	1/2/3/4/6/8
	$Q = "(((A1 \& A2) (B1 \& B2)) C1)"$	1/2/3/4/6/8
AO22X	$Q = "((A1 \& A2) (B1 \& B2))"$	1/2/3/4/6/8
AO31X	$Q = "(((A1 \& A2) \& A3) B1)"$	1/2/3/4/6/8
AO32X	$Q = "(((A1 \& A2) \& A3) (B1 \& B2))"$	1/2/3/4/6/8
AOI211X	$Q = "!(((A1 \& A2) B1) C1)"$	1/2/3/4/6/8
AOI21X	$Q = "!((A1 \& A2) B1)"$	1/2/3/4/6/8
AOI221X	$Q = "!(((A1 \& A2) (B1 \& B2)) C1)"$	1/2/3/4/6/8
AOI22X	$Q = "!((A1 \& A2) (B1 \& B2))"$	1/2/3/4/6/8
AOI311X	$Q = "!((((A1 \& A2) \& A3) B1) C1)"$	1/2/3/4/6/8
AOI31X	$Q = "!((((A1 \& A2) \& A3) B1)"$	1/2/3/4/6/8
AOI32X	$Q = "!((((A1 \& A2) \& A3) (B1 \& B2))"$	1/2/3/4/6/8
BUFEX	$Q = "A", !(E) \text{ ise}$	2/4/6/8/10/12
BUFTX	$Q = "A", !(EN) \text{ ise}$	2/4/6/8/10/12/16
BUFX	$Q = "A"$	1/2/3/4/6/8/10/12/16/24/ 32
CLKBUFX	$Q = "A"$	1/2/3/4/6/8/10/12/16/24/ 32
CLKINVX	$Q = "!A"$	1/2/3/4/6/8/10/12/16/24/ 32
DFCPSX	$Q = "(!(!RN)* (((SE * SI) + (!SE * D)))+(!SN))"$ $QN = "(!(!SN)* (!(((SE * SI) + (!SE * D)))+(!RN))"$	1/2/3/4/6
DFCPX	$Q = "(!(!RN)* ((D)+(!SN))"$ $QN = "(!(!SN)* (!(D)+(!RN))"$	1/2/3/4/6
DFCSX	$Q = "(!(!RN)* (((SE * SI) + (!SE * D))))"$ $QN = "(!(!RN)+(((SE * SI) + (!SE * D))))"$	1/2/3/4/6
DFCX	$Q = "(!(!RN)* (D))"$ $QN = "(!(!RN)+!(D))"$	1/2/3/4/6
DFPSX	$Q = "(!(!SN)+(((SE * SI) + (!SE * D))))"$	1/2/3

	$QN = "!(!(SN)+((SE * SI) + (!SE * D)))"$	
DFPX	$Q = "!(SN)+D)"$ $QN = "!(!(SN)+D))"$	1/2/3/4/6
DFSX	$Q = "((SE * SI) + (!SE * D))"$ $QN = "!(((SE * SI) + (!SE * D)))"$	1/2/3/4/6
DFX	$Q = "D)", QN = "!(D)"$	1/2/3/4/6
DLY1X	$Q = "A"$	1
DLY2X	$Q = "A"$	1
DLY3X	$Q = "A"$	1
DLY4X	$Q = "A"$	1
FAX	$CO = \text{Elde Çıkışı}, SUM = "A + B + CI"$	1/2/3/4/6/8
HAX	$CO = \text{Elde Çıkışı}, SUM = "A + B"$	1/2/3/4/6
IMAJ3X	$Q = "!(B \& A) (C \& B) (C \& A)"$	1/2/3/4
IMUX2X	$Q = "!(A \& !S) (B \& S)"$	1/2/3/4/6/8
IMUX3X	$Q = "(((A \& !S1) \& !S0) ((B \& !S1) \& S0)) (C \& S1)"$	1/2/3/4/6/8
IMUX4X	$Q = "((((A \& !S1) \& !S0) ((B \& !S1) \& S0)) ((D \& S1) \& S0)) ((C \& S1) \& !S0)"$	1/2/3/4/6/8
INVX	$Q = "!A"$	1/2/3/4/6/8/10/12/16/24/ 32
MUX2X	$Q = "(A \& !S) (B \& S)"$	1/2/3/4/6/8
MUX3X	$Q = "(((A \& !S1) \& !S0) ((B \& !S1) \& S0)) (C \& S1)"$	1/2/3/4/6/8
MUX4X	$Q = "((((A \& !S1) \& !S0) ((B \& !S1) \& S0)) ((D \& S1) \& S0)) ((C \& S1) \& !S0)"$	1/2/3/4/6/8
NAND2X	$Q = "!(A \& B)"$	1/2/3/4/6/8/12/
NAND3X	$Q = "!(A \& B) \& C)"$	1/2/3/4/6/8/12/
NAND4X	$Q = "(((A \& B) \& C) \& D)"$	1/2/3/4/6/8/12/
NOR2X	$Q = "!(A B)"$	1/2/3/4/6/8/12/
NOR3X	$Q = "!(A B) C)"$	1/2/3/4/6/8/12/
NOR4X	$Q = "(((A B) C) D)"$	1/2/3/4/6/8/12/
OR2X	$Q = "(A B)"$	1/2/3/4/6/8
OR3X	$Q = "(A B) C)"$	1/2/3/4/6/8
XNOR2X	$Q = "(B \wedge A)"$	1/2/3/4/6/8
XNOR3X	$Q = "!(!(A \& B) !(A B)) \& C) !(A \& B) !(A B) C))"$	1/2/3/4/6/8
XNOR4X	$Q = "(((D \wedge C) \wedge B) \wedge A)"$	1/2/3/4/6/8
XOR2X	$Q = "!(A \& B) !(A B)"$	1/2/3/4/6/8
XOR3X	$Q = "!(!(A \& B) !(A B)) \& C) !(A \& B) !(A B) C)"$	1/2/3/4/6/8
XOR4X	$Q = "(((D \wedge C) \wedge B) \wedge A)"$	1/2/3/4/6/8

2.2 Yapılan Çalışmalar

2.2.1 Tümüleşik Devre Tasarım Çalışmaları

Cadence Virtuoso bilgisayar destekli tasarım ve otomasyon ortamında AMS şirketi tarafından sağlanan H35 yüksek voltaj CMOS tasarım kiti ve kütüphanesi kullanılarak yapılan tümleşik devre tasarım çalışmalarında, tasarım sürecinin kısaltılması için olabildiğince kütüphanede yer alan hazır tasarım blokları kullanılmıştır. Ancak ihtiyaç duyulan her bloğun tasarım kitinde olmaması sebebiyle bileşenlerin bir kısmı en baştan tasarlanarak sisteme entegre edilmiştir. Tasarlanan ek dijital blokların şemalarına ek olarak sembol ve modelleri de oluşturularak, gelecekteki çalışmalarda da kullanılabilmesi için bir kütüphanede toplanmıştır.

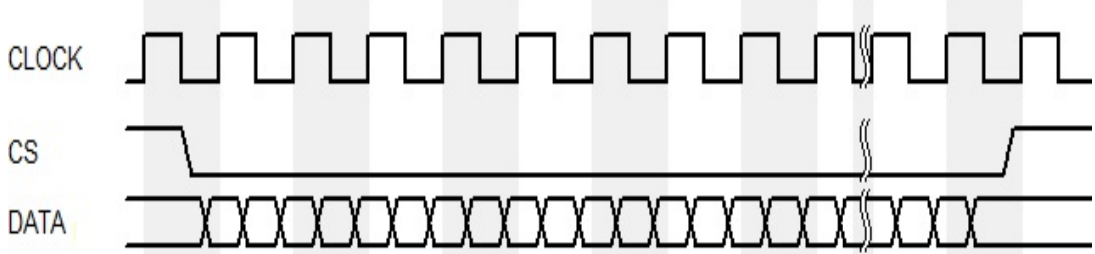
Tasarım, dijital kontrol bloğu, sinüs dalga DA çevirici, çıkış katı olmak üzere 3 ana başlıkta ele alınmıştır.

2.2.1.1 Dijital Kontrol

Demetleyici sürücü tasarımı yapılırken, kateter içinde kullanılacağı koşulu her zaman göz önünde bulundurulmuştur. Kateter içi bir yüksek yeğınlikli odaklı ultrason tedavi cihazı için boyutunun yanında sistem kablolarının da küçük ve ince olması gereklidir. Sistemin kablo sayısını azaltmak ve fonksiyonelliğini arttırmak amacıyla demetleyici sürücüye seri bir iletişim kanalı kullanılarak dijital kontrol arayüzü eklenmiştir. Seri iletişim protokolü olarak SPI (Serial Peripheral Interface) uyumlu bir arayüz seçilmiştir. Paralel bir iletişim kanalı olması durumunda olması gereken dijital kontrol kablo sayısı en az 9 olabilirken, seri iletişim arayüzü sayesinde kablo sayısı 3'e düşürülmüştür. Böylece kablo sayısı azaltılarak, olası kateter sistemlerine esneklik kazandırılmıştır.

Kullanıcı tarafından SPI arayüzü yardımıyla dijital kontrol bloğuna gönderilen faz bilgileri, iletişim tamamlandığında sinüs dalga dijital analog çevirici bloğuna yüklenir. Dijital analog çevirici bloğu ise yüklenen faz değerlerinde sinüs dalgaları üretmek için hazır hale gelir. Sistem saat girişine uygulanacak bir saat sinyali ile çıkışlarda sinüs dalga üretimi başlatılabilir.

Sisteme ait SPI iletişim arayüzünün zamanlama diyagramı Şekil 2.1’de verilmiştir.

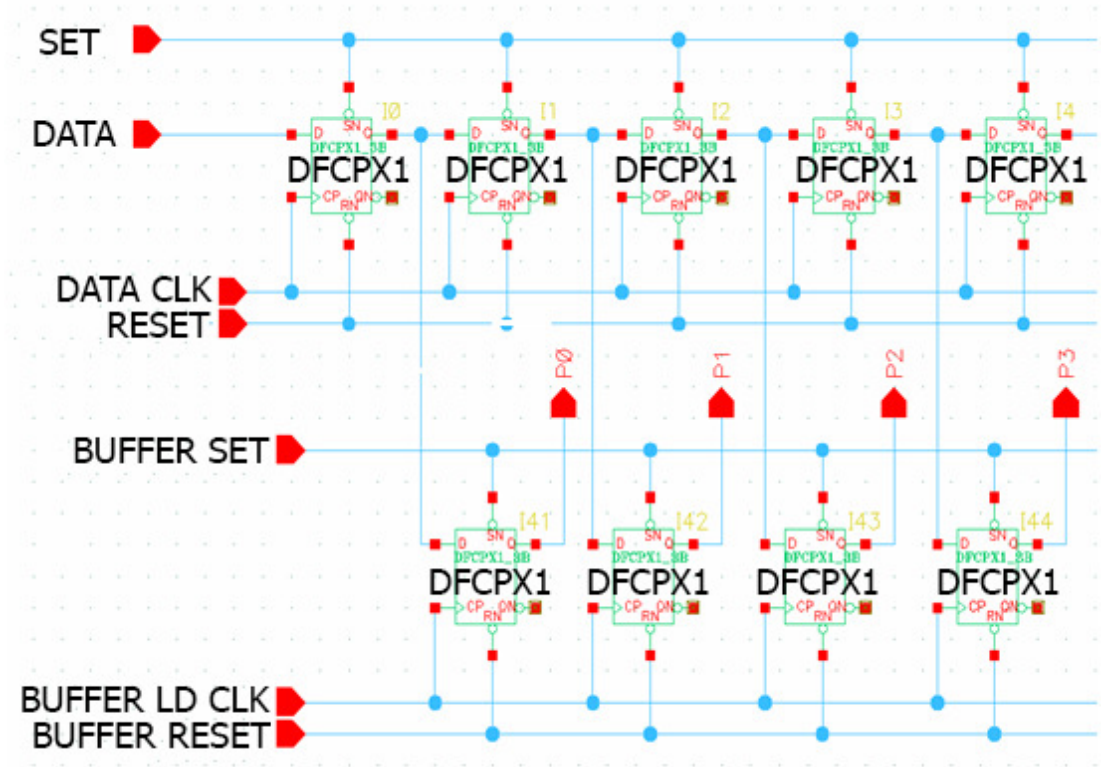


Şekil 2.1: Sistem SPI iletişim arayüzü zamanlama diyagramı

Dijital kontrol arayüzü entegrasyonu yazmaç kaydırıcılar ile tasarlanmıştır. Her bir kanal için 5 bitlik bilgi gereklidir, toplamda 40 bit olan bu bilginin SPI arayüzü ile alınıp seri halden paralel hale getirilmesi amacıyla 40 adet yazmaç kaydırıcı kullanılmıştır. İletişim arayüzünde kontrolcü tarafından gönderilen bilgi bitleri uygulanan saat sinyalinin yükselen kenarında örneklenmektedir. Çip seçme pini, CS (chip select), iletişim yokken mantık 1 konumunda olmalıdır, iletişim başlatmak için mantık 0 konumuna çekilmeli ve iletişim boyunca mantık 0’da tutulması gerekmektedir. SPI arayüzünde bulunan çip seçme pininin yükselen kenarı alındığında iletişim sonlanmış olur ve seri olarak alınan ve 40bit paralel halde yazmaç kaydırıcılarda tutulan bilgi önce tampon yazmaca sonra da DA çeviricideki sayaçların yazmaçlarına yazılmak suretiyle faz değerleri değiştirilir. SPI dijital kontrol girişlerine ek olarak sistemin RESET (yeniden başlat) giriş pini vardır ve yazmaçları sıfırlayarak çıkış sinyal üretimini durdurmaktadır. İletişim protokolüne ilişkin 40 bit bilgi paketi Şekil 2.2’de, SPI iletişim arayüzüne ait devre tasarımı, çıkış tamponları ile birlikte Şekil 2.3’te verilmiştir.

