

BAŞKENT ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

LİTOTRİPSİDE KULLANILAN ŞOK DALGASININ
SİMÜLASYONU VE DALGA PERFORMANSININ
OPTİMİZE EDİLMESİ

EMRE ÇİFTÇİ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

2009

**LİTOTRİPSİDE KULLANILAN ŞOK DALGASININ
SİMÜLASYONU VE DALGA PERFORMANSININ
OPTİMİZE EDİLMESİ**

**SHOCKWAVE SIMULATION IN LITHOTRIPSY AND WAVE
PERFORMANCE OPTIMIZATION**

EMRE ÇİFTÇİ

Başkent Üniversitesi
Lisansüstü Eğitim Öğretim ve Sınav Yönetmeliğinin
Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı İçin Öngördüğü
YÜKSEK LİSANS TEZİ
olarak hazırlanmıştır.

2009

Ankara

Fen Bilimleri Enstitüsü Müdürlüğü'ne,

Bu çalışma, jürimiz tarafından **BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI'nda YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Başkan :.....
Prof. Dr. Hüseyin AKÇAY

Üye (Danışman) :.....
Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ

Üye :.....
Doç. Dr. Osman EROĞUL

ONAY

Bu tez 14/01/2009 tarihinde Enstitü Yönetim Kurulunca belirlenen yukarıdaki jüri üyeleri tarafından kabul edilmiştir.

...../01/2009

Prof. Dr. Emin AKATA

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ MÜDÜRÜ

TEŞEKKÜR

Tez çalışmam boyunca verdiği destekten ve göstermiş olduğu hoşgörüden dolayı danışman hocam Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ'a çok teşekkür ederim.

Çalışmalarım sırasında firma olarak bana destek veren PCK Elektronik Ltd. şirketine ve verdiği bilgilerle bana yardımcı olan firma müdürü Sayın Cengiz KABAĞCI'ya teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca yaşamım boyunca desteklerini ve sevgilerini benden esirgemeyen, anne ve babama, bilgisi ve varlığıyla her zaman yanımda olan kardeşime sonsuz şükranlarımı sunarım.

ÖZ

LİTOTRİPSİDE KULLANILAN ŞOK DALGASININ SİMÜLASYONU VE DALGA PERFORMANSININ OPTİMİZE EDİLMESİ

Emre ÇİFTÇİ

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Litotripsi sistemleri günümüzde böbrek taşı tedavisinde kullanılan en yaygın sistemlerdir. Yeni gelişen tedavi teknikleri ve klinik araştırmalar sonucunda bu sistemler bazı ortopedik hastalıklarda da kullanılmaya başlanmıştır. Kardiyoloji ve kanser tedavilerinde ise şimdilik deneysel çalışmalar yürütülmektedir. Cihazların bu yeni kullanım alanlarındaki gereksinimleri karşılayabilmesi için tasarım değişikliklerine ihtiyaç vardır. Tasarım süresini ve maliyetleri azaltmanın en etkin yolu ise litotripsi sistemlerinin bilgisayar ortamında modellenmesidir.

Bu çalışmada zamanda sonlu farklar yöntemi (Finite Difference Time Domain, FDTD) kullanılarak litotripsi sisteminin bilgisayar ortamında gerçek zamanlı matematiksel modeli oluşturulmuştur. Modelde litotripsi sistemini oluşturan birçok fiziksel parametre girdi ve/veya değişken olarak tanımlanmıştır. Model oluşturulduktan sonra gerçek verilerle denenmiş ve gerçekçi sonuçlar elde edilmiştir. Bu çalışmada ayrıca, performans artırmak amacıyla deneysel bir çalışma yapılmış ve sonuçlarına benzer girdi değerleri kullanan simülasyon sonuçları ile karşılaştırılmıştır. Yapılan bu çalışmada, simülasyon son olarak dalga kaynağı, reflektör boyutu, ortam koşulları gibi çeşitli girdi parametreleri ile denenmiş ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır. Sonuç olarak gelecekte çok daha farklı alanlarda kullanım olanağı bulacak litotripsi sistemlerinin bu alanlara hızlı ve etkin bir şekilde uyarlanabilmesi için bilgisayar modellerine ihtiyaç vardır. Bu çalışmada geliştirilen model sayesinde bu ihtiyaca cevap verilmeye çalışılmıştır.

ANAHTAR SÖZCÜKLER: ESWL, Litotripsi, Şok Dalgası Simülasyonu, Akustik Dalga Modeli

Danışman: Yrd. Doç. Dr. Bülent YILMAZ, Başkent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği Bölümü.

ABSTRACT

SHOCKWAVE SIMULATION IN LITHOTRIPSY AND WAVE PERFORMANCE OPTIMIZATION

Emre Çiftçi

Başkent Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü

Biyomedikal Mühendisliği Anabilim Dalı

Lithotripsy systems are commonly used to break kidney stones into fragments. Nowadays these systems are also used in orthopedic operations. There are several ongoing investigational studies on lithotripsy systems in the treatments of cancer and cardiovascular diseases. Because of these new application areas we need novel lithotripter designs for different kinds of treatment strategies. The best way to reduce design time and cost is to create a computational model of the lithotripsy system.

In this study we used the finite difference time domain (FDTD) method while constructing the computational model of the lithotripsy system. While implementing the model, we defined most of the physical system parameters as an input and/or as a variable in the simulations. This would give the designer flexibility while testing the effect of new parameters. We tested several realistic parameters used in the simulations and compared the results with the expected outcomes and optimized our system accordingly. In addition, we also compared the results of the computer simulations with an experimental work to improve the shockwave performance of lithotripsy system. Finally, we studied the effects of changing the input parameters like shockwave source, ellipsoid size, and environment conditions. In conclusion, to reduce design costs in various medical applications that use shockwave principle this computer-based simulation platform may be suitable.

KEY WORDS: ESWL, Lithotripsy, Shockwave simulation, Acoustic wave modeling

Advisor: Assist. Prof. Dr. Bülent Yılmaz, Başkent University, Department of Biomedical Engineering

İÇİNDEKİLER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
TEŞEKKÜR.....	i
ÖZ.....	ii
ABSTRACT.....	iii
İÇİNDEKİLER LİSTESİ.....	iv
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	vi
ÇİZELGELER LİSTESİ.....	ix
SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ	x
1 GİRİŞ.....	1
1.1 Kapsam	1
1.2 Amaç.....	2
1.3 Yöntem	2
2 TEMEL BİLGİLER.....	4
2.1 Böbrek Taşı Oluşumu ve Tedavi Yöntemleri.....	4
2.1.1 Böbrek taşı oluşmasına neden olan bazı faktörler	6
2.1.2 Böbrek taşının tedavisi	6
2.2 Litotripsi	10
2.2.1 Litotripsinin tarihçesi	12
2.2.2 Şok dalgası kaynaklarına göre litotripsi sistemleri	17
2.2.3 Üriner sistemde oluşan taşların karakteristik özellikleri.....	20
2.2.4 Test taşları	22
2.2.5 Taş kırılmasına etki eden faktörler	23
2.3 Modelleme Teknikleri.....	26
2.3.1 Sonlu farklar metodu (FDM)	27
2.3.2 Zamanda sonlu farklar yöntemi (FDTD)	30
2.4 Anatomik Eksen Tanımları	41
2.5 Daha Önce Yapılmış Çalışmalar	41
3 YÖNTEMLER.....	43
3.1 Genel Çalışma Planı.....	43
3.2 Fiziksel Alan Tanımları	44
3.2.1 Simülasyon alanının tanımlanması	44
3.2.2 Yüksek basınç alanının (Blasht-Path alanının) tanımlanması.....	46
3.3 Dalga Kaynağının Tanımlanması	48
3.4 Sistemin Matematiksel Modelinin Oluşturulması.....	50
3.4.1 Akustik dalga modellemesi	52
3.4.2 Sınır koşullarının tanımlanması	54
3.5 Oluşturulan Modelin Genel Algoritması ve Kullandığı Girdi Parametreleri	56

3.5.1	Girdi parametreleri.....	56
3.5.2	Algoritma tanımları	57
3.6	Deneysel Verilerin Elde Edilme Yöntemi.....	58
4	SONUÇLAR	60
4.1	Elde Edilen Modelin Gerçek Ölçüm Verileri ile Karşılaştırılması.....	60
4.1.1	Gerçek ölçüm değerleri ile simülasyon çıktılarının karşılaştırılması	61
4.1.2	Ortam sıcaklığı değişim etkisinin simülasyon çıktıları ile karşılaştırılması	67
4.2	Deneysel Yapılan Çalışma Sonuçlarının Simülasyon Üzerinde Değerlendirilmesi .	72
4.2.1	Simülasyon sonuçlarının incelenmesi ve yorumlanması.....	73
4.3	Gerçekte Hiç Denenmemiş Farklı Ortam Parametreleri Kullanarak Elde Edilen Değerlerin İncelenmesi.....	75
4.3.1	Elipsoid materyali değiştirildiğinde elde edilen sonuçlar	75
4.3.2	Dış ortam koşullarının değiştirilmesi.....	77
4.3.3	Voltaj değerinin değiştirilmesi.....	79
4.3.4	Elipsoid ölçülerinin değiştirilmesi.....	81
4.3.5	Odak kayması etkisi	84
5	TARTIŞMALAR.....	87
5.1	Çalışmadaki Sınırlayıcı Etkenler	90
5.2	Gelecekteki Çalışmalar.....	90
	KAYNAKLAR LİSTESİ.....	94

ŞEKİLLER LİSTESİ

Sayfa

Şekil 2.1 Böbrek taşı	4
Şekil 2.2 a) Litotripsi sisteminin hasta üzerinde uygulanması, b) Şok dalgasının taş üzerindeki etkisi	7
Şekil 2.3 a) PCNL Operasyonu, b) Endoskopi görüntüsü, C) Dornier Medilas H20 Holmium Lazer Cihazı.....	9
Şekil 2.4 ESWL Sisteminin şematik gösterimi.....	11
Şekil 2.5 İdeal bir şok dalgasının basınç zaman grafiği. P^+ Maksimum pozitif basıncı, P^- Maksimum negatif basıncı göstermektedir.	11
Şekil 2.6 Dornier HM3 cihazı.....	12
Şekil 2.7 Modüler yapıdaki son nesil cihazlar a) Healthronics Lithodiamond Ultra, b) Dornier Compact Delta, c) Siemens Modularis, d) Wolf Piezolith 3000 e) Direx Nova Ultima, f) Storz Modulith Sık	16
Şekil 2.8 Sabit yapıdaki yeni nesil cihazlar; a) Philips Lithodiagnost M, b) Storz Modulith SLX, c) Siemens Lithoskop, d) Dornier Lithotriptor S.....	17
Şekil 2.9 Elektrohidrolik litotripsi sistemi	18
Şekil 2.10 Elektromanyetik litotripsi sistemi	19
Şekil 2.11 Piezoelektrik litotripsi sistemleri.....	20
Şekil 2.12 a) Kalsiyum oksalat tan oluşan böbrek taşı (Çizgili alanın içerisi çekirdek kısmını, dışarısı ise kabuk kısmını belirtmektedir), b) Farklı boyutlardaki böbrek taşı kesitleri	21
Şekil 2.13 Kolesterol kaynaklı oluşan safra kesesi taşları	22
Şekil 2.14 Farklı boyutlarda üretilmiş test taşları.....	23
Şekil 2.15 Gerilme, Makaslama ve Kavitasyon etkilerinin taş üzerinde gösterimi	24
Şekil 2.16 Sıkıştırma etkisinin test taşı üzerinde gösterimi	25
Şekil 2.17 Basınç dalgasının hızlı fotoğraflama tekniği ile gösterimi	26
Şekil 2.18 $f(x)$ fonksiyonu	28
Şekil 2.19 FDTD formülasyonunda E ve H alanların zaman ve konumda ayrışmaları	33
Şekil 2.20 Yee örgüsünün bir birim hücresinde alan bileşenlerinin pozisyonları	37
Şekil 2.21 Üç boyutlu yee birim hücresi	38
Şekil 2.22 Anatomik eksen tanımları	41
Şekil 3.1 Genel çalışma planı.....	43
Şekil 3.2 Simülasyon alanı	45
Şekil 3.3 Elips değişkenlerinin gösterimi	46
Şekil 3.4 Blasth-Path alanı	47
Şekil 3.5 Elipsoid sistemi.....	48
Şekil 3.6 Şok dalgası üreticinin elektriksel şeması	49
Şekil 3.7 Oluşturulan modelde kullanılan devre şeması	49

Şekil 3.8 Elektrik alan ve manyetik alan arsında ki ilişki a) dalga şekli olarak ifade edilmesi b) denklem olarak ifade edilmesi	51
Şekil 3.9 Basınç ile hız arasındaki ilişkisi	52
Şekil 3.10 Basınç ile hız arsında ki iki boyutlu ilişki a) x-y düzleminde ifade edilmesi b) iki boyutlu düzlemde zamana göre ifade edilmesi	52
Şekil 3.11 PML'in simülasyona adapte edilmesi	55
Şekil 3.12 a) test taşı, b) test düzeneğinin içindeki F2 odak noktasına yerleştirilmiş test taşı, c) cihaz üzerine monte edilen test düzeneği	59
Şekil 4.1 Farklı t zaman aralıklarında alınmış tek boyutlu basınç değişim grafikleri	62
Şekil 4.2 Farklı t zaman aralıklarında alınmış iki boyutlu basınç değişim grafikleri. (renkler koyu maviden koyu kırmızıya kadar en düşük basınç değerinden en büyük basınç değeri kadar olan değişimi ifade etmektedir. basınç MPa cinsindendir)	63
Şekil 4.3 Tek boyutlu basınç değişim grafiği	64
Şekil 4.4 Maksimum basınç noktasının oluşumundan önceki t anlarında ki iki boyutlu basınç değişim grafikleri	65
Şekil 4.5 Blast-Path alanının farklı eksenlerden görünümü	66
Şekil 4.6 Gerçek basınç değişim grafiği	67
Şekil 4.7 Farklı sıcaklıklarda elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafikleri. a) 0°C b) 30°C	69
Şekil 4.8 Farklı sıcaklıklarda ve "t" zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikler; a) 30°C ve t=21.45us, t=22.11us, t=22.78us ve maksimum basınç anı olan t=23.46us deki basınç değişimi b) 0°C ve t=23.46us, t=24.15us, t=24.85us ve maksimum basınç anı olan t=25.56us deki basınç değişimi	70
Şekil 4.9 Farklı sıcaklıklarda elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler; a) 30°C ve maksimum basınç anı olan t=23.46us deki basınç değişimi b) 0°C ve maksimum basınç anı olan t=25.56us deki basınç değişimi	71
Şekil 4.10 Simülasyon sonucu elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği	74
Şekil 4.11 Blast-Path Alanının hacimsel dönüşüm uygulandıktan sonra iki boyutlu axial kesit görüntüsü a) 2.5mg/lit hava ihtiva eden su için, b) 1.5mg/lit hava ihtiva eden su için	74
Şekil 4.12 Alüminyum elipsoid kullanıldığında oluşan tek boyutlu basınç değişim grafiği	76
Şekil 4.13 Tamamı su olarak tanımlanan ortamda oluşturulan şok dalgasının tek boyutlu basınç değişim grafiği	77
Şekil 4.14 İki boyutlu basınç değişim grafiği	78
Şekil 4.15 Q_f Değeri iki kat artırıldığında elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği	79
Şekil 4.16 Q_f Değeri iki kat artırıldığında farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikleri	80
Şekil 4.17 Q_f Değeri iki kat artırıldığında elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler	81
Şekil 4.18 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği	82
Şekil 4.19 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikleri	83
Şekil 4.20 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler	83

Şekil 4.21 Odak kayması sonucu farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikleri a) dalga oluşumunun ilk anları b) dalganın f2 noktasına ulaştığı anlar	85
Şekil 5.1 Lineer basınç dalgası yayılımı	88
Şekil 5.2 Lineer dalga kaynağının önüne yerleştirilmiş akustik lensin etkisi	89
Şekil 5.3 Modelin ortopedik çalışmalar için uyarlanması.....	92

ÇİZELGELER LİSTESİ

	<u>Sayfa</u>
Çizelge 2.1 İkinci Nesil ESWL Sistemleri	14
Çizelge 2.2 Üçüncü Nesil ESWL Cihazları.....	15
Çizelge 2.3 Test Taşı ile Doğal Böbrek Taşlarının Fiziksel Özelliklerinin Karşılaştırılması.	23
Çizelge 3.1 Farklı Sıcaklıklarda Ses Yayılım Hızları	57
Çizelge 3.2 Kütle Yoğunlukları	57
Çizelge 4.1 Girdi Parametreleri Listesi.....	61
Çizelge 4.2 Gerçek Ölçüm Sonuçları	61
Çizelge 4.3 Girdi Parametreleri Listesi.....	68
Çizelge 4.4 Deneysel Olarak Elde Edilen Toplam Atış Sayıları.....	72
Çizelge 4.5 Farklı Miktarlarda Eriyik Hava Değerleri İçeren Su Özelliklerine Uygun Parametre Listesi.....	73

SİMGELER VE KISALTMALAR LİSTESİ

ESWL	Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy
FDTD	Zamanda Sonlu Farklar Yöntemi (Finite Difference Time Domain)
PCNL	Perkütan Nefrolitotomi
URS	Üreterorenoskopi
EH	Elektrohidrolik
EM	Elektromanyetik
PZ	Piezoelektrik
PDA	Kısmi Diferansiyel Denklemler (Partial Differential Equations)
FDM	Sonlu Farklar Yöntemi (Finite Difference Methode)
PML	Perfect Matched Layer
ABC	Sınır Koşulları (Absorbing Boundary Condition)
K	Yüksek akım ve gerilim anahtarı (Spark-Gap)
V	Voltaj
R_s	Şarj direnci
C	Kapasitör
R_K	Kablo direnci
R_E	Elektrot direnci
R	Toplam deşarj direnci
ρ	Öz iletkenlik değeri
l	Mesafe

1 GİRİŞ

1.1 Kapsam

Litotripsi sistemleri günümüzde böbrek taşı olan hastaların tedavisinde kullanılan en yaygın sistemlerdir. Vücut dışı taş kırma yöntemi (ESWL) cerrahi bir operasyon gerektirmeden vücut dışından taşın bulunduğu alana şok dalgaları göndererek taşı daha küçük parçalara ayırma prensibine dayanmaktadır. Litotripsi sistemleri günümüzde ayrıca bazı ortopedik operasyonlarda da kullanılmaktadır. Bunun dışında bazı kalp hastalıkları, kanser tedavisi gibi çeşitli alanlarda da uygulanmaya çalışılmaktadır. Litotripsi sistemlerinin temeli, belli bir alana odaklanmış şok dalgaları üretilmesidir. Şok dalgası yüksek basınç tepe değerine sahip akustik ses dalgasıdır.

Akustik dalga yayılımının ve yayılma ortamının incelenmesi ve modellenmesi birçok disiplin içinde önemli problemlerden biridir. Uygulanan disipline uygun olarak gerçek bir modelleme yapabilmek için iki ana yaklaşım kullanılmaktadır. Bunlardan ilki analitik yöntemler diğeri ise dalga yayılımını tanımlayan bağıntıların sayısal çözümünü temel alan yöntemlerdir. Analitik yöntemler doğrudan, analitik olarak denklemlere çözüm arayan yöntemlerdir. Bu yöntemler ancak basitleştirilmiş modellere uygulanabilmektedirler. Sayısal yöntemler ise problemin doğrudan sayısal olarak çözümünü temel alan yöntemlerdir. Bu yöntemler arasında en yaygın olarak kullanılanı ise zamanda sonlu farklar yöntemidir.(FDTD)

FDTD yöntemi analitik türev operatörünün sayısallaştırılmasına dayanır ve sonlu farklar (FDM) olarak isimlendirilir.[1] Ancak elektromanyetik dalga yayılımını modelleyen Maxwell denklemlerinin FDM ile zamana göre türevlerinin de sayısallaştırılarak genelleştirilmesi, FDTD yöntemi adıyla özel olarak anılmaktadır. Zamanda sonlu farklar metodunu sayısal bir metot olarak adlandırılmasının yanında, özellikle bu araştırmada öne çıkan özelliği, bilgisayarla ilişkili bir metot (computational method) olmasıdır. Akustik dalga denklemlerinin analitik çözümlerinin uzun ve bilgisayar yazılımına pek elverişli olmaması, bu işlemlerin, bu tür bir metot ile yapılmasını gerekli kılar.

Bu çalışmada farklı akustik özelliklere sahip bir simülasyon alanı içerisine akustik bir ses darbesi uygulanması sonrasında oluşan akustik dalganın alan içerisinde zamana göre yayılımı modellenmektedir. Farklı akustik özelliklere sahip ortamlar ve sınır koşulları için gerekli analitik çözümler en basit şekilde izah edilmiştir. Sayısal çözümlerinde, zamana ve konuma göre türevsel denklemlerin FDTD ile çözülmesiyle simülasyon için uygun denklemlere ulaşılmıştır. Hem analitik hem de FDTD çözümlerinde elde edilen denklemler MATLAB koduyla yazılıma dönüştürülmüş ve simülasyonlar gerçekleştirilmiştir.

1.2 Amaç

Bu tezin ana amacı litotripsi de kullanılan şok dalgasının simülasyonu ve elde edilen simülasyon sonuçlarını bilinen verilerle karşılaştırılarak modelin doğruluğunu test etmektir. Elde edilen gerçekçi modeli ve yapılan deneysel çalışmaları kullanarak dalga performansını artırmaktadır. Bu amaç doğrultusunda gerçekleştirilen alt amaçlar maddeler halinde şu şekilde sıralanır:

- ✓ FDTD modelleme yöntemini kullanarak litotripsi sisteminin simülasyonunun gerçekleştirilmesi,
- ✓ Gerçekleştirilen simülasyon sonuçlarını gerçek ölçüm verileri kullanarak modelin realize edilmesi,
- ✓ Dalga performansını arttırmak amaçlı yapılan deneysel çalışmanın sonuçlarını, elde edilen simülasyon verileriyle karşılaştırılması,
- ✓ Elde edilen modeli kullanarak dalga performansını artırıcı yeni kriterlerin denenmesi.