40 BİTLİK 8 KANAL FAZ BİLGİSİ PAKETİ							
8. KANAL	7. KANAL	6. KANAL	5. KANAL	4. KANAL	3. KANAL	2. KANAL	1. KANAL
B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0	B4 B3 B2 B1 B0

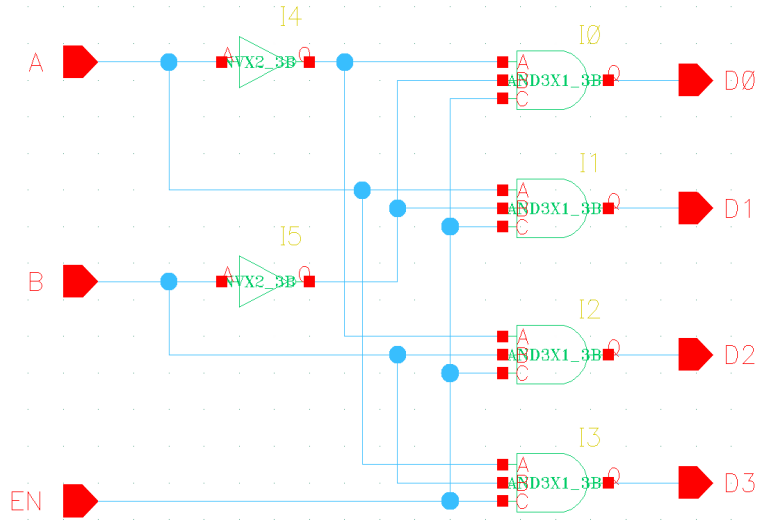
Şekil 2.2: 40 bitlik bilgi paketi formatı



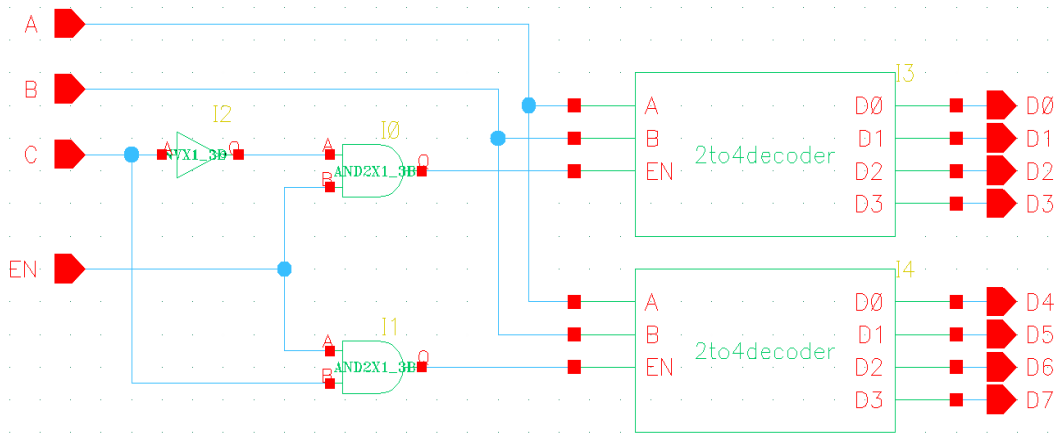
Şekil 2.3: SPI iletişim arayüzü devre bloğu, tamponlar ve sinyal girişleri (sadece ilk 4 bitlik kısım verilmiştir)

Sisteme entegre edilen SPI arayüzü faz atama için herhangi bir adres bilgisine yada ön ekine yahut başının ya da sonunun sıfırlar eklenerek belirli sayıya tamamlanmasına ihtiyaç duymamaktadır. Ayrıca SPI arayüzü ile atanan faz değerleri SPI arayüzü ya da başka bir yöntemle geri okunamamaktadır. Bu haliyle demetleyici sistemi faz yazmaçları sadece-yazma özelliklidir.

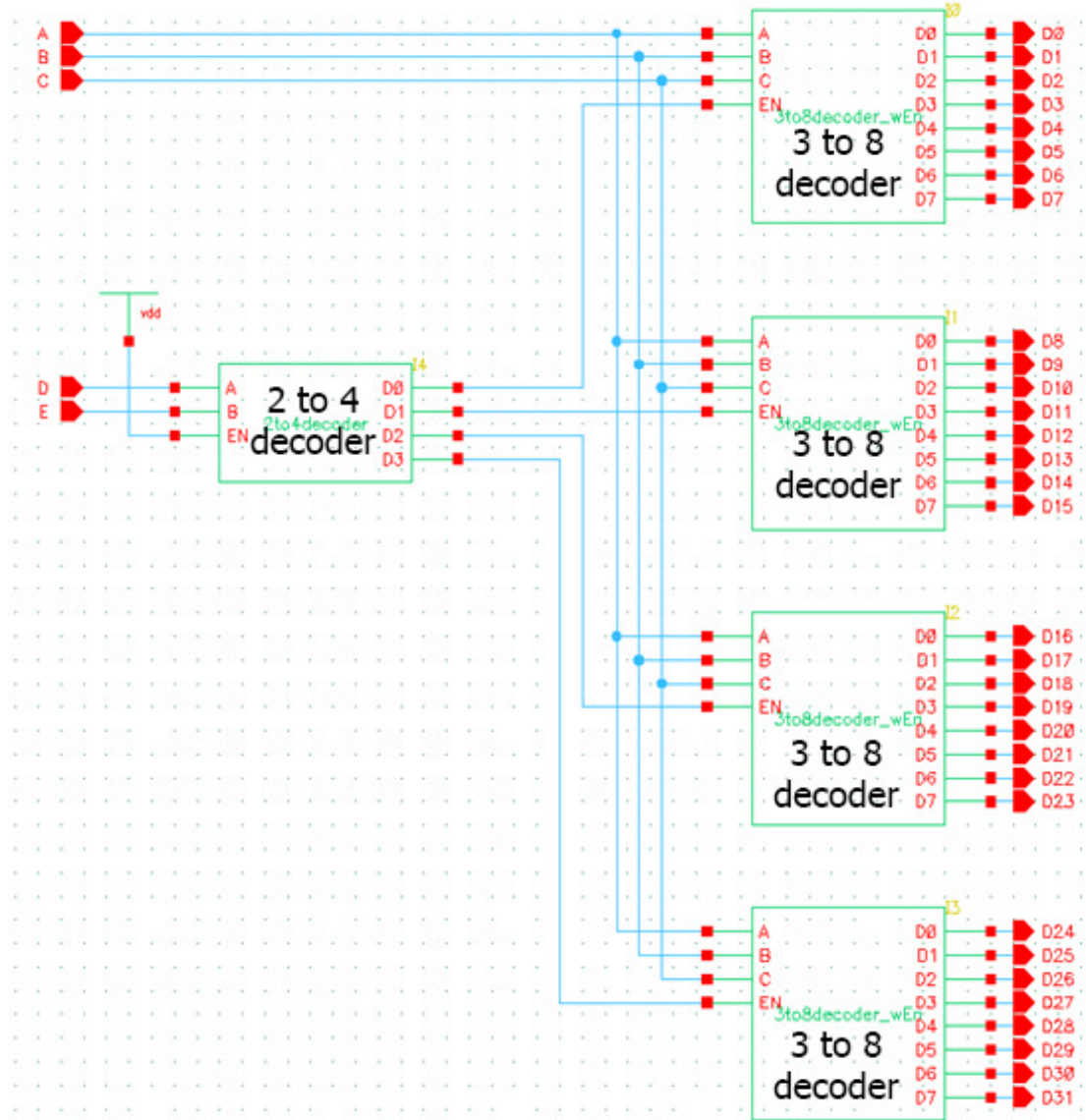
Dijital kontrol bloğundan gelen 5 bitlik iki tabanında ifade edilen faz bilgisinin 32 durumluk halkalı sayaçlara yüklenebilmesi için 5 bitlik bilginin 32 duruma çevrilmesi için 5'den 32'ye kod çözücüye ihtiyaç vardır. AMS H35 tasarım kitinde böyle bir dijital devre bloğu bulunmadığı için baştan tasarlanmıştır. 5'den 32'ye kod çözücü tasarımı için en kolay yol olan 2'den 4'e kod çözücü oluşturmak ve oluşturulan bloklar ile 3'ten 8'e kod çözücü oluşturmak ve oluşturulan 3'ten 8'e kod çözücüler kullanarak 5'ten 32'ye kod çözücü tasarlamaktır. Bu amaçla tasarlanan 2'den 4'e kod çözücü Şekil 2.4'te, 3'ten 8'e kod çözücü ise Şekil 2.5'te, 5'ten 32'ye kod çözücü tasarımı ise Şekil 2.6'da verilmiştir.



Şekil 2.4: 2'den 4'e kod çözücü

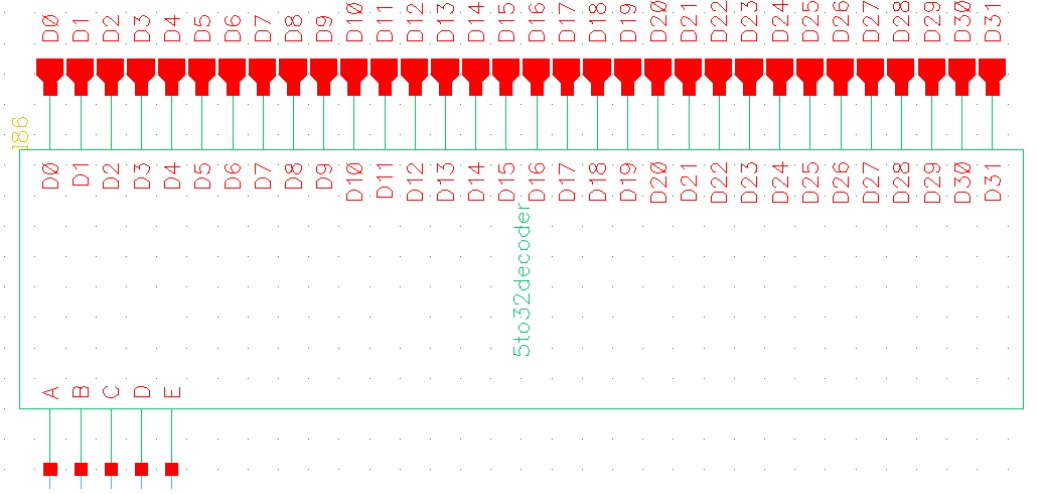


Şekil 2.5: 3'ten 8'e kod çözücü



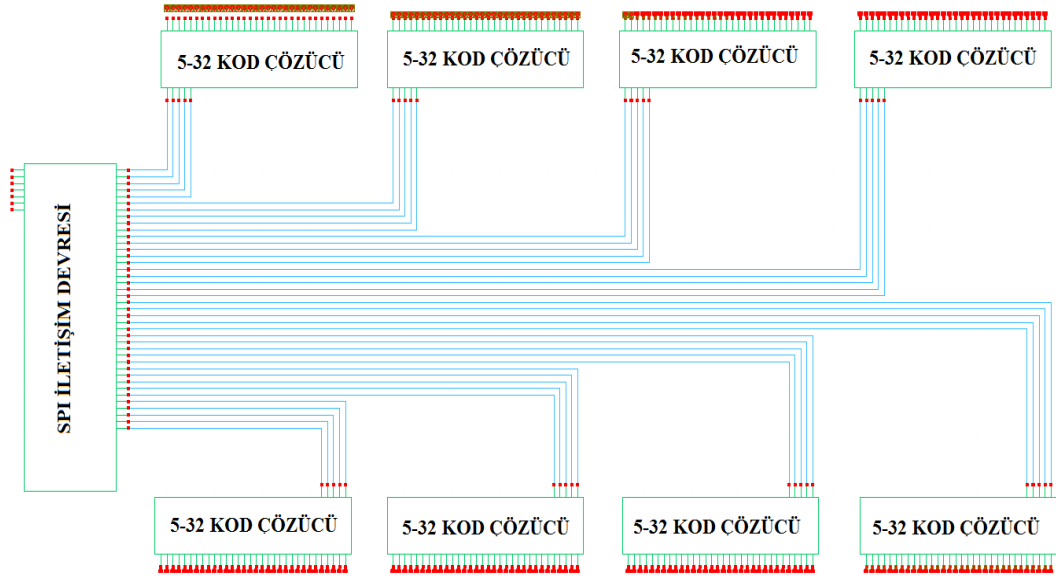
Şekil 2.6: 5'ten 32'ye kod çözücü

5'ten 32'ye kod çözücü tasarımı tamamlandıktan sonra bu kod çözücüleri halkalı sayaçlar ile SPI iletişim bloğu arasına konulmuştur. Bu bloğa ait devre sembolü Şekil 2.7'de verilmiştir.