1.3 Yöntem

Şu ana kadar, ilgilenilen konu ile ilgili ön bilgiler, bu tezde yapılması hedeflenen temel amaçlar hakkında bilgi verilmiştir. Tezin kalan kısmında, bu amaçlara ulaşmada etkili rol oynayan çalışmalara değinilecektir.

İkinci bölümde böbrek taşı oluşumu, tedavi yöntemleri, litotripsi sistemleri, modelleme yöntemleri, klinik ve fizyolojik düzeydeki problemler ile ilgili literatür bilgileri “TEMEL BİLGİLER” başlığı altında sunulmaktadır.

Üçüncü bölümde yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemlerin ayrıntılarını içermektedir. Bu bölümde modelin oluşturulması için gereken tanımlamaların yanı sıra yapılan deneysel çalışmanın hangi ortam ve koşullar altında elde edildiği detaylı bir şekilde “YÖNTEMLER” ana başlığı altında anlatılmaktadır.

Dördüncü bölümde “SONUÇLAR” adı altında elde edilen sonuçlar gösterilmekte ve bu sonuçlar ile ilgili yorumlara beşinci bölümde “TARTIŞMALAR” adı altında yer verilmektedir.

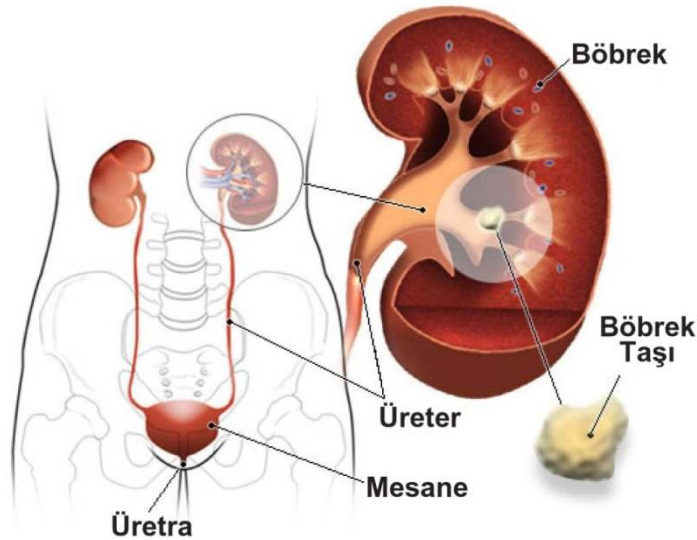
2 TEMEL BİLGİLER

Bu bölümün amacı okuyucuya başlangıç düzeyde böbrek taşı oluşumu, tedavi yöntemleri, litotripsi sistemleri, modelleme yöntemleri, klinik ve fizyolojik düzeydeki problemler hakkında ön bilgi vermektir.

2.1 Böbrek Taşı Oluşumu ve Tedavi Yöntemleri

Böbrek taşı, tıpta "nephrolithiasis" ya da, "urolithiasis" olarak bilinen, kalsiyum, oksalat, veya ürik asit gibi maddelerin idrar içerisinde normalden daha yüksek yoğunlukta olmasıyla böbreklerde biriken maddelere verilen addır.[2]

Bu maddeler çeşitli nedenlerle kristaller halinde vücudumuzdaki sıvıyı dışarı atmakta filtre görevi gören böbreklerde birikebilir ve zaman içerisinde büyüyerek böbrek taşıyı meydana getirirler. Taşlar genelde idrarla birlikte yer değiştirerek idrar kanallarından aşağıya doğru hareket ederek vücuttan atılma eğilimindedirler. Böbrek içerisinde veya idrar kanalının herhangi bir bölümünde takılmaları durumunda idrar akışına engel oluşturarak genellikle korkulan, şiddetli tipik böbrek ağrılarına yol açarlar. Bazı kişilerde kanamaya veya iltihaplanmaya da yol açabilirler.[2-4]



Şekil 2.1 Böbrek taşı

Üriner sistem, böbrekler, ureterler, mesane ve uretradan oluşmuştur. Böbrekler fasulye şeklinde organlar olup, kaburgaların hemen altında ve belkemiğinin her iki yanında yer alırlar. (Şekil 2.1) Böbreklerin asıl görevi vücuttaki fazla suyu ve artık maddeleri idrar şeklinde dışarı atmaktır. Bu işlevi sonunda kandaki bazı dengeleri sabit şekilde tutmayı sağlarlar.

Böbrekle mesane arasında yer alan ve idrarı mesaneye taşıyan tüp şeklindeki organlara da ureter denir. Yaklaşık 22-25 cm uzunluğundadır. Mesane ise karnın alt kısmında yer alır ve idrarın depolanmasına yarar. Tıpkı bir balon gibi elastikliği sayesinde genişleyerek bu işlevini yerine getirir. Burada depolanan idrar uretra yolu ile vücut dışına atılır.(Şekil 2.1)

Esas olarak böbrek taşı, idrar içinde çöken kristallerin böbrek iç yüzeyine tutunmasından ve birikmesinden oluşur. Normalde idrar içinde bu kristalleşmeyi ve çökmeyi engelleyen ve İnhibitör denilen maddeler vardır. Bu inhibitörler her insanda yeterli miktarda olmayabilir ve bu da taş oluşumuna yol açar. Diğer bir neden ise idrarın asidik veya bazik oluşudur. Eğer oluşan bu kristaller ve kumlar yeteri kadar küçükse idrar yollarına takılmadan ve de herhangi bir probleme yol açmadan düşerler. Böbrek taşları kimyasal yapıları bakımından birçok maddenin kombinasyonundan oluşmuştur. En çok görülen taş tipi kalsiyum içeren ve fosfat veya oksalat kombinasyonlu taşlardır. Bu maddeler bir insanın normal günlük gıdalarında mutlaka bulunurlar. Bu taşların özellikleri Bölüm 2.2.3’de detaylı olarak anlatılacaktır.

Ürolithiasis tıbbi bir terim olup üriner sistemin herhangi bir yerinde taş olduğunu ifade etmek için kullanılır. Diğer terimler olan idrar yolları taşı ve nefrolithiasis aynı amaç için kullanılır. Doktorlar bu terimleri genellikle taşın yerini tanımlamak için kullanırlar.

20 ile 40 yaş arasındaki erkeklerde daha çok görülen bu rahatsızlığa neden olan etkenler kesin olarak bilinmemekle birlikte bazı etken faktörler Bölüm 2.1.1’de anlatılmaktadır.[2]

2.1.1 Böbrek taşı oluşmasına neden olan bazı faktörler

- Genetik faktörler (Ailede bu hastalığın olması)
- Böbrekte yapısal bozukluklar
- Böbrek rahatsızlığı bulunanlar (renal tübüler asidoz, kistik böbrek hastalığı...)
- Bazı bağırsak hastalıkları (inflamatuvar bağırsak hastalığı...)
- Geçirilmiş bağırsak ameliyatları (jejono ileal by-pass)
- Metabolik hastalıklar (örn. Hiperparatiroidizm, gut hastalığı...)
- İdrar yolu enfeksiyonları
- Yüksek dozda D vitamini alımı ve kalsiyum alımı
- Hiperkalsiüri, sistinüri, hiperokzalüri, hiperürikozüri
- Yetersiz beslenme alışkanlıkları
- Sıcak iklim kuşağında yaşamak (Aşırı su kaybı)
- Yetersiz sıvı alımı
- Aşırı kilolu olma
- Uzun dönem hareketsiz kalma
- Bazı ilaçlar (asetazolamide, anti viral ilaçlar....)

Bir kimsede bir kere böbrek taşının oluşması, bu şahısta bundan sonra yeni taş oluşma oranının diğer kimselere göre daha fazla olacağı anlamına gelir. Ailesinde taş olan birisinin kendisinde de taş oluşması olasılığı fazladır. İdrar yolları enfeksiyonları, kistik böbrek hastalığı gibi bazı böbrek hastalıkları, paratiroid bezinin fazla çalışması (Hiperparatiroidizm) gibi durumlarda böbrek taşı oluşması kolaylaşır.

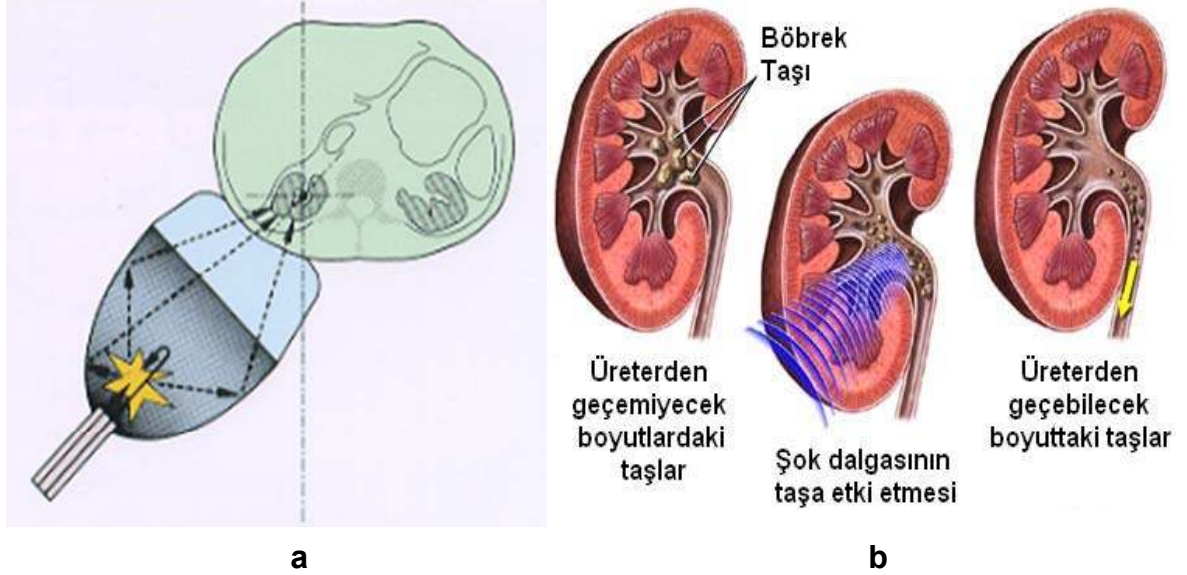
2.1.2 Böbrek taşının tedavisi

Böbrek taşlarının çoğu kendiliğinden düşme eğilimindedir. Tüm idrar yolu taşlarının yaklaşık %80'i ilaç tedavisi ile düşer. Taşın düşmesini etkileyen en önemli faktör taşın büyüklüğüdür. 4 mm'nin altında taşın düşmesi beklenirken 6 mm'nin üzerindeki taşlara müdahale gereklidir. Ayrıca taşların şekli ve idrar yolundaki yerleşimi de düşmeyi etkileyen önemli faktörlerdir.