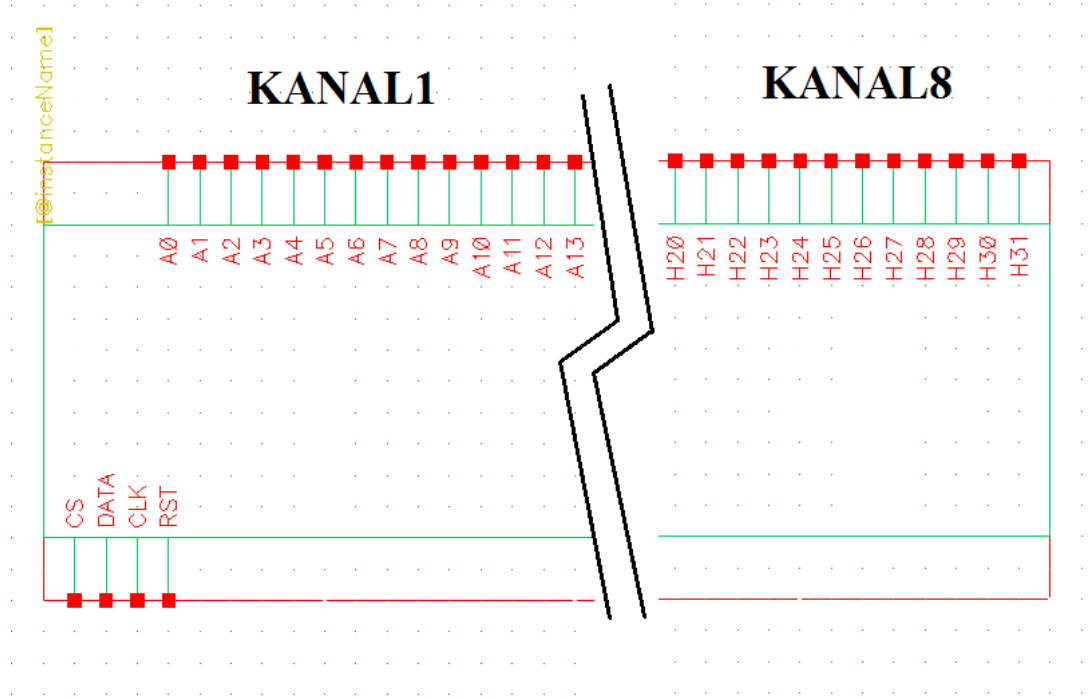
Şekil 2.7: 5'ten 32'ye kod çözücü devre sembolü

SPI arayüzü ve kod çözücülerin birleşiminden oluşan dijital kontrol devresi Şekil 2.8'de verilmiştir.



Şekil 2.8: Dijital kontrol devre şeması

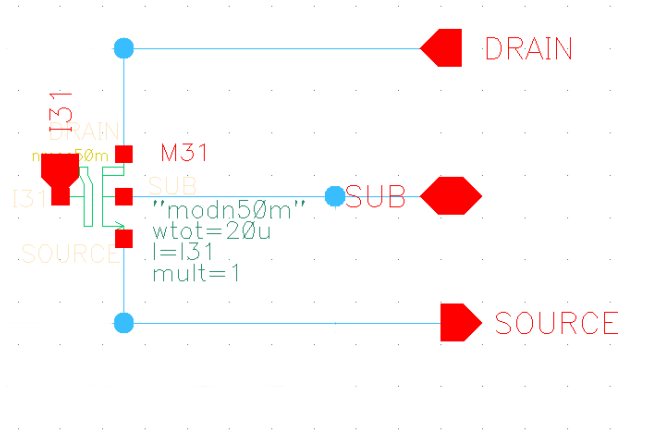
Şekil 2.8'de devre şeması verilen dijital kontrol devresinin devre sembolü Şekil 2.9'da verilmiştir.



Şekil 2.9: Dijital kontrol devresi sembolü

2.2.1.2 Sinüs Dalga Dijital Analog Çevirici Tasarımı

Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason terapi sistemlerinde çoğunlukla tek tonlu sinüs sinyalleri kullanılmaktadır. YYOU terapide tek ton sinüs sinyalleri kullanması sebebiyle, sinüs dalga üreten basit bir dijital analog çevirici kullanmak, tasarım kolaylığı ve esnekliği sağlamaktadır. Karmaşık dijital analog sinyal çevirici topolojilerini yerine sinüs ağırlıklı MOSFET konfigürasyonu bir sinüs dalga dijital analog çevirici tasarımı yapılmıştır. Önerilen sinüs dalga dijital analog çevirici temel olarak 32 adet MOSFET'ten oluşmakta olup, 32 bitlik kod çözücü halkalı sayaç ve tamponlar gibi dijital tasarım bloklarını da içermektedir. Bu mimaride kullanılan her bir MOSFETe ait genişlik-uzunluk oranları örneklenmiş sinüs dalgasındaki değerlere göre belirlenmiştir. Sinüs ağırlıklı MOSFET mimarisinde kullanılan MOSFETlerden 1 tanesine ait konfigürasyon Şekil 2.10'da verilmiştir ve diğer MOSFETler de tamamen aynı konfigürasyona sahip olmasına rağmen genişlik-uzunluk oranları farklılık gösterir.



Şekil 2.10: MOSFET konfigürasyonu

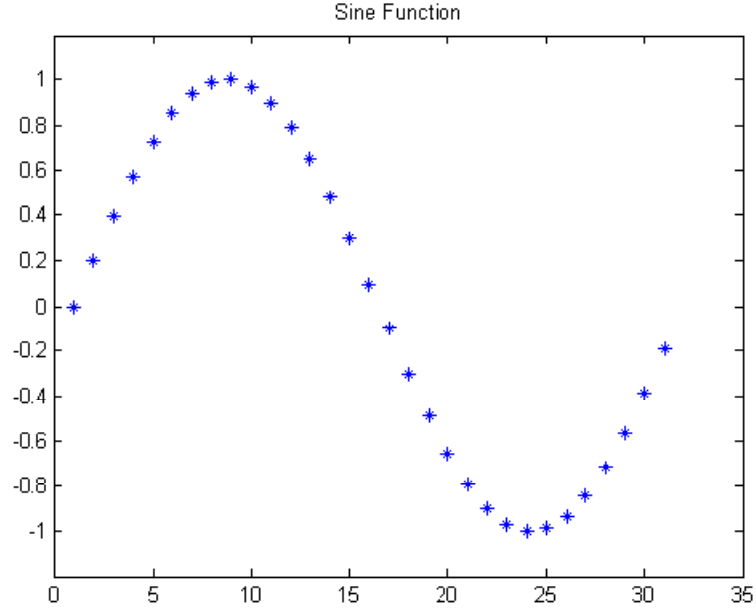
DA çeviricideki tüm MOSFETler doyum çalışma bölgesinde çalışmaktadır. Doyum bölgesindeki MOSFET akım denklemi (2.1) de verilmiş

$$I_{DS} = \frac{1}{2} \mu_n C_{ox} \frac{W}{L} (V_{GS} - V_T)(1 + \lambda V_{DS}) \quad (2.1)$$

Denkleminde yer alan μ_n , V_{GS} , V_{DS} sinüs ağırlıklı MOSFET konfigürasyonundaki tüm MOSFETler için aynı olmakla beraber C_{ox} , V_T ve λ değerleri arasında ise önemsiz farklar bulunmaktadır. Denklemindeki birçok parametrenin sabit ya da ihmal edilebilecek değişimler gösterdiği düşünüldüğünde MOSFETler üzerinden akan doyum akımı MOSFETlere ait $\frac{W}{L}$ değeri ile doğru orantılı olarak değiştiği anlaşılabilir. Bu durumda denklem (2.2)'deki gibi tekrar yazılabilir.

$$I_{DS} = \frac{W}{L} (\text{diğer sabit parametreler}) \quad (2.2)$$

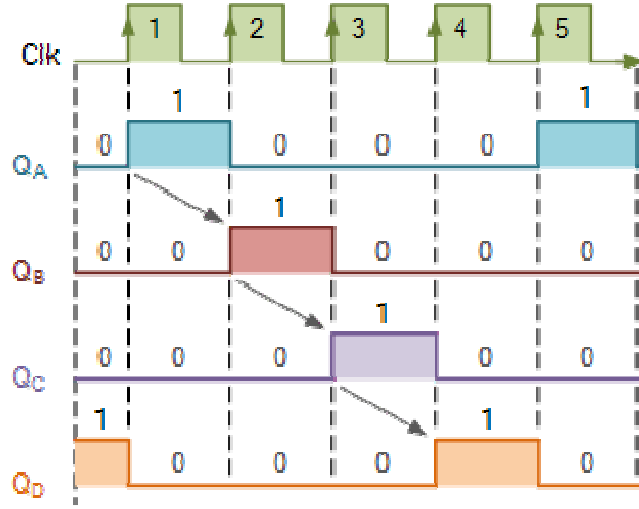
Tam periyotlu bir sinüs dalgası eşit aralıklı noktada örneklenmiştir. Sinüs ağırlıklı MOSFET dizini dijital analog çevirici tasarımında kullanılan 32 nokta örneklenmiş sinüs sinyali Şekil 2.11'de verilmiştir.



Şekil 2.11: 32 nokta örneklenmiş sinüs dalgası

32 adet MOSFETlerin tamamı sırayla teker teker tetiklendiğinde çıkışta tetikleme hızına bağlı olarak tam bir sinüs dalgası oluşturur. Çeviricide yer alan her bir MOSFET çıkışta $11,25^\circ$ faz aralıklı olarak sinüs dalgasının bir noktasını oluşturmaktadır. $11,25^\circ$ faz çözünürlüğü birçok odaklı ultrason uygulaması için fazlasıyla yeterli hassasiyettir[71].

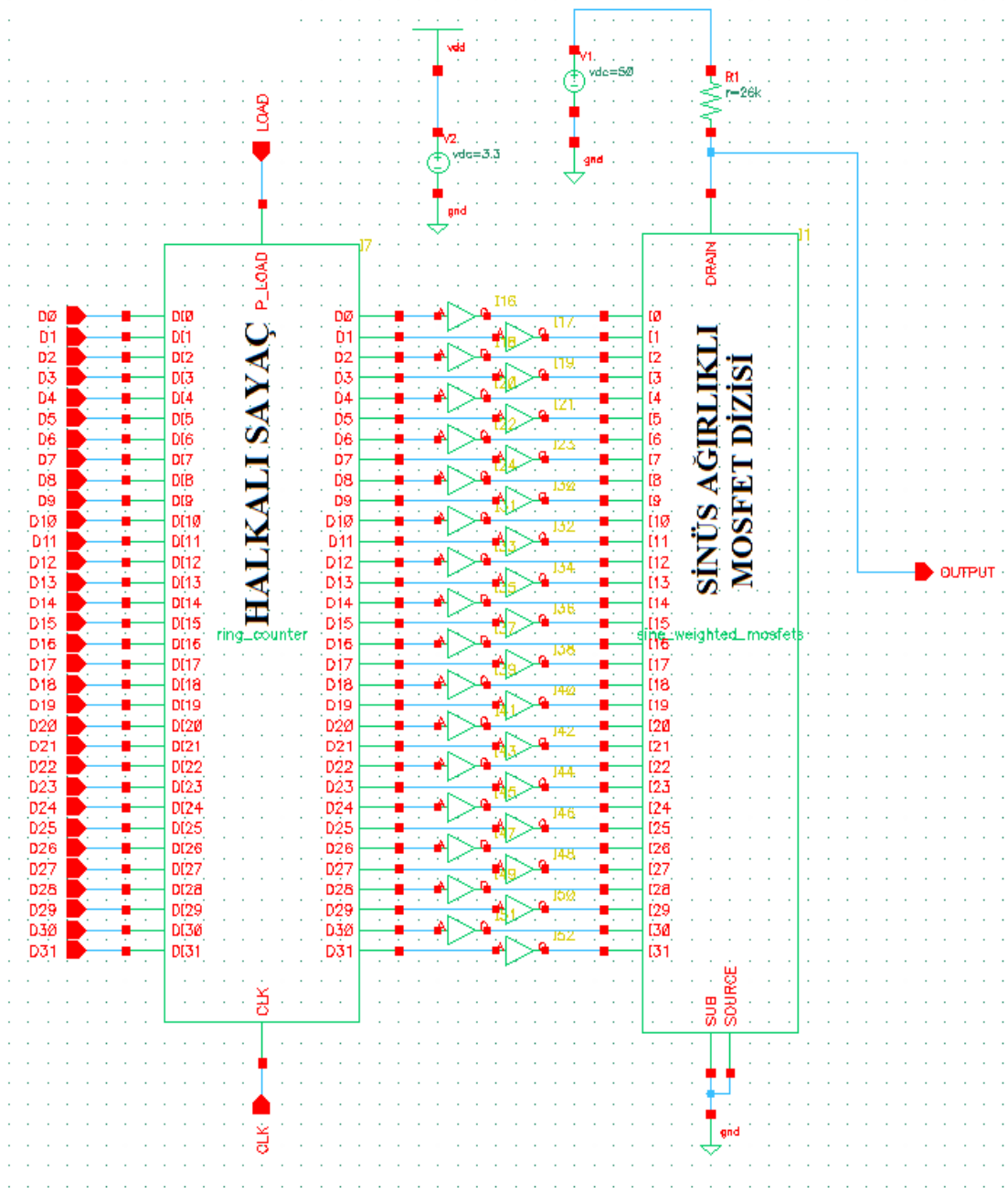
DA çeviricideki MOSFETlerin teker teker tetiklenmesi gerekmesi sebebiyle bu MOSFETler halkalı sayaçlar tarafından kontrol edilmektedir. Bu sayaç tipinde çıkış durumlarından sadece bir tanesi mantıksal bir (1) konumundadır, diğerleri ise mantıksal sıfır (0) konumundadır ve her saat darbesinde çıkış durumları kaymaktadır. Örnek dört durumlu bir halkalı sayacın çalışma dalga formu Şekil 2.12’de verilmiştir.



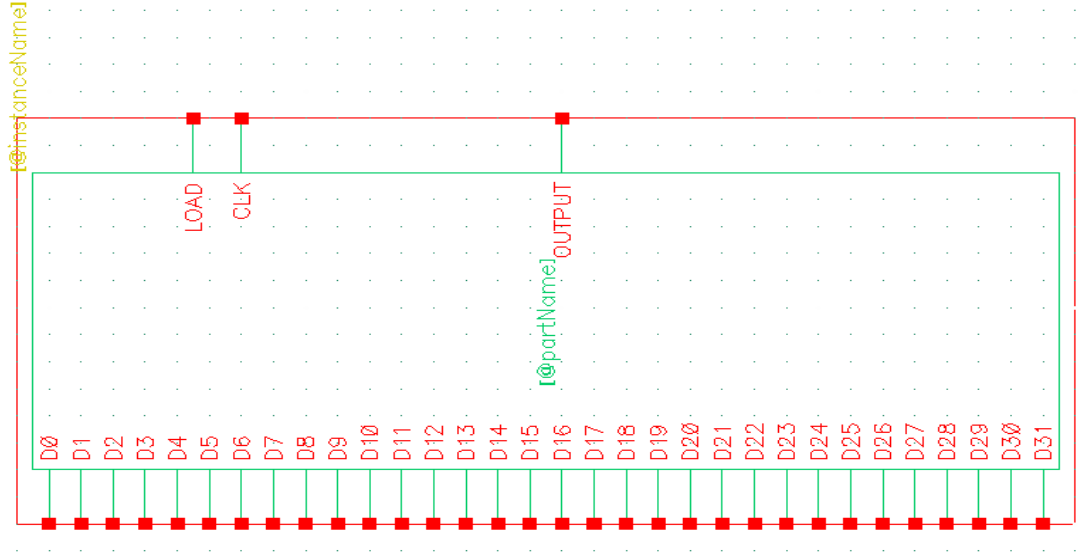
Şekil 2.12: Halkalı sayaç giriş-çıkış dalga formu

DA çeviricide kullanılan halkalı sayaç 32 durumludur ve istenilen herhangi bir durumdan başlayarak saymaya devam edebilecek şekilde tasarlanmıştır. Sayaçta 32 durum olması sebebiyle her bir saat darbesinde çıkışta sinüs dalgasının 1/32'si oluşturulur. Halkalı sayacın sayma başlangıç durumu çıkışta oluşturulan sinüs dalgasının fazını belirlemektedir. Örneğin 5. Durumdan başlaması halinde çıkış sinüs dalgası $5 * 11,25^\circ = 56,25^\circ$ kadar fazı kaymış olarak oluşturulur.

Tasarlanan dijital analog çevirici devre şeması Şekil 2.13'de, devre sembolü ise 2.14'de verilmiştir.



Şekil 2.13: DA çevirici devre şeması



Şekil 2.14: DA çevirici devre sembolü

Tam periyotlu bir sinüs dalgası için 32 saat sinyali darbese uygulanması gerekir, dolayısıyla çıkışta oluşturulmak istenen sinyal frekansının 32 katı frekansta saat sinyaline ihtiyaç duyulmaktadır. YYOU tedavi sistemlerinin 1-20MHz frekans aralığında çalıştığı düşünüldüğünde referans saat sinyalinin maksimum 640MHz saat sinyal frekansına ihtiyaç olacaktır.

Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason terapi uygulamalarında transdüserlere yüksek genlikli sinyaller uygulanmaktadır. Tasarlanan tümleşik devrenin YYOU terapi sisteminde kullanılabilmesi için yüksek genlikli yüksek güç sürüş yeteneğine sahip çıkış sinyalleri üretmesi gerekmektedir. Yüksek genlikli çıkışlar elde etmenin yollarından birisi referans bir sinüs sinyali üretmek ve güç amfisinden geçirerek genliğini arttırmak şeklindedir, diğer bir metot ise tezde uygulandığı gibi DA çeviricinin farklılaştırılarak yüksek genlikli sinyaller üretmesini sağlamaktır. DA çeviricide kullanılan MOSFETler yüksek kırılma voltajına sahip MOSFETlerdir ve çıkış sinyal salınımları YYOU tedavi için yeterli seviyelerdedir.

Yüksek kırılma voltajına sahip MOSFETler, yüksek savak-kaynak kırılma voltajı avantajına sahipken, kapı kapasitelerinin yüksek olması sebebiyle sistemin yüksek frekanslardaki performansını kötü yönde etkilemektedir. Artan kapı kapasitesi çıkıştaki voltaj yükselme eğimini düşürmesi sebebiyle, yüksek frekanslarda, çalışma

frekansının gerisinde kalarak sistemin çalışma bant genişliğini üstten törpülemektedir.

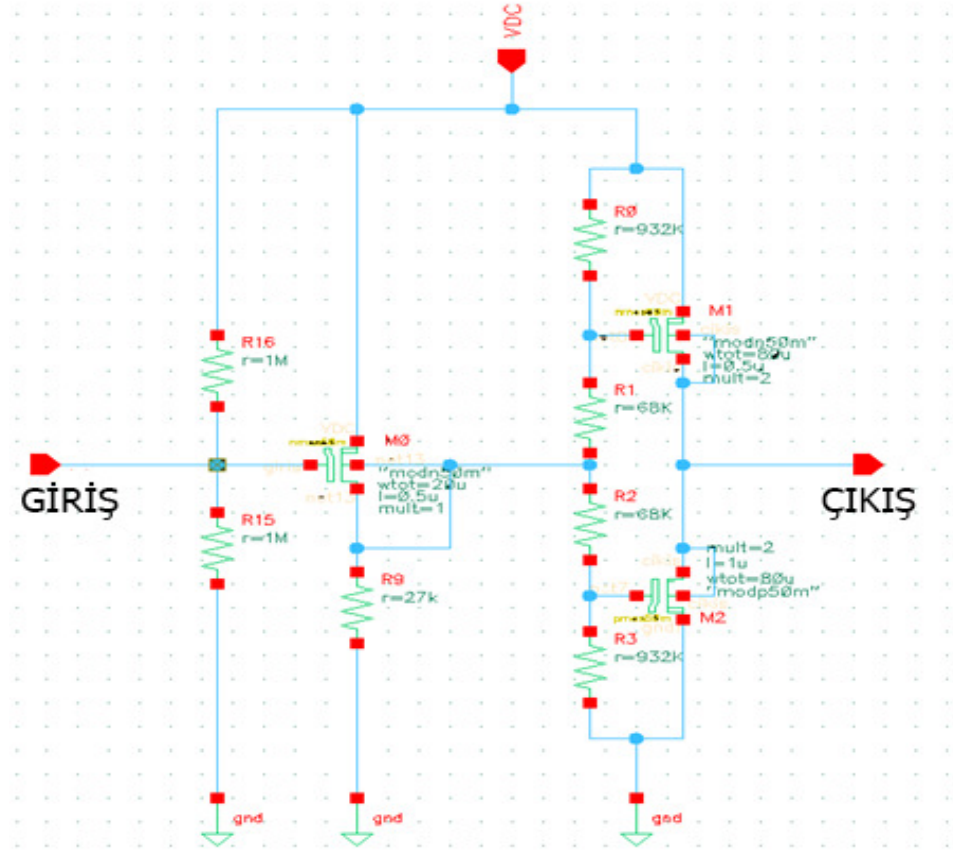
Sinüs ağırlıklı MOSFET konfigürasyonu ile gerçekleştirilen bu dijital analog çevirici toplamda 32 farklı voltaj seviyesinde çıkış verebilmektedir. Bu seviyeler ise 32 nokta örneklenmiş sinüs dalgasına karşılık gelen noktalardır ve geleneksel DA çeviricilere nazaran az karmaşık devre topoloji ile yüksek performans sağlamaktadır. Ancak geleneksel DA çeviriciler kadar çok sayıda çıkış voltaj seviyesine sahip olmadığı için üretilen sinüs dalganın genliği değiştirilememektedir. Bu yüzden çıkış gücü ayarlaması yapılamamaktadır, ancak referans saat sinyali kısa aralıklar ile uygulanarak çıkış gücü ayarlaması yapılabilmektedir.

2.2.1.3 Çıkış Katı Tasarımı

DA çeviricileri, bazı özel modeller hariç, yüksek çıkış salınımlı üretmeyen ve küçük çıkış gücüne sahip devrelerdir. Tezde tasarlanan sinüs dalga DA çevirici çıkışı yüksek genlik değerlerinde salınım yapabildiği halde çıkış gücü düşüktür. Transdüserleri sürebilmek için DA çevirici çıkışı akım tampon devresi ile güçlendirilerek, yüksek salınım değerlerinde yüksek yeğinlikli odaklı ultrason tedavi için yetecek seviyede güç aktarımı yapması sağlanmıştır.

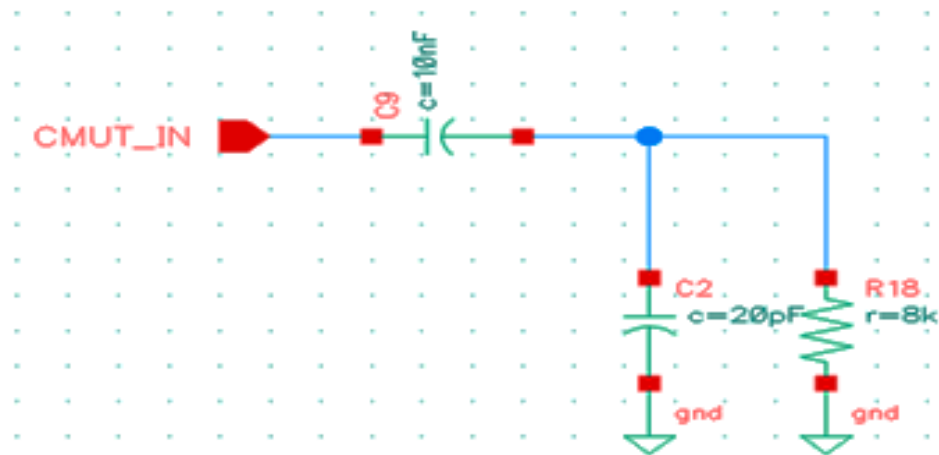
Çıkış katı tasarımı öncesi çıkış katı topolojileri araştırılmış ve verimi yüksek olması sebebiyle YYOU'da daha çok D ve DE sınıfı yükselticiler kullanıldığı görülmüştür[69-71]. A sınıfı yükselticiler ise verimi düşük olması sebebiyle, düşük gürültülü olmalarına rağmen az tercih edilmektedir.

Tezde yer alan demetleyici sürücü doğrusal bir demetleyici sürücü olması sebebiyle gürültü ve bozulmalardan darbe sinyal demetleyici sürücülerine nazaran daha fazla etkilenmektedir. Sürüş çıkış katı sebebiyle sistemin doğrusallığı bozulmaması için A ve AB sınıfı çıkış katları değerlendirilerek, verimi yüksek olan AB sınıfı tercih edilmiştir. DA çevirici çıkışı ile AB sınıfı akım yükseltici çıkış katı arasında empedans uyumlama için ortak savak yükseltici tampon olarak eklenmiştir. Çıkış katı, tampon devresiyle beraber olarak Şekil 2.15'te verilmiştir.