Böbrek taşı hastalığında başlangıç ve acil (akut) safhasındaki tüm hastalar için genelde benzer tedavi yöntemleri uygulanır. Başlangıç safhasındaki hastalarda, taşın kendiliğinden düşmesi beklenirken, sadece ağrı kesiciler ve su içmesi önerilir. Ağrı kesici ve sıvı tedavisini ağız yoluyla alabilen hastalar evine gönderilerek takip edilir. Ancak ağrı çok şiddetliyse ve hasta su içemiyorsa hastaneye yatırılması gerekebilir. Taşın kendiliğinden düşmediği durumlarda ise diğer tedavi yöntemleri tercih edilir.[2-4]

2.1.2.1 ESWL (Vücut dışı taş kırma yöntemi)

Bir makine yardımıyla taşın üzerine şok dalgaları yönlendirilerek taş kırılır. X-ray ve ultrason ile odaklama yapan litotripsi cihazları mevcuttur. Bu yöntemde direkt olarak taşa yönlendirilen yüksek enerjili şok dalgası, cilt ve iç organlara zarar vermeden ilerleyerek taş yüzeyinde kırılma etkisi yapar.(Şekil 2.2) Bu şok dalga enerjisi ile taşlar kırılarak, küçük parçalar halinde kendiliğinden idrar yoluyla dışarı atılır.



Şekil 2.2 a) Litotripsi sisteminin hasta üzerinde uygulanması, **b)** Şok dalgasının taş üzerindeki etkisi

ESWL seansı sırasında rahatsızlık hissi ve ağrı duyulabilir. Bu nedenle tedavi öncesi ağrı kesiciler kullanılır. İşlem sonrasında çoğunlukla hastanede kalmaya

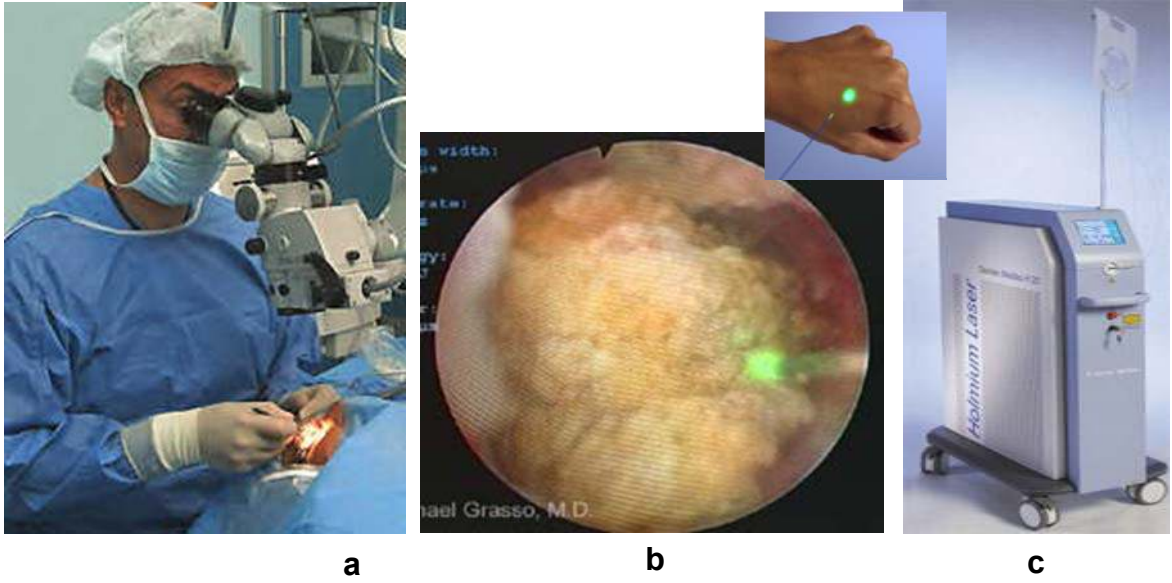
ihtiyaç olmaz. ESWL tedavisinin de kendine göre komplikasyonları olabilir. Aşağı yukarı tüm hastaların tedavi seansları sonrasında bir kaç gün idrarları kanlı olur. İdrarlarında ve böbrek bölgelerinde kum dökmeye bağlı yanma ve ağrı olabilir. Komplikasyonları azaltmak için hastaların tedaviden uzun süre öncesinden başlayarak Aspirin ve kan pıhtılaşmasını önleyici ilaçlar almaması gerekir.

ESWL yöntemi bütün taşlarda başarı sağlayamaz. Yöntemin başarısı taşın cinsine, sertliğine, büyüklüğüne ve idrar yolunda yerleştiği yere göre değişir. Tek bir seansta kırılabilen taşlar olabileceği gibi tekrarlayıcı seanslara da ihtiyaç duyulabilir.

ESWL yöntemi, böbrek taşı hastalarının çoğunluğunda uygulanabilen başlıca yöntemdir. Özellikle böbrek içinde ve üreterin üst tarafında yer alan taşlar için iyi bir tedavi şekli olarak kabul edilir. Buna karşın 2 cm'den büyük, sert veya böbreği tümüyle dolduran taşlarda uygun bir yöntem değildir. ESWL tedavisinin mutlak kullanılmaması gereken 2 durum kanama hastalıkları ve gebeliktir. Hipertansiyon kısmı kontrendikasyon teşkil eder. Bu durumda hastanın öncelikle tansiyonunun düzenlenmesi gerekmektedir. Litotripsi sistemleri detaylı olarak Bölüm 2.2'de anlatılacaktır.[2-4]

2.1.2.2 Perkütan nefrolitotomi (PCNL)

Endoskopik böbrek taşı ameliyatında sırt bölgesinde böbrek hizasına 0,5-1 cm boyutunda bir kesi yapılır. Röntgen kontrolü altında böbreğe iki ucu açık ince bir tüp yerleştirilir. Bu tüpten yerleştirilen optik cihaz yardımıyla taş video sistemi ile monitörde görülür ve özel aletler yardımıyla çıkartılır.(Şekil 2.3) Perkütan ameliyatının en önemli üstünlüğü vücut dokularının normal yapısının korunmasıdır. Bunun sonucunda iyileşme süreci hızlıdır. Hastalar ameliyat sonrası dönemi açık ameliyata göre çok daha rahat geçirmektedir. Hastalar genellikle 2-3 günde taburcu edilerek günlük aktivitelerine hızla kavuşurlar. Bu, açık böbrek taş ameliyatı ile karşılaştırıldığında oldukça kısa bir süredir.



Şekil 2.3 a) PCNL operasyonu, b) Endoskopi görüntüsü, c) Dornier Medilas H20 Holmium lazer cihazı

Özellikle böbreğin alt havuzcuklarına yerleşen taşlarda ve büyük boyutlu taşlarda ESWL'nin başarısı önemli ölçüde düşer. Bu durumlarda PCNL ameliyatı yüksek başarı sağlayan minimal invaziv girişimdir. Ameliyat işlemi sırasında taşı temizlemek için pnömotik litotripsi ve lazer litotripsi kullanılır. Bu teknolojiler yardımı ile en sert taşlar bile rahatlıkla kırılmaktadır. Bu teknikle tüm böbreği kaplayan ve koraliform taş olarak adlandırılan taşlara da müdahale edilebilmektedir.[2-4]

Taşın ameliyat sırasında parçalanması amacıyla kullanılan birçok farklı cihaz bulunmaktadır. Günümüzde bu amaçla kullanılan en son teknik ise Holmiyum lazer sistemleridir. Holmiyum lazer 2140nm dalga boyunda, duraklamalı tiptedir. Duraklama süresi 250-350µsn'dir. Duraklama aralığının daha uzun olması sonucu oluşan su kabarcığı daha büyük olmakta, bu da şok dalgasının zayıf olmasına yol açmaktadır. Holmiyum lazer enerjisi taşın rengine veya bileşimine bağlı olmaksızın tüm taşlara etki göstermektedir. Çocuk yaş grubu hastalarında da oldukça güvenilir ve etkin bir tedavi seçeneği olduğu yapılan çalışmalarla ortaya konulmuştur.

2.1.2.3 Ureterolitotripsi

Üreter taşları hem ESWL hemde üreterorenoskopi (URS) ile müdahale edilerek temizlenebilir. URS'de herhangi bir kesi yapılmaz. İdrar yolundan özel bir endoskopik alet gönderilerek taş üreterde görüntülenir ve temizlenir. Hastaların çoğu aynı gün evlerine dönüp bir gün sonrada normal yaşamalarına dönebilirler. Özellikle alt ve orta üreterdeki taşlarda başarı oranı yüksektir (%96 - %100 başarı). Üst üreter taşlarının tedavisinde ESWL genellikle ilk tercih edilen tedavi yöntemidir. Ancak 1 cm'den büyük üreter taşlarında ESWL'nin başarı oranları düşmektedir. Genel kural olarak 1 cm'den büyük üreter taşlarında ve 2 cm'den büyük böbrek taşlarında endoskopik girişimler daha yararlı ve başarılı olmaktadır.

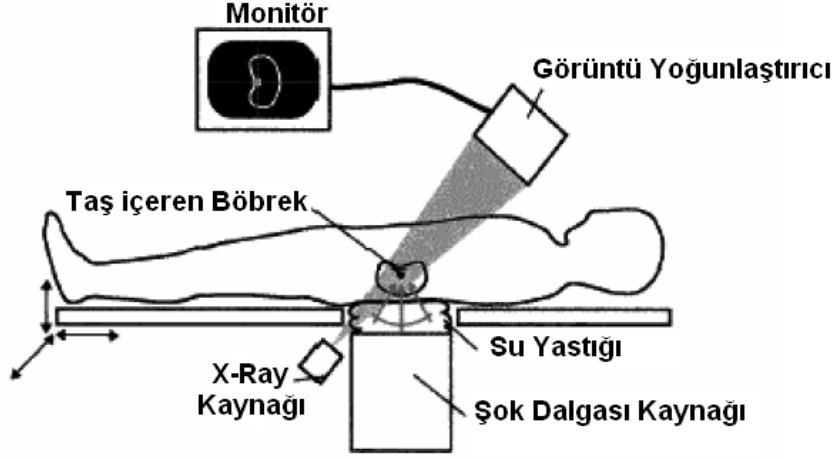
Üreteroskopi ile üreterin alt ve orta kısmında tıkanıklığa yol açan taşların çıkarılmasında kullanılır. Üreteroskopik girişimde, çok ince bir teleskopik alet ile idrar borusundan ve mesaneden geçilerek üreterin içerisine girilir. Bu ince ve esnek endoskop ile üreter içerisinde ilerleyerek tıkanıklığa yol açan taşla ulaşarak taş çıkartılır.