Şekil 2.15: AB sınıfı çıkış katı ve tampon devre şeması

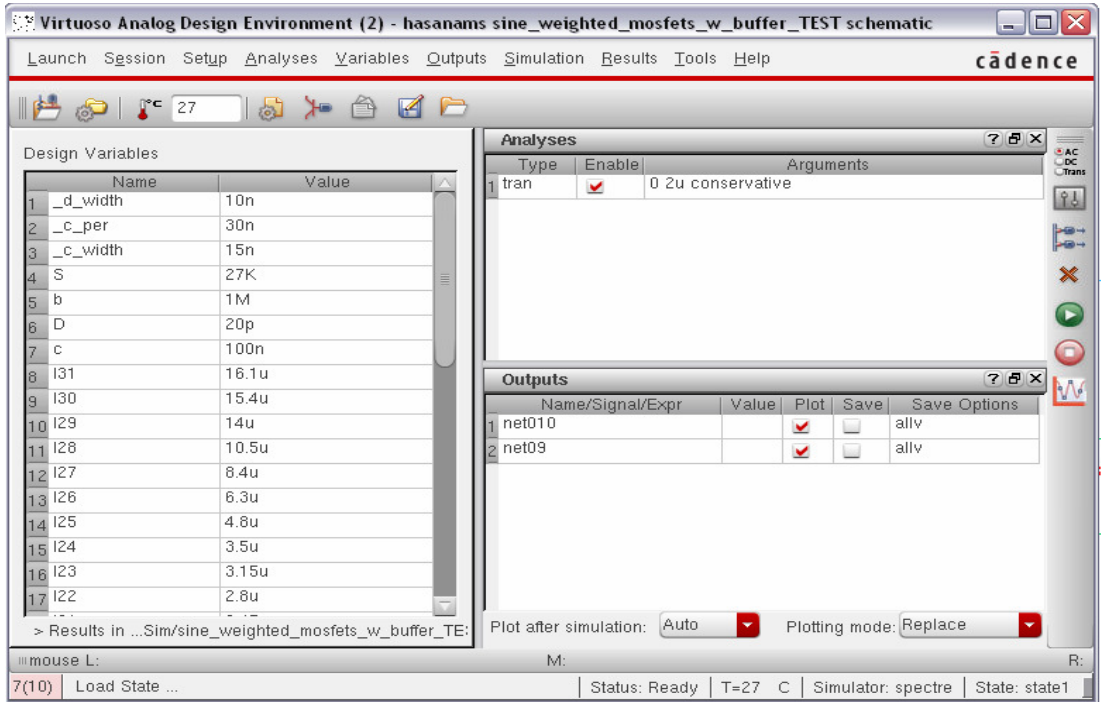
Demetleyici sürücünün benzetimlerinde kullanılmak üzere tipik bir kapasitif mikromekanik transdüser (CMUT) yük modeli olan 20pF kapasiteye paralel 8kΩ direnç kullanılmıştır. Yüke ait devre şeması Şekil 2.16’da verilmiştir.



Şekil 2.16: Tipik bir CMUT yük modeli

2.2.2 Tümlleşik Devre Test(Benzetim) Çalışmaları

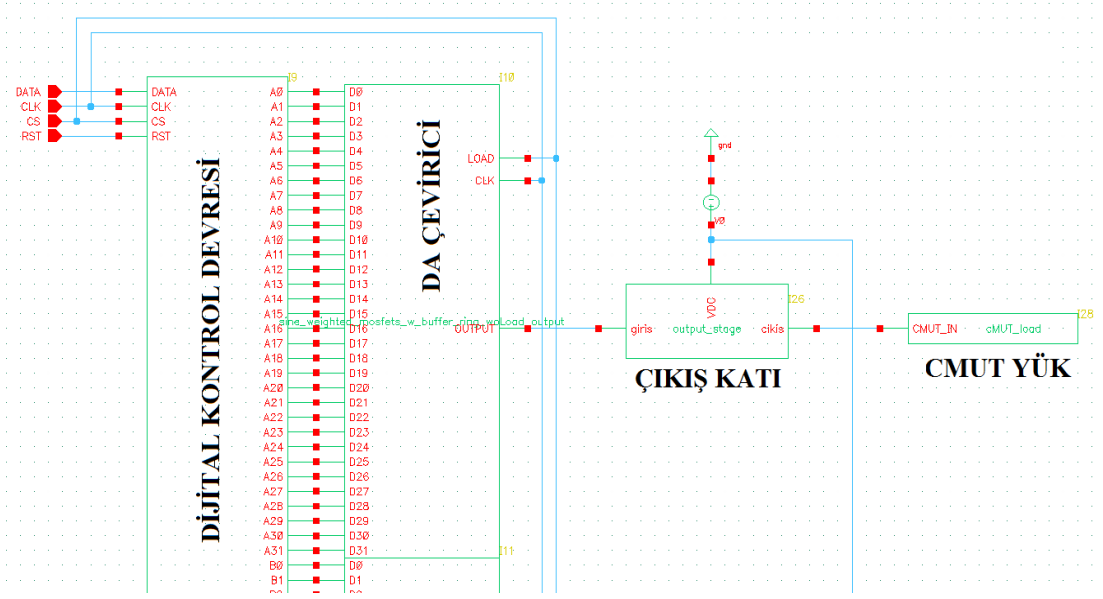
Tasarlanan tümlleşik devrenin testi için Cadence şirketi tarafında üretilen ve AMS H35 tasarım kiti tarafından desteklenen benzetim yazılımı kullanılmıştır. AMS H35 tasarım kiti Spectre benzetim aracına tam destek vermektedir ve benzetim modelleri gerçekçi olmakla beraber benzetim sonuçları üretim sonucu elde edilen tümlleşik devre testleri ile yüksek uyumluluk göstermektedir. Benzetimler Cadence Virtuoso yazılım platformunda yer alan Analog Design Environment yazılımı kullanılarak Spectre tarafından gerçekleştirilmiştir. Analog Design Environment (ADE L) yazılımına ait ekran görüntüsü ve örnek bir benzetim konfigürasyonu Şekil 2.17’de verilmiştir.



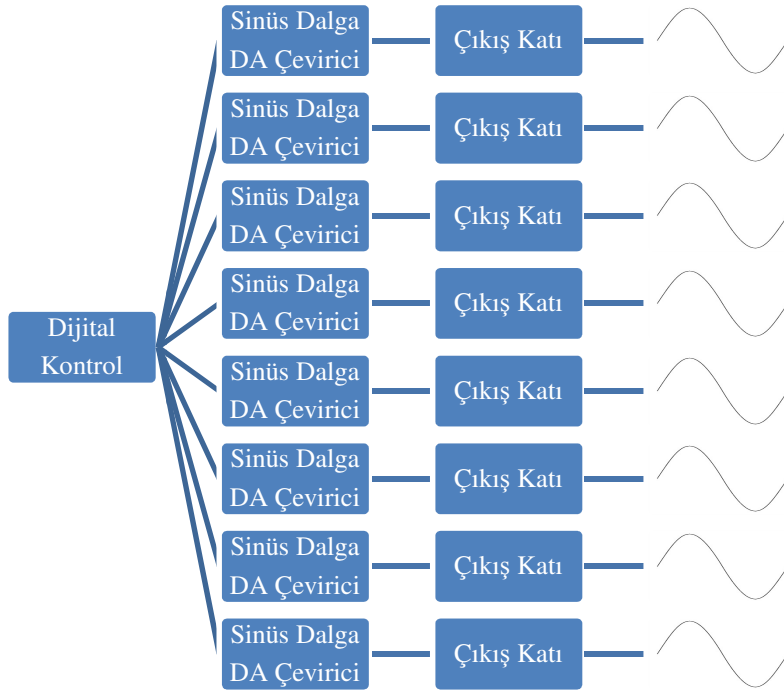
Şekil 2.17: ADE L yazılım arayüzü ve örnek bir benzetim konfigürasyonu

Tasarlanan sistemin kapasitif mikromekanik transdüserler (CMUT) ile kullanılacağı düşünüldüğü için tüm benzetimlerde Şekil 2.16’da verilen tipik bir CMUT yük modeli olan 20pF kapasiteye paralel 8k Ω direnç kullanılmıştır.

Sistemdeki tüm kanallar birbirine özdeş olması sebebiyle tüm kanallardaki DA çevirici, çıkış katı ve CMUT yük hücresi tamamen aynıdır. Tasarlanan sistemin 1 kanalına ait devre şeması ve sistemin blok gösterimi Şekil 2.18’de verilmiştir.



(a)

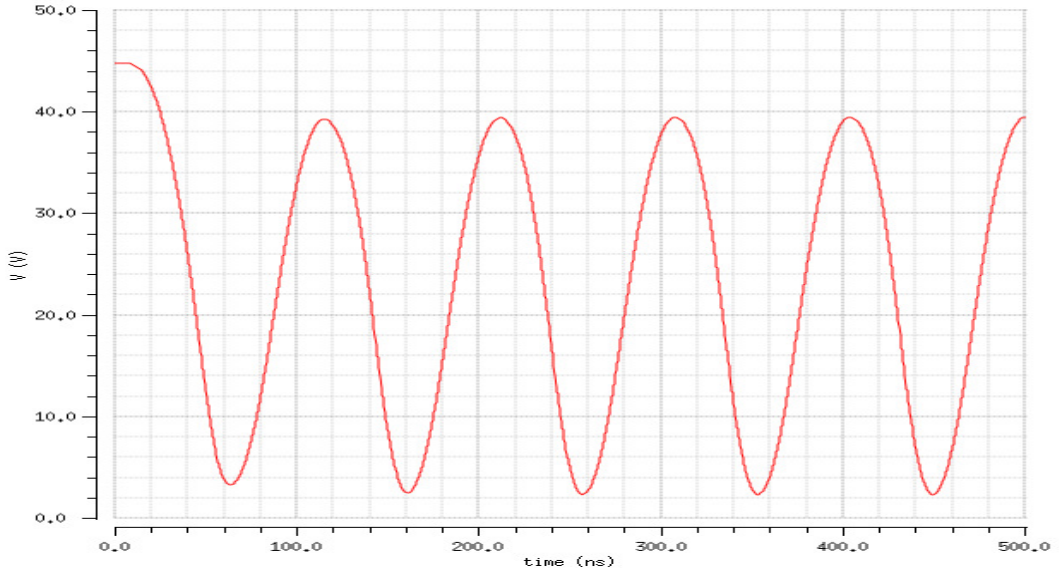


(b)

Şekil 2.18: (a) 1 kanala ait tüm devre şeması, (b) Sistem blok gösterimi

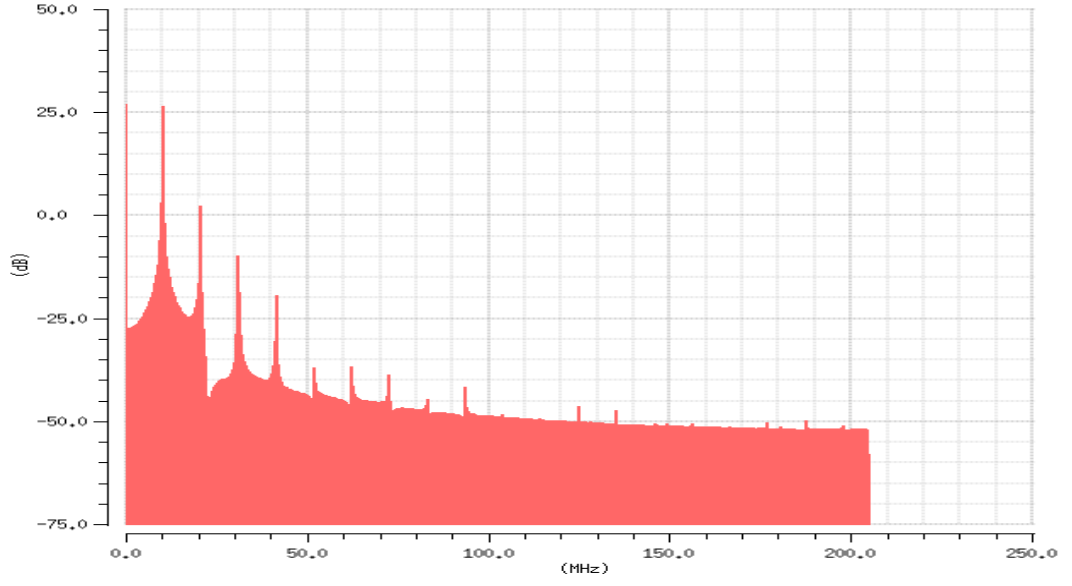
2.2.2.1 10 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi

Sistem, bölüm 2.2.1.2 'de belirtildiği üzere, çıkış sinyal frekansının 32 katı frekansta referans saat sinyaline ihtiyaç duymaktadır. Bu yüzden 10MHz frekansında bir sinüs dalgası çıkışı için 320MHz referans saat sinyali uygulanarak benzetim yapılmıştır. 320MHz referans sinyali için çıkış sinyali Şekil 2.19'da verilmiştir.



Şekil 2.19: 320MHz referans sinyali için 10MHz çıkış sinyali

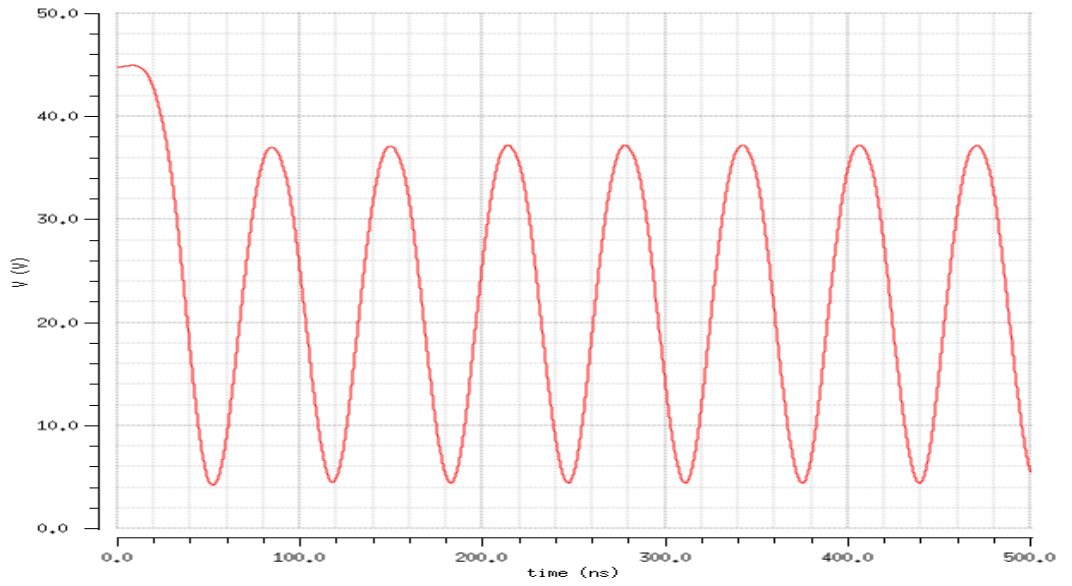
Şekil 2.19'da verildiği üzere benzetim süresi 500ns'dir, 10MHz için çıkış sinyali tepeden tepeye salınım 37.8V ve yüke aktarılan güç 357mW'tır. Benzetim sonucu FFT dönüşümü alınarak Şekil 2.20'de verilmiştir. FFT dönüşümünde yapılan ölçümlerde ikinci harmonik bozunmanın büyüklüğü 2,2dBm, toplam harmonik bozunmanın ise %8,74 olduğu bulunmuştur.



Şekil 2.20: 10MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı

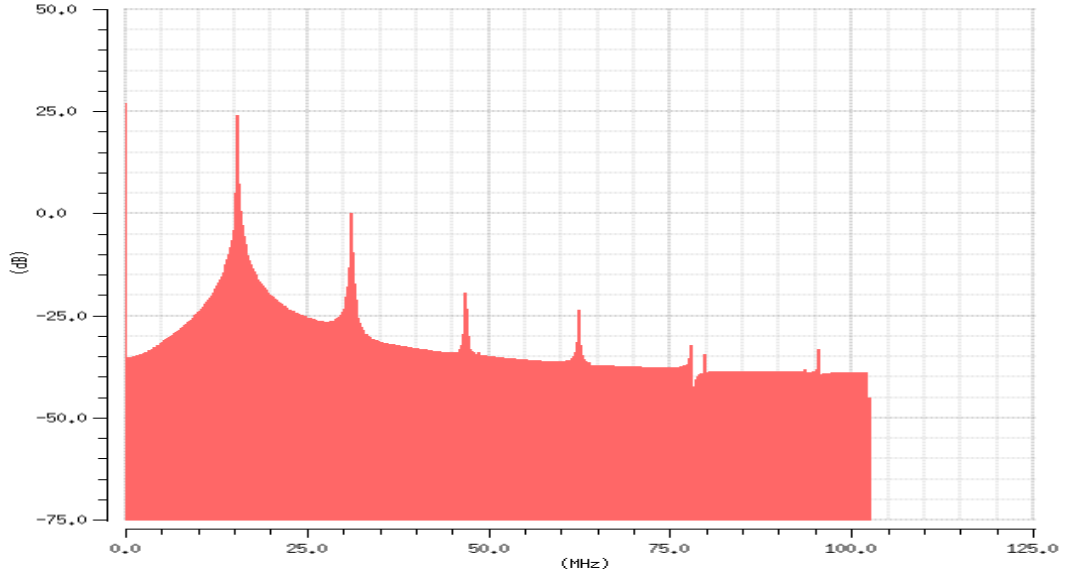
2.2.2.2 15 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi

15MHz frekansında bir sinüs dalgası çıkışı için 480MHz referans saat sinyali uygulanarak benzetim yapılmıştır. 480MHz referans sinyali için çıkış sinyali Şekil 2.21’de verilmiştir.



Şekil 2.21: 480MHz referans sinyali için 15MHz çıkış sinyali

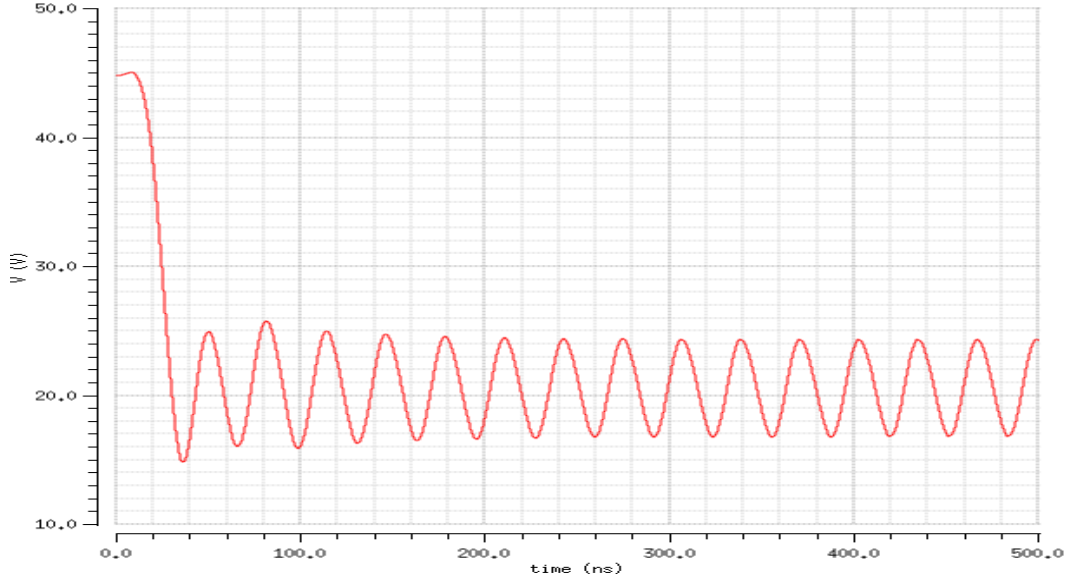
Şekil 2.21’de verildiği üzere benzetim süresi 500ns’dir, 15MHz çıkış sinyali için tepeden tepeye salınım 33,4V’tur ve yüke aktarılan güç 275mW’tur. Benzetim sonucu FFT dönüşümü alınarak Şekil 2.22’de verilmiştir. FFT dönüşümünde yapılan ölçümlerde ikinci harmonik bozunmanın büyüklüğü -0,5dBm, toplam harmonik bozunmanın ise %6,38 olduğu bulunmuştur.



Şekil 2.22: 15MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı

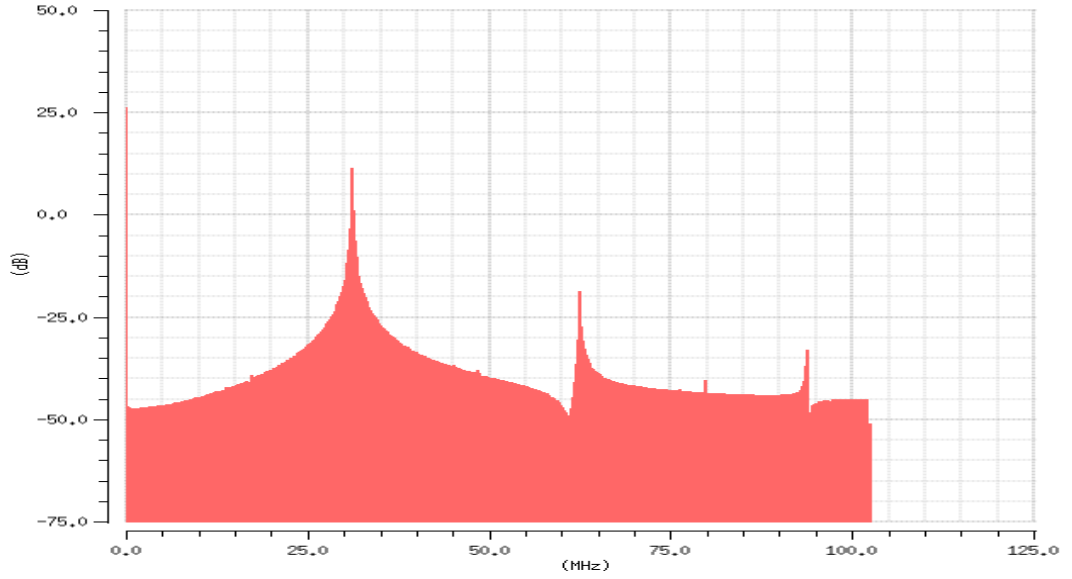
2.2.2.3 31,25 MHz Çıkış Sinyali Benzetimi

31,25MHz frekansında bir sinüs dalgası çıkışı için 1GHz referans saat sinyali uygulanarak benzetim yapılmıştır. 1GHz referans sinyali için çıkış sinyali Şekil 2.23’te verilmiştir.



Şekil 2.23: 1GHz referans sinyali için 31,25MHz çıkış sinyali

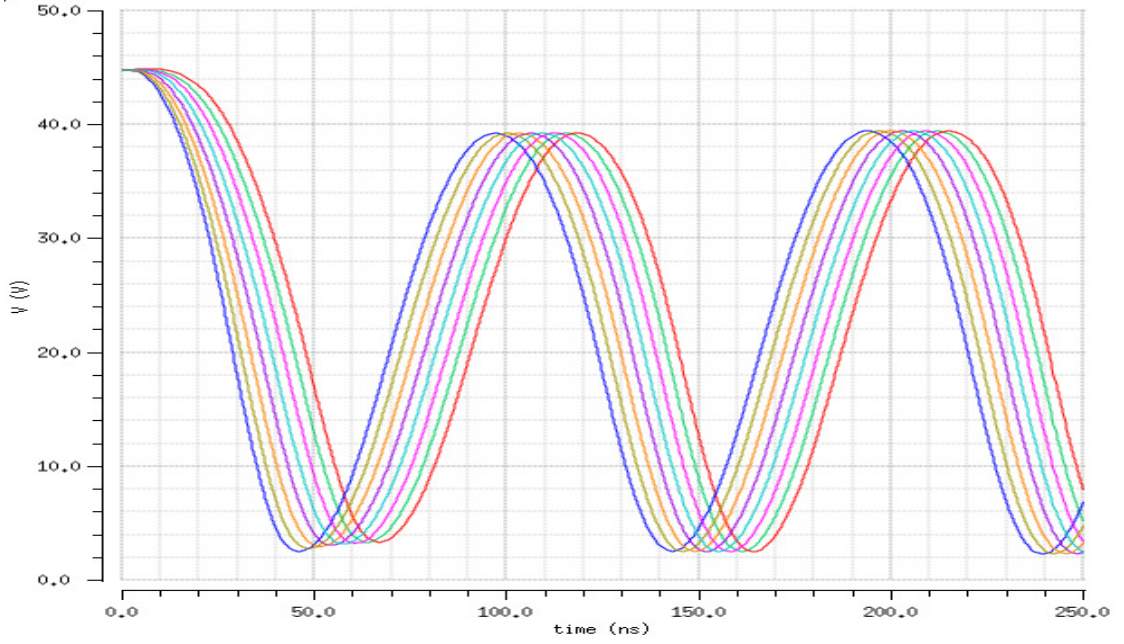
Şekil 2.23'te verildiği üzere benzetim süresi 500ns'dir, 31,25MHz çıkış sinyali için tepeden tepeye salınım 7,4V'tur ve yüke aktarılan güç 16mW'tır. Benzetim sonucu FFT dönüşümü alınarak Şekil 2.24'de verilmiştir. FFT dönüşümünde yapılan ölçümlerde ikinci harmonik bozunmanın büyüklüğü -19,2dBm, toplam harmonik bozunmanın ise %4,51 olduğu bulunmuştur.