İlk taş olayından bir yıl sonra hastalar ultrason ve direkt film ile kontrol edilir. Bu dönemde yeniden taş hastalığı yaşamamak için hastaların özellikle sıvı alımına dikkat etmesi gerekir.[2]

2.2 Litotripsi

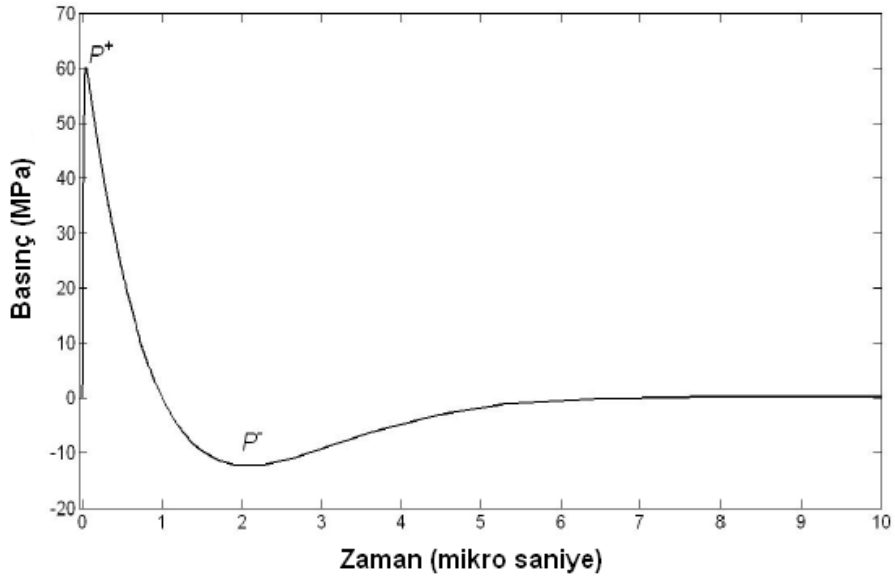
Extracorporeal Shock Wave Lithotripsy (ESWL) adıyla bilinen vücut dışı taş kırma yöntemi üriner, pankreatik ve ortopedik hastalıklarda yaygın olarak kullanılan girişimsel olmayan (non-invasive) bir yöntemdir.[5-8] Ayrıca bu yöntemi bazı bakterilerin yok edilmesinde, kanser ve kalp tedavisinde kullanılabilmesi için deneysel çalışmalarda yapılmaktadır.[6,9-14]

ESWL'nin temel amacı ultrasonik şok dalgaları kullanarak taşı veya taşları küçük parçacıklara (1mm den daha küçük çaplı) ayırıp idrar yolu kanallarından rahatlıkla geçmesini veya ilaçlarla çözündürerek vücuttan atılmasını sağlamaktır.[5] Bunun için genelde birkaç terapi seansı gerekmektedir. Her seans ortalama yarım saat sürmektedir ve 2000 ila 3000 şok dalgası uygulanmaktadır.



Şekil 2.4 ESWL sisteminin şematik gösterimi

Şekil 2.4 ESWL’de uygulanan süreçleri göstermektedir. Terapi sırasında hasta masa üzerine yattıktan sonra lokalizasyon sistemi (X-Ray veya Ultrason) yardımıyla hastanın taşı şok dalgası kaynağının odak noktasına getirilir. Su yastığı kullanılarak dalga kaynağı ile hastanın cildi arasında tam temas sağlanır. Bu sayede şok dalgası hastaya tam olarak iletebilir. Şok dalgası kaynağının özellikleri ise dakikada 60 ila 120 atış yapabilen ve mikro saniyeler içerisinde 100MPa’a kadar çıkan yüksek basınç darbeleri üretebilen bir sistem olmasıdır.[15,16] Şok dalgası kaynağının özellikleri ve çeşitleri Bölüm 2.2.2’de anlatılmaktadır. İdeal bir şok dalgasının bir boyutlu basınç değişim grafiği Şekil 2.5 görülmektedir.



Şekil 2.5 İdeal bir şok dalgasının basınç zaman grafiği. P^+ maksimum pozitif basıncı, P^- maksimum negatif basıncı göstermektedir.

2.2.1 Litotripsinin tarihçesi

2.2.1.1 İlk nesil litotripsi sistemleri

Bilinen ilk litotripsi çalışması 7 Şubat 1980 yılında Christian Chaussy tarafından geliştirilen ve Dornier firmasının prototip olarak ürettiği HM1 (Human Model 1) cihazıdır.[17,18] 1982 yılında ise tedavi amaçlı ilk cihaz (HM2) Almanya'nın Münih kentinde kurulmuştur.[19] Bu gelişmeden sonra ESWL sistemlerinin üriner taş tedavisinde kullanımı hızlı bir şekilde yaygınlaşmıştır.[20-24] Dornier firmasının üretmiş olduğu HM3 (Şekil 2.6) modeli litotripsi sistemlerinin ilk jenerasyonu olarak kabul edilmektedir. HM3 cihazı, optimal şok dalgası transferi sağlayan büyük bir kuvvet içerisinde elipsoid şeklinde reflektör sistemi ve X-Ray görüntüleme sisteminden oluşmaktaydı. Hastalar genel veya lokal anestezi altında cihaz içerisine yerleştirilirdi. Bu cihaz 1990'dan sonra üretimden kaldırılmasına rağmen halen dünya üzerinde 300 den fazla merkezde kullanılmaktadır.[34]



Şekil 2.6 Dornier HM3 cihazı

2.2.1.2 İkinci nesil litotripsi sistemleri

İkinci nesil cihazlar genel olarak farklı şok kaynakları, odaklama ve lokalizasyon sistemlerinin geliştirilmesi ve bunun yanında ise daha düşük maliyet, daha az acı ve çok fonksiyonlu kullanıma odaklanmıştır. Bu gelişmeler sayesinde görülmüştür ki; elektromanyetik bobin ve akustik lens birleşimi sistemler kullanarak[26] veya küresel ultrason kaynakları kullanarak da terapi için yeterli bir şok dalgası oluşturulabilmektedir.[27,28] Örneğin geniş odak noktasına sahip piezoelektrik şok kaynaklı sistemler neredeyse ağrısız bir tedavi sağlarken tedavi için gereken sürenin artmasına neden olmuştur.[31] Bir diğer gelişmede ultrasona dayalı lokalizasyon sistemlerinin kullanılmasıyla X-Ray sistemlerinde görülemeyen taşlarında kırılabilmesine olanak sağlanmıştır. Bu sistemlerin dezavantajları ise iyi eğitilmiş uzman kişilere ihtiyaç duyulması ve üretral taşların odaklanmasının mümkün olmaması sayılabilir.[25,27-29,31-33] Su yastığı sistemine sahip şok kaynağı sistemlerinin X-Ray görüntüleme sistemlerine entegre edilmesi sonucunda cihazlar taş kırma dışında çok fonksiyonlu kullanıma uygun hale gelmiştir.[26] Düşük maliyetli bu yeni nesil litotripsi sistemlerinin kullanımı ve verimliliği konusunda bazı eksikleri olsa da litotripsi sistemlerine çok büyük yenilikler kazandırmıştır.[35] İkinci jenerasyon litotripsi sistemlerinin bazı modellere göre özellikleri Çizelge 2.1’de görülebilir.

Firma Adı Modeli	Şok Kaynağı	Odak Kaynağı (Odak mesafesi)	Odaklama Yöntemi	Lokasyon Sistemi	Kullanım Yılı
Dornier					
HM4	Elektrot(40nF)	Elipsoid (17cm)	Su yastığı	2 X-Ray Tüp	1986
MPL 9000	Elektrot(60nF)	Elipsoid (21cm)	Su yastığı	Ultrason	1987
MFL 5000	Elektrot(40nF)	Elipsoid (17cm)	Su yastığı	Dönen X-Ray Tüp	1988
Compact	Elektromanyetik	Akustik Lens	Su yastığı	Ultrason	1989
Technomed					
Sonolith 2000/3000	Elektrot	Elipsoid(26/20.5cm)	Küvet sistemi	Ultrason	1985/1988
Siemens					
Lithostar	Elektromanyetik	Akustik Lens(12cm)	Su yastığı	2 X-Ray Tüp	1986
Wolf					
Piezolith 2300	Piezoelektrik (3000 elementli)	Kendinden Odaklamalı (50cm)	Kısmi küvet sistemi	2 Ultrason	1987
EDAP					
LT01	Piezoelektrik (300 elementli)	Kendinden Odaklamalı (54cm)	Su yastığı	Ultrason	1986
Medstone					
1050	Elektrot	Elipsoid(14cm)	Su yastığı	Dönen X-Ray Tüp	1987
Direx					
Tripter X1	Elektrot	Elipsoid(20cm)	Su yastığı	Ayrık C-Kollu X-Ray Sistemi	1987

Çizelge 2.1 İkinci nesil ESWL sistemleri

2.2.1.3 Üçüncü nesil litotripsi sistemleri

1990 ve 1992 yılları arasında önde gelen litotripsi cihazı üreticileri sistemlerini aşağıda belirtilmiş gereksinimlere göre yeniledi veya değiştirdi.[36,37]

- Hem X-Ray hem de ultrasonik lokalizasyon sistemlerine sahip farklı özellikli taşların hepsini tespit edilip kırılabilmesini sağlayan sistemler.
- Geniş enerji çıkışına sahip şok kaynakları kullanarak ihtiyaca göre farklı seviyelerde basınç dalgası üretebilme imkanı.
- Daha geniş odak noktasına sahip sistemler sayesinde minimum anestezi ihtiyacı.
- Şok kaynağı, ultrason ve X-Ray'e dayalı lokalizasyon sistemi ve hasta masasının birbirlerine entegre edilebilir şekilde üretilmesi sayesinde çok fonksiyonlu kullanım olanağı.

Bu gelişmelere karşın bu tür cihazların giderek öneminin artması ve boyutlarının çok büyük olması yeni nesil cihazlara ihtiyaç duyulmasına neden olmuştur.[34] İkinci nesil ESWL sistemlerinin firma bazında özellikleri Çizelge 2.2’ de görülebilir. Bu cihazların ortak özelliği ise küvet sistemi yerine hepsinin su yastığı sistemini kullanmalarıdır.

Firma Adı Modeli	Şok Kaynağı	Lokasyon Sistemi		Kullanım Yılı
		1	2	
Storz Modulith SL 20	Elektromanyetik Silindir	Ultrason	Ayrık C-Kollu Röntgen	1989
Siemens Lithostar Plus	Elektromanyetik Düz Bobin	Ultrason	2 li X-Ray Tüp	1989
Dornier Lithotriptor 30/50 U	Elektromanyetik Düz Bobin	Ultrason	Entegre C-Kollu Röntgen	1993
MFL 5000-u/Phillips Litho Diagnost M	Elektrot	Ultrason	Dönen X-Ray Sistemi	1990/93
Wolf Piezolith 2500	Piezoelektrik	Entegre Ultrason Sistemi	Entegre X-Ray Sistemi	1989
Edap LT02	Piezoelektrik	Ultrason	X-Ray Sistemi	1991

Çizelge 2.2 Üçüncü nesil ESWL cihazları

2.2.1.4 Son nesil litotripsi sistemleri

Günümüzde temel olarak iki tip litotripsi sistemi bulunmaktadır.[38,39] İlk sınıf cihazlar farklı amaçlar içinde kullanıma uygun ayrık modüller şeklinde hasta masası, ESWL ünitesi ve C-Kollu X-Ray lokalizasyon sistemine sahip hasta kapasitesi çok fazla olmayan merkezler için tasarlanmış sistemlerdir. Bu sistemlere örnek vermek gerekirse Şekil 2.7 deki farklı firmaların üretmiş olduğu aynı sınıftaki cihazlar incelenebilir. Bu tür cihazlar mobil olduğu için belirli bir odada kurulum gerektirmez ve modüller ayrı ayrı operasyonlarda da kullanılabilir.