Şekil 2.24: 31,25MHz çıkış sinyali için FFT çıktısı

2.2.2.4 Tüm Kanalların Farklı Fazlar Yüklenerek Benzetimi

320MHz referans sinyali ile 8 kanala farklı faz değerleri yüklenerek yapılan benzetimde, kanallara sırasıyla 0'dan 7'ye faz değerleri atanmıştır ve benzetim süresi 250ns'dir, Benzetim sonuçları Şekil 2.25'te verilmiştir.



Şekil 2.25: 0'dan 7'ye faz değerlerine sahip çıkış sinyalleri

Şekil 2.25'te verilen 0. fazdan 7. faza kadar olan 8 adet çıkış sinyalinde, 0. faz mavi renkli, 1. faz açık yeşil, 2. faz turuncu, 3. faz eflatun, 4. faz camgöbeği, 5. faz macenta, 6. faz yeşil ve 7. faz ise kırmızı renkli dalga formu ile temsil edilmiştir.

3 SONUÇLAR VE DEĞERLENDİRME

Yüksek yeğinlikli odaklı ultrason tedavi uygulamalarında kullanılmak üzere tasarlanan sekiz kanallı demetleyici sürücü tümleşik devresinin silikon çip olarak ürettirilerek testlerinin yapılabilmesi için gerekli imkanlar olmaması sebebiyle, 350nm üretim teknolojisi ve H35 tasarım kiti sahibi AMS AG tarafından sağlanan benzetim modelleri kullanılarak benzetimleri yapılmıştır. Benzetimlerde Cadence tarafından üretilen Spectre benzetim yazılımı kullanılmıştır.

Benzetimler sonucunda elde edilen veriler bölüm 2.2.2'de verilmiştir. Sonuçlar incelendiğinde çıkış sinüs dalgalarının odaklı ultrason uygulamaları için yeterince temiz olduğu görülmektedir. Çıkış sinyallerinin toplam bozunma oranları ise en kötü durumda dahi %10'un altında kalmaktadır. Başka bir deyişle YYOU uygulamaları için gerekli ve yeterli doğrusallıktadır.

Tasarlanan demetleyici frekans bağımsız olarak faz kaydırma yapabilmesi sebebiyle, bekletme hücreli sistemlere karşı avantajlıdır. Kullanılabilir bant aralığında faz kaydırma işlemi frekanstan bağımsız olarak sorunsuz bir şekilde yapılabilir. 32 adet faz değerine sahip olması, YYOU tedavi uygulamaları için gerekenden çok daha fazla hassasiyet sağlamaktadır[73].

Tezin başarı ölçütleri şu şekilde belirlenmiştir;

- 8 adet bağımsız demetleyici sürücü kanalının olması
- Basit ve esnek mimaride olması
- Doğrusal bir sürüş sistemi olması
- Toplam bozunma oranının %10'dan az olması
- Küçük boyutlu olması
- Az sayıda kabloya gerek duyması
- 32 adet faz değerine (11,25° faz çözünürlüğü) sahip olması
- Maksimum 50V giriş güç voltajı ile çalışması
- 1 ila 15MHz frekans aralığında odağa aktarılan akustik enerjinin 4000 W/cm² alt sınırını[68] geçmesi için tepeden tepeye en az 30V salınımına sahip olması
- Frekanstan bağımsız olarak faz kaydırma yapabilmesi.

Başarı ölçütleri yukarıda verilen tezde, sistemin birbirinden bağımsız 8 adet demetleyici sürücü kanalı bulunmaktadır, sistem doğrusal sürüş sistemine sahiptir, faz çözünürlüğü $11,25^\circ$ olup frekanstan bağımsız olarak faz kaydırabilmektedir, VLSI tasarım tekniği kullanılarak tasarlandığı için küçük boyutlara sahiptir, seri iletişim arayüzü sayesinde kablo sayısı azdır ve çalışma frekans aralığı olan 1-15MHz aralığında tepeden tepeye en az 33.4V salınım değerine sahiptir. Tasarımın tüm bu iyi yanlarının yanında toplam bozunma oranı çalışma frekansına ters orantılı olarak artmaktadır ve 1MHz çalışma frekansı için toplam bozunma %10.6 gibi bir değer ile başarı ölçütlerinden birini küçük bir farkla aşmaktadır.

1-15MHz aralığında tepeden tepeye salınımın en az 30V olması planlanan tasarımda bu değer istenilen maksimum frekans olan 15MHz yerine 18MHz frekansında elde edilmiştir. Sistemin 1-15MHz aralığında maksimum tepeden tepeye salınımın 1MHz çalışma frekansında 40.7V olarak bulunmuştur.

Sistemin 32 adet faz değerine sahip olması ve 32 durumu halkalı sayaç ile kontrol edilmesi sebebiyle referans saat sinyalinin, çıkışta olması beklenen sinyal frekansının 32 katı olmasını gerektirmektedir. Çalışma frekans aralığının 15MHz'e kadar çıkabildiği düşünüldüğünde referans saat sinyal frekansı 480MHz'e kadar çıkabilmektedir. Uygulanacak sistemin referans saat sinyal üreticinin bu maksimum frekans değerini üretilmediği ya da üretilen yüksek frekanslı referans saat sinyali demetleyici sürücüye iletilmediği durumlar düşünüldüğünde, faz çözünürlüğü azaltılarak ihtiyaç duyulan referans saat sinyali frekansı düşürülebilir. Örneğin: faz çözünürlüğünün 12'ye indirilmesi odaklı ultrason tedavi uygulamaları için önemli bir dezavantaj yaratmazken[72], maksimum referans saat sinyali 480MHz'den 180MHz'e düşürür.

Doğrusallıktan ödün vermemek ve karmaşık çıkış katı yapılarından kaçınmak adına tasarımda kullanılan AB sınıfı çıkış katı, düşük gürültülü ve bozunma gibi avantajlar sağlarken, verimlilik açısından diğer yükselticilere göre verimsiz kalmaktadır. AB sınıfı olan çıkış katı B sınıfı yapılarak verimliliği %65, C sınıfı yükselticiler kullanılarak ise %75 verimlilik seviyelerine ulaşılabilir, ancak verim artışı doğrusallıktan ödün vermeyi gerektirir.

Tezde sunulan yüksek yeğinlikli odaklı ultrason tedavi uygulamaları için dijital kontrollü 8 kanallı demetleyici sürücü tümleşik devresi tasarımı belirlenen başarı ölçütlerini karşılayan ve diğer demetleyici ve sürücü sistemlerine göre daha basit tasarımı, yüksek faz çözünürlüğü ve frekans bağımsız faz kaydırabilme yeteneği sayesinde seleflerinin birçoğundan daha iyi konumdadır.

3.1 Gelecek Çalışmalar

Gelecek çalışmalarda mevcut tasarımda kullanılan 50Volt kırılma voltajına sahip sinüs ağırlıklı MOSFETler mevcut tasarım kitinde yer alan 120V kırılma voltajına sahip MOSFETler ile değiştirilip gerekli düzenleme ve eklemeler yapılarak sistemin çıkış salınım genliği artırılması düşünülmektedir. Böylece birim zamanda odağa aktarılan akustik güç artacak, tedavi süresi kısalmış olacaktır.

Mevcut sistemde kullanılan besleme gerilimi ile tasarlanan devrede maksimum 44V tepeden tepeye salınım elde edilebilecek iken tezde çalışma frekans bandı içerisinde maksimum 40.7V tepeden tepeye genlik değerine ulaşılabilmektedir. Sinüs ağırlıklı MOSFETlere atanan genişlik-uzunluk oranlarındaki sınırlamalar sebebiyle hassas ayarlama yapılamadığı için maksimum salınım genliği teorik değerden 3.3V daha az olmuştur. Ancak daha hassas üretim tekniği olan 180nm üretim teknolojisine geçilerek bu farkın kapatılması ek bir yöntem olarak belirlenmiştir.

Faz çözünürlüğü düşürülerek referans saat sinyali azaltılması iyi bir yol olarak görünse de gelecek çalışmalarda faz kilitli çevrim (PLL) sinyal üreticinin sisteme eklenerek yüksek referans saat sinyal frekansının, 10MHz mertebelerine indirilmesi planlanmaktadır.

Son olarak verim artışı ve sinyal bozunması arasındaki ilişkinin kullanılarak verimlilik-gürültü optimizasyonu yapılması düşünülmektedir. Böylece YYOU uygulamaları için yeterince doğrusal ve yüksek verime sahip bir çıkış katı tasarımı yapılarak mevcut çıkış katının yerini alması planlanmaktadır.

KAYNAKLAR

- [1] Leighton, T. G., What is ultrasound, Progress in Biophysics and Molecular Biology, 93, 3-83, 2007
- [2] “Piezoelektrik etki ve piezoelektrik transdüserler” erişim adresi: obiosphere.spb.ru erişim tarihi: 9 Eylül 2014
- [3] 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 Translational Medicine, 8, 59-68, 2009.
- [4] Yang, R, Reilly, C. R., Rescorla, F. J., ve arkadaşları. High-intensity focused ultrasound in the treatment of experimental liver cancer. Arch Surg 126:1002–1009, 1991.
- [5] Chen, W. S., Investigations on the destruction of ultrasound contrast agents: fragmentation thresholds, inertial cavitation and bioeffects. Seattle, WA: University of Washington, 2002
- [6] Holland, C. K., Apfel, R. E., Thresholds for transient cavitation produced by pulsed ultrasound in a controlled nuclei environment. J Acoust Soc Am 88:2059–2069, 1990.
- [7] Vaezy, S., Shi, X., Martin, R., ve arkadaşları., Real-time visualization of high intensity focused ultrasound treatment using ultrasound imaging. Ultrasound Med Biol 27:33–42, 2001.
- [8] “Ultrasonik transdüserler ve odaklama” erişim adresi: <http://www.ptb.de/cms/en/fachabteilungen/abt1/nachrichten1/news-from-division-1.html> erişim tarihi: 16 Eylül 2014.
- [9] Odom B., Ultrasound Analog Electronics Primer, Analog Dialogue 33-5, 1999.

- [10] McGough, R. J., Wang, H., Ebbini, E. S., Cain, C.A., Modescanning: heating pattern synthesis with ultrasound phased arrays, *Int. J. Hyperthermia* 10, 433–442, 1994.
- [11] Maas-Moreno, R., Damianou, C. A., Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part I. Analytical model, *J. Acoust. Soc. Am.* 100 2514–2521, 1996.
- [12] Maas-Moreno, R., Damianou, C. A., Sanghvi, N. T., Noninvasive temperature estimation in tissue via ultrasound echo-shifts. Part II. In vitro study, *J. Acoust. Soc. Am.* 100, 2522–2530, 1996.
- [13] Dewey, W. C., Arrhenius relationships from the molecule and cell to the clinic, *Int. J. Hyperthermia* 10, 457–483, 1994.
- [14] Clement, G. T., Perspectives in clinical uses of high-intensity focused ultrasound, *Ultrasonics* 42, 1087–1093, 2004.
- [15] McDannold, N., King, R. L., Jolesz, F. A., Hynynen, K., The use of quantitative temperature images to predict the optimal power for focused ultrasound surgery: In vivo verification in rabbit muscle and brain, *Med. Phys.* 29, 356–365, 2002.
- [16] Hynynen, K., Freund, W. R., Cline, H. E., Chung, A. H., Watkins, R. D., Vetro, J. P., Jolesz, F. A., A clinical noninvasive MRI monitored ultrasound surgery method, *RadioGraphics* 16, 185–195, 1996.
- [17] Hazle, J. D., Stafford, R. J., Price, R. E., Magnetic resonance imaging-guided focused ultrasound thermal therapy in experimental animal models: Correlation of ablation volumes with pathology in rabbit muscle and VX2 tumors, *J. Magnet. Reson. Imag.* 15, 185–194, 2002.
- [18] Huber, P., Stepanow, B., Debus, J., Joechle, K., Mory, M., Jenne, J., Werner, A., van Kaick, G., Lorenz, W. J., Temperature monitoring of focused ultrasound therapy by MRI, in: *Proceedings of the 1994 IEEE Ultrasonics Symposium*, pp. 1825–1828, 1994.