a



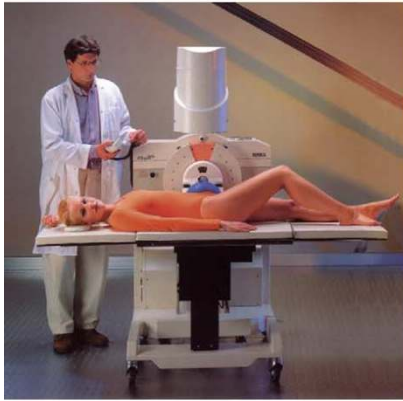
b



c



d



e

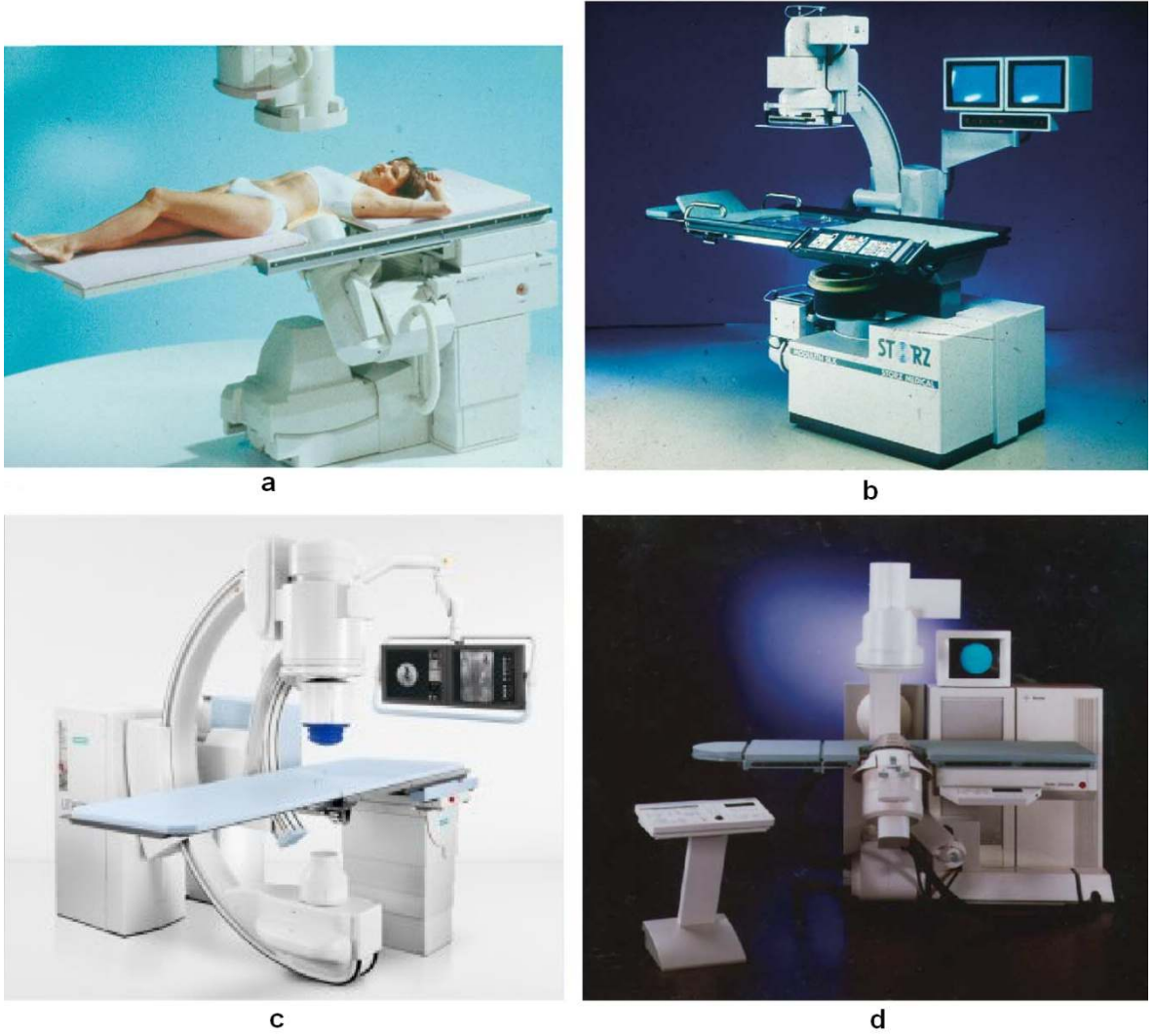


f

Şekil 2.7 Modüler yapıdaki son nesil cihazlar **a)** Healthtronics LithoDiamond Ultra, **b)** Dornier Compact Delta, **c)** Siemens Modularis, **d)** Wolf Piezolith 3000 **e)** Direx Nova Ultima, **f)** Storz Modulith SLK

İkinci sınıf cihazlar ise hasta kapasitesi fazla olan merkezlerde daha düşük hasta başı maliyeti olan, belirli bir oda içerisinde kurulum gerektiren, taş kırma operasyonları dışında bazı ürolojik ameliyatlara da olanak sağlayan sistemlerdir. Cihaz üzerinde lokalizasyon için X-Ray görüntüleme sistemi dışında ultrason kullanılarak da lokalizasyon yapılabilmesini sağlayan modüller mevcuttur. Ayrıca

bu sistemler sabit hasta masası ve ESWL kaynağından sahiptirler. Şekil 2.8’de ikinci tip cihazlar için örnekler verilmiştir.



Şekil 2.8 Sabit yapıdaki yeni nesil cihazlar; **a)** Philips LithoDiagnost M, **b)** Storz Modulith SLX, **c)** Siemens Lithoskop, **d)** Dornier Lithotriptor S

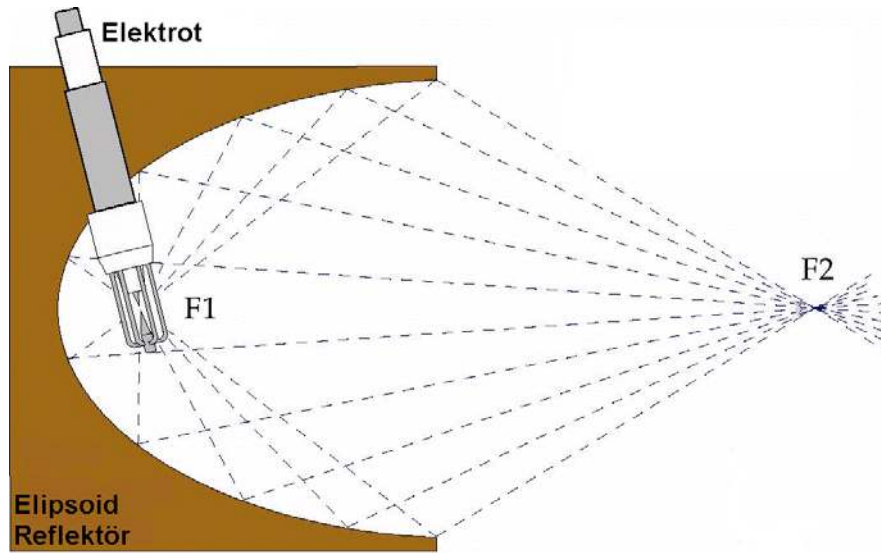
2.2.2 Şok dalgası kaynaklarına göre litotripsi sistemleri

Elektrik enerjisini akustik basınca çevirebilmek amacıyla günümüze kadar birçok yöntem geliştirilmiştir. Bu yöntemler elektrohidrolik sistemler (EH), elektromanyetik sistemler (EM) ve piezoelektrik sistemler (PZ) olarak sınıflandırılabilir. [41]

Şok dalgası ise yüksek basınca sahip darbe şeklinde oluşan basınç dalgası olarak tanımlanabilir.

2.2.2.1 Elektrohidrolik litotripsi sistemleri

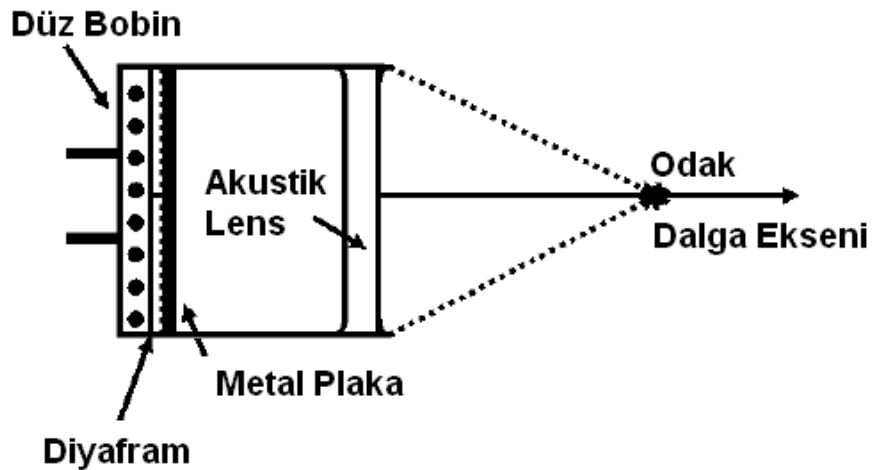
Elektrohidrolik litotripsi sistemlerinde şok dalgası suyun içerisinde aralarında 1-2 mm açıklık bulunan bir elektrotun uçları arasında bir elektrik arkı oluşturularak sağlanır. Arkın oluşumu ise yüksek voltaj kaynağı yardımıyla doldurulan bir yüksek voltaj kapasitörün bir anda elektrot üzerinden boşaltılmasıyla sağlanır. Oluşturulan bu noktasal şok dalgası temel olarak yarım bir elipsoid şeklinde reflektörün birincil odak noktasında konumlandırılmıştır. Elipsoid genelde ses dalgasını yansıtma etkisi yüksek olan, aynı zamanda suyun aşındırıcı etkisine dayanıklı pirinç veya paslanma çelik malzemelerden üretilmektedir. Elipsoidin dış kısmına su yastığı denilen yarım balon şeklinde esnek kauçuk benzeri bir maddeyle su sızdırmayacak şekilde kapatılır. Elipsoidin içi suyla doldurulur ve ikincil odak noktası (F2) hastanın taşının orta noktasına gelecek şekilde hasta konumlandırılır. (Şekil 2.9) Hasta ile teması su yastığı yaptığı için şok dalgasının aradaki bu geçiş noktasında kayba uğramaması için su yastığı üzerine iletken jel sürülür ve arada hava kabarcığı kalmamasına sağlanır. Bu tip sistemlerde elektrotlar yüksek gerilim arkı nedeniyle ısıdan ve erozyondan dolayı çok kısa sürede aşındığı için düzenli olarak değiştirilmesi gerekir.[40]



Şekil 2.9 Elektrohidrolik litotripsi sistemi

2.2.2.2 Elektromanyetik litotripsi sistemleri

Elektromanyetik litotripsi sistemleri yine yüksek voltajla şarj edilen kapasitör bu kez düz bir şekilde sarılmış bobinin önüne yerleştirilmiş üzerinde ince metal bir plaka bulunan diyafram ve dalgayı odaklayan **akustik lensten** oluşmaktadır. Manyetik bobinin uçlarına uygulanan ani yüksek gerilim sayesinde bobin önündeki metal plakayı ani bir darbeyle iter. Bu darbe sayesinde su içerisinde düzlemsel bir şok dalgası oluşur. Bu düzlemsel basınç dalgası akustik lens sayesinde tek bir noktaya odaklanır.(Şekil 2.10) Hasta ile temas yine su yastığıyla sağlanır. Bu tip sistemlerde yüksek gerilimden dolayı manyetik bobin zamanla özelliğini kaybettiği için değiştirilmesi gerekmektedir. Buna rağmen hasta başına düşen maliyet diğer sistemlere nazaran çok daha azdır. [41]

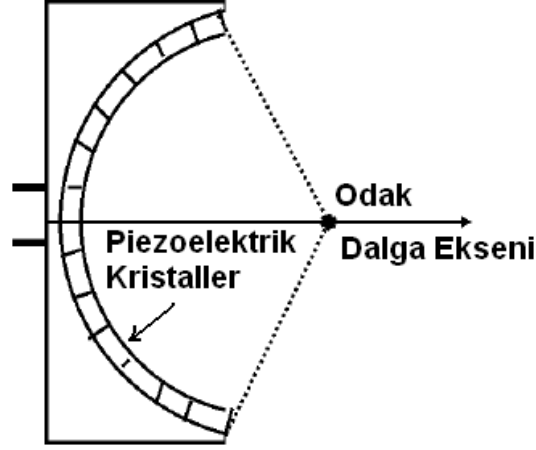


Şekil 2.10 Elektromanyetik litotripsi sistemi

2.2.2.3 Piezoelektrik litotripsi sistemleri

Piezoelektrik litotripsi sistemler içi yine su dolu yarım bir küre içerisinde yan yana sıralı bir şekilde yerleştirilmiş piezoelektrik kristallerden oluşmuştur. Odak noktasından eşit uzaklıkta olan bu piezoelektrik kristaller üzerine aynı anda yüksek voltaj darbesi uygulandığında kristaller bu elektrik enerjisini anlık basınç dalgasına çevirerek odak noktasına iletirler.(Şekil 2.11) Cihazın türüne göre taşın parçacıklara ayrılması için yüzlerce hatta binlerce kristale ihtiyaç duyulmaktadır. Odak noktasında oluşturulabilecek yüksek basınç piezoelektrik kristallerin kapladığı alandan dolayı fiziksel anlamda kısıtlıdır. Bir diğer sorun ise piezoelektrik

kristallerin ömürlerinin mekanik deformasyon ve yüksek gerilimin oluşturduğu bazı etkenlerden dolayı kısıtlı olmasıdır. [41]



Şekil 2.11 Piezoelektrik litotripsi sistemleri

2.2.3 Üriner sistemde oluşan taşların karakteristik özellikleri

ESWL yönteminin etkin olabilmesi, aynı zamanda hedeflenen taşın karakteristik özelliğine de bağlıdır. Taşın kırılabilirliği birçok faktöre bağlıdır. Bunlar; kimyasal yapısı, şekli, büyüklüğü, kristal yapısı, kütle yoğunluğu, mikro yüzeysel yapısı, kırılmaya karşı direnci ve elastikiyeti gibi etkenlerdir.[42,43]

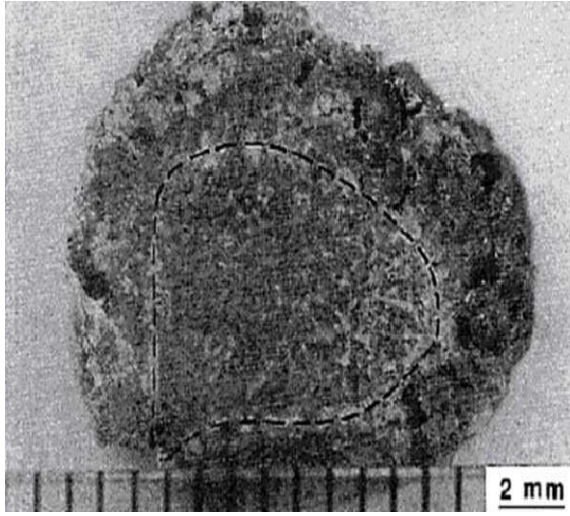
Farklı karakteristiklere sahip üriner taşların özellikleri bir sonraki alt bölümlerde açıklanmaktadır.

2.2.3.1 Böbrek taşları

Genel olarak kalsiyum oksalattan oluşmaktadırlar. Diğer taşlara göre en sert yapıya sahip üriner taş türüdür.[44] Strüvit taşlar ise magnezyum fosfat ve kalsiyum apatit mineralinden oluşan bir diğer yaygın bulunan taş türüdür. Bu taş türü böbrek dışında vücutta başka yerlerde de bulunabilir. Her iki taş çeşidinin ortak özelliği ise bir dış kabuk ve iç çekirdekten oluşmalarıdır.(Şekil 2.12)

Kuru kalsiyum oksalat taşlarının sertliği 68 ila 85 kg mm² arasında değişmektedir ve bu oran üre içerisinde %50 ye kadar azalabilir. Bunun nedeni ortamın pH

derecesidir. Eğer ortam asidik ise bu durum taşın sertlik değerinde düşüşe neden olur.[46] Yüksek sertliğe sahip taşların kırılması daha zordur. Yapılan bazı çalışmalarda taşın akustik parametreleri incelenmiştir. Bunun sonucunda sesin taş içerisinde yayılma hızının 1500ms^{-1} ile 3000ms^{-1} arasında değiştiği saptanmıştır.[46,47] Son olarak yapılan bir çalışmada ise böbrek taşlarının da piezoelektrik etkiye sahip olduğu görülmüştür. Bu etki taşa stres uygulandığında üzerinde elektriksel bir potansiyel fark oluşması demektir.[48]



a



b

Şekil 2.12 a) Kalsiyum oksalat tan oluşan böbrek taşı (Çizgili alanın içi çekirdek kısmını, dışarı ise kabuk kısmını belirtmektedir), **b)** Farklı boyutlardaki böbrek taşı kesitleri

2.2.3.2 Safrakesesi taşları

Safra taşı oluşum sürecinin anlaşılması son yıllarda epey ilerlemiştir. Kalıtsal faktörler, vücut ağırlığı, safra kesesi hareketi ve beslenmenin safra taşlarının oluşumunda etkisi olduğu gözlemlenmiştir. Safra taşları çok çeşitli boyda, bir kum taşı kadar küçük, bir pingpong topu kadar büyük olabilirler. Safra kesesinde genelde büyük tek bir taş olabileceği gibi pek çok, binlerce daha küçük taş da olabilir.

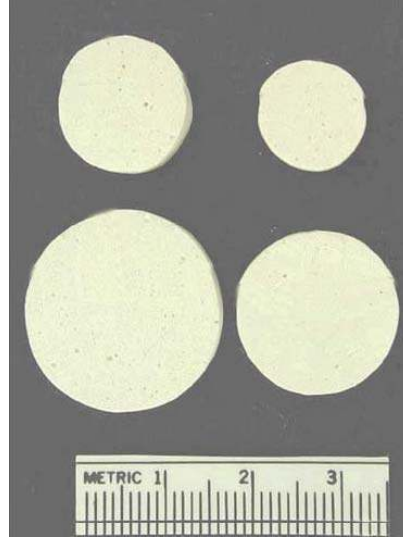
İki farklı çeşit safra taşı oluşumu vardır. Safrada çok fazla kolesterol ve yeterince safra tuzu olmayınca genelde sarı renkli kolesterol taşları oluşur.(Şekil 2.13) Diğer bir tür safra kesesi taşı ise pigment taşlarıdır ve genelde siyah renkte olurlar. Sertlik bakımında böbrek taşlarına nazaran daha az sertliğe sahip olmalarına karşın yapılan çalışmalarda ESWL sistemleri ile böbrek taşlarına nazaran kırılmalarının daha zor olduğu görülmüştür. Buda sertlik derecesinin taşın kırılmasına etki eden tek faktör olmadığını göstermektedir.[49]



Şekil 2.13 Kolesterol kaynaklı oluşan safra kesesi taşları

2.2.4 Test taşları

Test taşlarının; mevcut cihazların kalibre edilmesinde, taşın kırılma prensibinin anlaşılmasında, yeni cihazların ve yöntemlerin geliştirilmesinde önemli bir yeri bulunmaktadır. Test taşları doğal kaynaklı maddelerden yapılmasına rağmen benzer etkiler oluşturabilmesi için komplike üretim aşamalarından geçmesi gerekmektedir. En yaygın kullanılan test taşları alçı ile üretilenlerdir. Maliyetinin ucuz olması, istenilen şeklin verilebilmesi ve akustik özelliklerinin strüvit taşlara benzemesi başlıca kullanım nedenleridir. (Şekil 2.14) Günümüzde yaygın olarak kullanılan bir diğer test taşı çeşidi ise “Begostone” adı verilen, dışçilikte kalıp almak amacıyla kullanılan yine başka bir çeşit alçı türüdür.[45] Bu tür üretilen test taşlarının sertliği en sert böbrek taşı olan kalsiyum oksalat türü taşlar ile aynıdır.



Şekil 2.14 Farklı boyutlarda üretilmiş test taşları

Çizelge 2.3’de bu yapay test taşlarının gerçek taşlarla fiziksel olarak karşılaştırılması incelenebilir. Burada C_L boylamsal ses yayılım hızını, C_T enlemsel ses yayılım hızını ve ρ_s kütle yoğunluğunu ifade etmektedir.

Materyal	C_L (m/sn)	C_T (m/sn)	ρ_s (kg/m ³)
Alçı	2714±0.52	1369±0.15	1274±0.70
Begostone	4400±65	2271±18	2174±29
Strüvit	2798±82	1634±25	1587±68
Kalsiyum Oksalat	4476±41	2247±14	1823±69

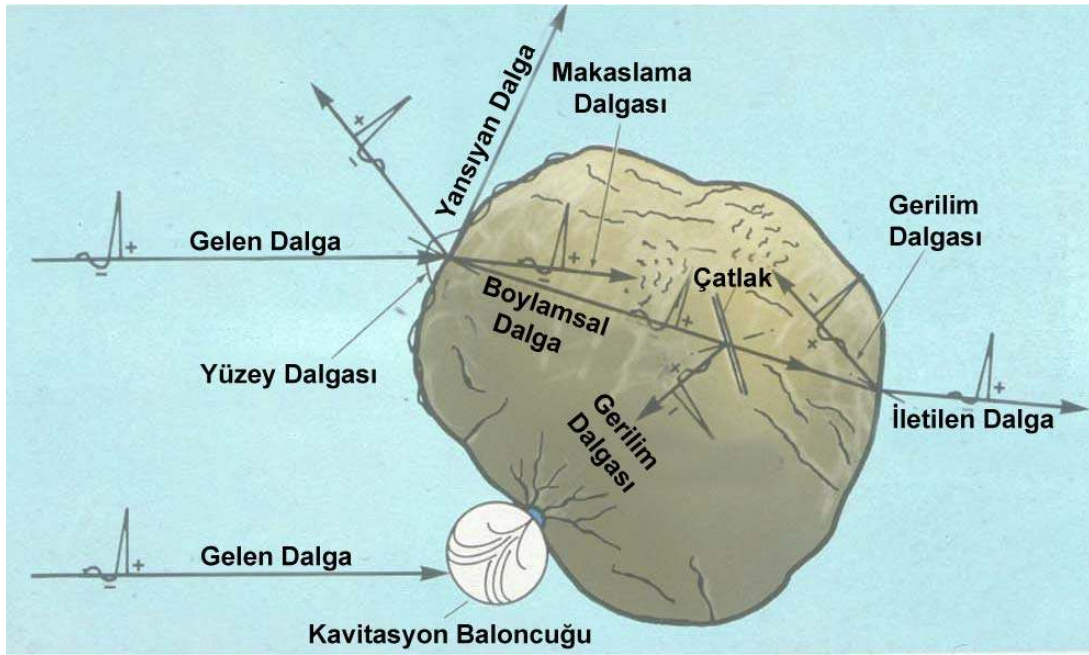
Çizelge 2.3 Test taşı ile doğal böbrek taşlarının fiziksel özelliklerinin karşılaştırılması

2.2.5 Taş kırılmasına etki eden faktörler

Litotripsi teknolojisindeki gelişim sayesinde cihazların verimliliği artarken hastalarda oluşan yan etkiler giderek azalmıştır. Buna karşın taşın parçalanma mekaniği hakkında çok az ortak görüş bulunmaktadır. Günümüzde üretici firmaların önderliğinde yapılan son çalışmalar sayesinde taşın kırılma fiziği ve renal travmalar konusunda gelişme sağlanmıştır. Bu çalışmalar sonucunda taşın kırılmasında dört farklı etkinin önemli rol oynadığı saptanmıştır.