- [19] Chung, A., Hynynen, K., Cline, H. E., Colucci, V., Oshio, K., Jolesz, F., Optimization of spoiled gradient-echo phase imaging for invivo localization of focused ultrasound beam, *Magnet. Reson.Med.* 36, 745–752, 1996.
- [20] Smith, N.B., Webb, A. G., Ellis, D. S., Wilmes, L. J., O'Brien, W. D., Experimental verification of theoretical in vivo ultrasound heating using cobalt detected magnetic resonance, *IEEE Trans. Ultrason.,Ferroelectr. Freq. Contr.* 42, 489–491, 1995.
- [21] Weidensteiner, C., Quesson, B., Caire-Gana, B., Kerioui, N., Rullier, A., Trillaud, H., Moonen, C. T. W., Real-time MR temperature mapping of rabbit liver in vivo during thermal ablation, *Magnet.Reson. Med.* 50, 322–330, 2003.
- [22] Dromi, S., ve arkadaşları, 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.
- [23] Curra, P., F., Crum, A., L., Therapeutic ultrasound: surgery and drug delivery, *Acoustical Science & Technology*, 24, 343-348, 2003.
- [24] Madersbacher, S., Kratzik, C., Szabo, N., Susani, M., Vingers, L., Marberger, M., Tissue ablation in benign prostatic hyperplasia with high intensity focused ultrasound, *Eur. Urol.* 23, 39–43, 1993.
- [25] Sanghvi, N. T., Foster, R. S., Bihrlé, R., Casey, R., Uchida, T., Phillips, M. H., Syrus, J., Zaitsev, A. V., Marich, K. W., Fry, F. J., Noninvasive surgery of prostate tissue by high intensity focused ultrasound: an updated report, *Eur. J. Ultrasound* 9, 19–29, 1999.
- [26] Gardner, T. A., Koch, M. O., Shalhav, A. L., Foster, R. S., Bihrlé, R., Resnick, M. I., Seftal, A. D., Grunberger, I., Steidle, C. P., Cochran, J. S., Sanghvi, N. T., Phase III multicenter study of high intensity focused ultrasound (HIFU) for the treatment of BPH: Final analysis, *J. Urol.* 169, 1453, 2003.
- [27] Vaezy, S., Martin, R., Mourad, P., Crum, L. A., Hemostasis using high intensity focused ultrasound, *Eur. J. Ultrasound* 9, 79–87, 1999.

- [28] Lee, L. A., Simon, C., Bove, E. L., Mosca, R. S., Ebbini, E. S., Abrams, G. D., Ludomirski, A., High intensity focused ultrasound effect on cardiac tissues: Potential for clinical application, *Echocardiography* 17, 563–566, 2000.
- [29] Lizzi, F. L., Coleman, D. J., Driller, J., Ostromogilsky, M., Chang, S., Greenall, P., Ultrasonic hyperthermia for ophthalmic therapy, *IEEE Trans. Son. Ultrason.* SU-31, 473–481, 1984.
- [30] Fry, W. J., Production of focal destructive lesions in the central nervous system with ultrasound, *J. Neurosurg.* 11, 471–478, 1954.
- [31] Wu, F., Chen, W. Z., Bai, J., ve arkadaşları. Pathological changes in human malignant carcinoma treated with high-intensity focused ultrasound. *Ultrasound Med Biol*; 27:1099–1106, 2001.
- [32] Vlasisavljevich, E., Kim, Y., Owens, G., Roberts, W., Cain, C., Xu, Z., Effects of tissue mechanical properties on susceptibility to histotripsy-induced tissue damage, *Phys. Med. Biol.* Vol. 59, 253–270, 2014
- [33] Hynynen, K., McDannold, N., Vykhodtseva, N. I., Jolesz, F. A., Noninvasive MR Image guided focal opening of the blood brain barrier, *Radiology* 220, 640–646, 2001.
- [34] Mesiwala, A. H., Farrell, H. J., Wenzel, L. A., Crum, L. A., Silbergeld D.L., Winn H.R., Mourad P.D., High intensity focused ultrasound selectively disrupts the blood-brain barrier in vivo, *Ultrasound Med. Biol.* 28, 389–400, 2002.
- [35] Moore, W. E., Lopez, R., Matthews, D. E., Sheets, P. W., Etchison MR, Hurwitch AS, ve arkadaşları. Evaluation of high intensity therapeutic ultrasound in the treatment of experimental hepatoma, *Journal of Pediatric Surgery*, 24, 30-33, 1989.
- [36] Yang, R., Reilly, C. R., Rescorla, F., J., Faught, P. R., Sanghvi, N. T., Fry, F. J., ve arkadaşları. High intensity focused ultrasound in the treatment of experimental liver tumours, *Archives of Surgery*, 126, 1002-1010, 1991.

- [37] Sibille, A., Prat, F., Chapelon, J. Y., Abou el Fadil, F. A., Henry, L., Theillere, Y., ve arkadaşları. Characterisation of extracorporeal ablation of normal and tumour-bearing liver tissue by high-intensity focused ultrasound, *Ultrasound Med. Biol.*, 19, 803-813, 1993.
- [38] Prat, F., Centari, M., Sibille, A., Abou el Fadil, F. A., Henry, L., Chapelon, J. Y., ve arkadaşları. Extracorporeal high-intensity focused ultrasound for XV2 liver tumours in the rabbit, *Hepatology*, 21, 832-836, 1995.
- [39] 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.
- [40] Frizzel, 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.
- [41] Chapelon, J. Y., Margonari, J., Theillere, Y., ve arkadaşları, Effects of high energy focused ultrasound on kidney tissue in rat and dog, *European Urology*, 22(2), 147-152, 1992.
- [42] 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.
- [43] Tu, G., Qiao, T., He, S., ve arkadaşları, An experimental study on high intensity focused ultrasound in the treatment of XV2 rabbit kidney tumours, *Chinese Journal of Urology*, 20(8), 456-458, 1999.
- [44] Fry F. J., Precision high-intensity focusing ultrasonic machines for surgery, *American Journal of Physical Medicine*, 37(3), 152-156, 1958.
- [45] 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.

- [46] ter Haar, G., Therapeutic applications of ultrasound, *Progress in Biophysics and Molecular Biology* 93, 111–129, 2007.
- [47] “Ablatherm ile ısıtma tedavisi” erişim adresi: <http://www.hifu-planet.it/trattamento-hifu/trattamento-ablatherm-hifu> erişim tarihi: 17 Eylül 2014.
- [48] Dubinsky, T. J., Cuevas, C., Dighe, M. K., Kolokythas, O., Hwang, J. H., High-Intensity Focused Ultrasound: Current Potential and Oncologic Applications, *AJR*, 190:191–199, 2008
- [49] Sibille, A., Prat F, Chapelon, J. Y., ve arkadaşları. Extracorporeal ablation of liver tissue by high intensity focused ultrasound. *Oncology*, 50:375–379, 1993.
- [50] Zhang, S., Xia, R., Lebrun, L., Anderson, D., and ShROUT, T. R., “Piezoelectric materials for high power, high temperature applications,” *Mater. Lett.*, vol. 59, no. 27, pp. 3471–3475, 2005.
- [51] Chapelon, J. Y., Cathignol, D., Cain, C., Ebbini, E., Kluiwstra, J. U., Sapozhnikov, O. A., Fleury, G., Berriet, R., Chupin, L., and Guey, J. L., “New piezoelectric transducers for therapeutic ultrasound,” *Ultrasound Med. Biol.*, vol. 26, no. 1, pp. 153–139, 2000.
- [52] Zimmer, J. E., Hynynen, K., He, D. S., and Marcus, F., “The feasibility of using ultrasound for cardiac ablation,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 42, no. 9, pp. 891–899, Eylül 1995.
- [53] Rivens, I. H., Clark, R. L., and ter Haar, G. R., “Design of focused ultrasound surgery transducers,” *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, vol. 43, no. 6, pp. 1023–1031, Kasım 1996.
- [54] Brentnall, M. D., Martin, R. W., Vaezy, S., Kaczkowski, P., Forster, F., and Crum, L., “A new high intensity focused ultrasound applicator for surgical applications,” *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control*, vol. 48, no. 1, pp. 53–63, Ocak 2001.

- [55] Ebbini, E., Bischof, J. C., and Coad, J. E., “Lesion formation and visualization using dual-mode ultrasound phased arrays,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1351–1354, 2001.
- [56] Gentry, K. L. and Smith, S. W., “Integrated catheter for 3-D intracardiac echocardiography and ultrasound ablation,” IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 51, no. 7, pp. 800–808, Temmuz 2004.
- [57] Oralkan, O., Ergun, A. S., Johnson, J. A., Karaman, M., Demirci, U., Kaviani, K., Lee, T. H., Khuri-Yakub, B. T., “Capacitive micromachined ultrasonics transducer: Next-generation arrays for acoustic imaging?,” IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 49, no. 11, pp. 1596–1610, Kasım 2002.
- [58] Mills, D. M., “Medical imaging with capacitive micromachined ultrasound transducer (cMUT) arrays,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 384–390, 2004.
- [59] Caliano, G., Carotenuto, R., Cianci, V., Foglietti, A., Caronti, A., Iula, M., Pappalardo, “Design, fabrication and characterization of a capacitive micromachined ultrasonic probe for medical imaging,” IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 52, no. 12, pp. 2259–2269, Aralık 2005.
- [60] Degertekin, F. L., Guldiken, R. O., Karaman, M., “Annular-ring CMUT arrays for forward-looking IVUS: Transducer characterization and imaging,” IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, vol. 53, no. 2, pp. 474–482, Şubat 2006.
- [61] Wong, S. H., Kupnik, M., Watkins R. D., Butts-Pauly, K., Khuri-Yakub, B. T., Capacitive Micromachined Ultrasonic Transducers for Therapeutic Ultrasound Applications, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 57, no. 1, Ocak 2010.
- [62] Ladabaum, I., Jin, X. C., Soh, H. T., Atalar, A., Khuri-Yakub, B. T., “Surface micromachined capacitive ultrasonic transducers,” IEEE Trans. Ultrason., Ferroelectr., Freq. Control, vol. 45, no. 3, pp. 678–690, Mayıs 1998.

- [63] Wong, S. H., Kupnik, M., Butts-Pauly, K., Khuri-Yakub, B. T., “Advantages of capacitive micromachined ultrasonics transducers (CMUTs) for high intensity focused ultrasound (HIFU),” in Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 1313–1316,2007.
- [64] Ergun, A. S., Barnes, S., Gardner, E., “An assessment of the thermal efficiency of capacitive micromachined ultrasonic transducers,” in Proc. IEEE Ultrason. Symp., pp. 420–424,2007.
- [65] Freer, J., Kuty, K., Nam, H., Wee, K., Woodard, R., *Materials Handbook for Hybrid Microelectronics*. Boston, MA: Artech, 1988.
- [66] Berlincourt, D., Krueger, H. H. A., *Properties of piezoelectricity ceramics* (revised by C. Near). Tech. Pub. TP-226 [Online].
- [67] Thomenius, K. E., Evaluation of ultrasound beamformers, In *Proceeding of the IEEE Ultrasonics Symposium, 2*, 1615-1622, 1996.
- [68] Zhang, P., Kopechek, J. A., Porter, T. M., The impact of vaporized nanoemulsions on ultrasound-mediated ablation, *Journal of Therapeutic Ultrasound*, 2013.
- [69] Nakamura, K., Asai, A., Takada, K., Sasaki, H., Okano, H., Yoshizawa, S., Unemura, S., Large volume coagulation utilizing multiple cavitation clouds generated by 32 channel drive circuits, *Proceedings of Symposium on Ultrasonic Electronics*, 33, 13-15, 2012.
- [70] 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.
- [71] El-Desouki, M. M., Hynen, K., Driving circuitry for focused ultrasound non-invasive surgery and drug delivery applications, *Sensors*, 11, 539-556, 2011.
- [72] El-Desouki, M. M., “Design of Integrated Power Amplifier Circuits for Biotelemetry Applications,” M.S. Thesis, Department of Electrical and Computer Engineering, McMaster University, Hamilton, ON, Canada, 2006.

[73] Caulfield, R. E., Xiangtao, Y., Juste, J., Hynynen, K., “A novel phase assignment protocol and driving system for high-density focused ultrasound array,” *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectrics Freq. Contr.*, 54, 793-801, 2007.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler

Soyadı, adı : YETİK, Hasan
Uyruğu : T.C.
Doğum tarihi ve yeri : 26.05.1989 Afyonkarahisar
Medeni hali : Evli
Telefon : 0 (507) 273 34 45
e-mail : ytkhsn@gmail.com

Eğitim

Derece	Eğitim Birimi	Mezuniyet tarihi
Lisans	TOBB Ekonomi ve Teknoloji Üniversitesi	2012

İş Deneyimi

Yıl	Yer	Görev
08.13-	TÜBİTAK BİLGEM	Araştırmacı/Mühendis

Yabancı Dil

İngilizce
İspanyolca

Yayınlar

Yetik H., Ergun A. S., Bozkurt A., An Integrated Beamforming Driver for CMUT based Ultrasound Catheter Ablation System, IEEE Ultrasonics Symposium, Chicago, IL, USA, Eylül 2014

Yetik H., Ariyurek C., Bozkurt A., Ergun A. S., Frequency Optimization in High Intensity Focused Ultrasound, IEEE Ultrasonics Symposium, Chicago, IL, USA, Eylül 2014

Bozkurt A., Ergun A. S., Demirel I. A., Yetik H., Design of a CMUT based Ultrasound Catheter Ablation System, Capacitive Micromachined Ultrasound Transducers 2013 Conference, Side, Türkiye, Mayıs 2013