2.2.5.1 Gerilme ve makaslama kuvvetleri (Tensile and Shear Stresses)

Şok dalgası pozitif ve negatif basınç dalgalarından oluşmaktadır ve bu taşın kırılmasına farklı şekillerde etki eder. Pozitif basınç taş üzerinde çok büyük bir gerilim kuvveti oluşturur. Bu kuvvet taş üzerinde bir basınç gradyenti oluşturur. Bu durum genelde odak çapının (blasth-path) taşın boyutundan daha küçük olduğu durumlar için geçerlidir ve bunun sonucu olarak taşın kırıntılar şeklinde parçalanmasına ve erozyona uğramasına neden olur.[25] Düzlemsel dalgaların ilerleme süresi taşın içerisindeki dalganın ilerleme süresinden daha kısa ise dalganın bir kısmı taşa çarptıktan sonra üzerinden çevreye yansır.(Şekil 2.15) Bu etki sonucunda oluşan gerilme ve makaslama kuvvetleri sonucunda taşın kırılması Hopkinson etkisi olarak da adlandırılmaktadır.[50,51]

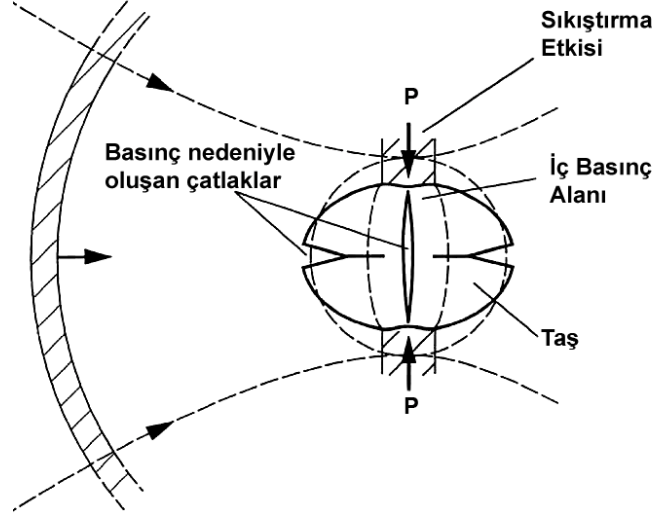


Şekil 2.15 Gerilme, makaslama ve kavitasyon etkilerinin taş üzerinde gösterimi

2.2.5.2 Kavitasyon

Suyla çevrelenmiş taşın etrafındaki mikro çatlaklar çevresinde negatif basınç sonucunda baloncukları oluşur. Bu oluşan baloncuklar kavitasyon etkisiyle mikro çatlakların büyüyerek taşın içlerine doğru ilerlemesine ve dolayısıyla taşın kırılmasına neden olur. Taşın sertliği veya büyüklüğünün odak çapından fazla olması bu etkinin oluşmasına engel değildir. Bu nedenle kavitasyon etkisi taşın

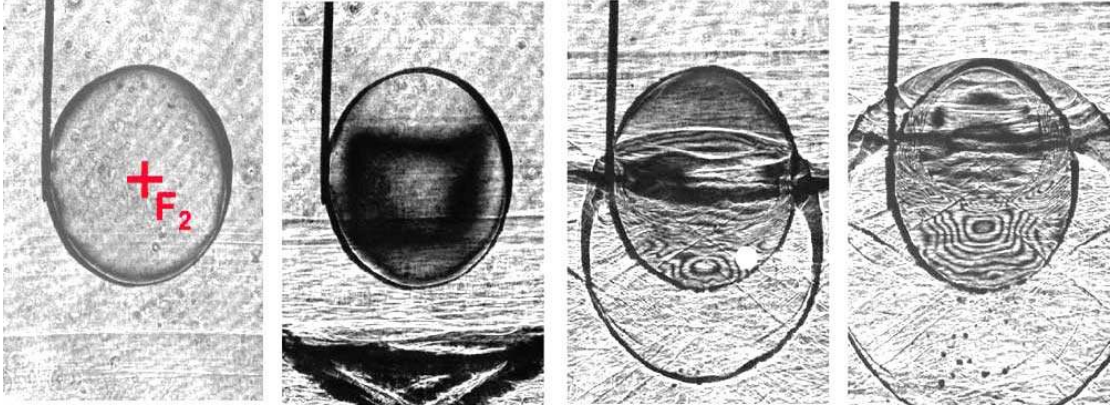
kırılmasında çok büyük bir rol oynamaktadır. Şekil 2.15’de kavitasyonun taşa olan etkisi görülebilir.



Şekil 2.16 Sıkıştırma etkisinin test taşı üzerinde gösterimi

2.2.5.3 Durgun sıkıştırma etkisi (Quasistatic Squeezing)

Test taşları ile yapılan deneyler taşın kırılmasının sadece maksimum şok dalgası basıncına veya dalganın oluşum süresine bağlı olmadığını bunların yanında dalganın enerjisinin de büyük etkisi olduğu görülmüştür. Eisenmenger tarafından gerçekleştirilen çalışmalarda taşın üzerinde pozitif basınçtan kaynaklanan bir sıkıştırma etkisinin olduğu görülmüştür. Bu etkinin oluşabilmesi için odak çapının taşın boyutundan daha büyük olması ve genişliğinin 2 mikro saniyenin altında olması gerekmektedir. Normal koşullarda 2 MPa düzeyindeki bir yüksek basınç kuvvetinin taşı kırabildiği bilindiğinden ortalama 10 MPa ile 30 MPa arasında yüksek basınca sahip bir şok dalgası bu etkiyi oluşturmak için yeterli olacaktır. Sıkıştırma etkisinin taş üzerindeki gösterimi Şekil 2.16’da görülebilir. Test taşları kullanılarak taşın kırılma etkileri birçok deneysel çalışmada incelenmiştir. Bu çalışmaların birinde hızlı fotoğraflama tekniği yardımıyla elde edilen basınç dalgasının yayılımı Şekil 2.17’de görülebilir.[34]



Şekil 2.17 Basınç dalgasının hızlı fotoğraflama tekniği ile gösterimi

2.3 Modelleme Teknikleri

Modelleme bir sistemin, olayın veya sürecin fiziksel, matematiksel veya mantıksal olarak ifade edilmesidir. Bu modelde elde edilen matematiksel ifadeler (adi veya kısmi diferansiyel denklemler) sayısal analiz yöntemleriyle çözülmesine yönelik olarak algoritmalar geliştirilir. Bu algoritmaların bilgisayarda adım adım (iteratif) çözülmesi işlemine simülasyon (benzetim) denir. Simülasyon modele hayat vererek sistemin veya olgunun zaman içerisinde nasıl davrandığını gösterir. Test, analiz veya eğitim amaçlı gerçek hayattaki birçok sistem modellenerek parametre değişikliklerinin etkisi incelenebilir.

Günümüzde bilgisayar teknolojisindeki hızlı gelişme sayesinde artık birçok modelin temelini oluşturan diferansiyel denklemler nümerik yöntemler yardımıyla bilgisayar ortamında hızlı bir şekilde çözülebilmektedir. Diferansiyel denklemleri çözmek için kullanılan yaygın bazı nümerik yöntemler aşağıda sıralanmıştır:

- Sonlu farklar yöntemi (Finite Difference Method, FDM)
- Sonlu elemanlar yöntemi (Finite Element Method, FEM)
- Sonlu hacimler yöntemi (Finite Volume Methode, FVM)

Bu çalışmada bu yöntemler içerisinde en yaygın olan ve kullanımı kolay olan **sonlu farklar metodu** (FDM) temel alınmıştır.

2.3.1 Sonlu farklar metodu (FDM)

Diferansiyel denklemler analitik olarak kolayca çözülebilmesine karşın çoğu fiziksel olay basit bir denklemle ifade edilemez ve sonuç olarak analitik çözüm de bulunamaz. Bu tür denklemlerin çözümünde sayısal yöntemlerle doğru sonuca yaklaştırmalar yapılarak çözüm aranır. Bu kısımda özellikle birden fazla değişkene bağlı denklemlerin, yani kısmi diferansiyel denklemlerin (Partial Differential Equations, PDA) çözümünde sıklıkla kullanılan FDM anlatılacaktır.

Bir fonksiyonun türevi, o fonksiyonun bağımsız değişkeninin çok küçük bir değişimine göre fonksiyonun ne kadar değiştiğinin ifadesidir.

$f(x)$ 'in türevi 2.1'deki gibi yazılabilir.

$$f'(x) = \frac{(f(x + \Delta x) - f(x))}{\Delta x} \quad (2.1)$$

Örneğin $f(x)=x^2$ fonksiyonunun türevi hesaplanırsa $x=2$ noktasındaki türevini $\Delta x=0.1$ adım aralığı için hesaplarsak 2.2'deki sonucu elde ederiz. Analitik çözümde ise 2.3'deki sonucu buluruz.

$$f'(2) = \frac{(f(2 + 0.1) - f(2))}{0.1} = \frac{(4.41 - 4)}{0.1} = 4.1 \quad (2.2)$$

$$f'(x) = 2x \quad (2.3)$$

$$f'(2) = 2 * 2 = 4$$

Yani sayısal çözümde bulunan 4.1 sonucu kesin sonuç olan 4 değerine 0.1 hata ile yakınsamıştır. Δx değerini küçülttükçe hatamız azalacaktır. Kullanılan bu yöntemle ileri farklar adı verilir. Daha doğru bir yaklaşım için merkezi farklar kullanılır.

x noktasındaki türev için bu defa ilerideki nokta haricinde gerideki başka bir noktadan da faydalanılarak 2.4'deki gibi yazılabilir. Yine $f(x)=x^2$ fonksiyonunun $x=2$ noktasındaki türevini 2.5'de incelersek, bulduğumuz sonuç burada analitik çözümle aynıdır. Merkezi farklarda doğruluk Δx^2 ile orantılıdır. İleri farklarda ise Δx

ile orantılıdır. Yani $\Delta x=0.1$ alındığında ileri fark sonucu $f'(x)\pm 0.1$ iken merkez farkta $f'(x)\pm 0.01$ olur.

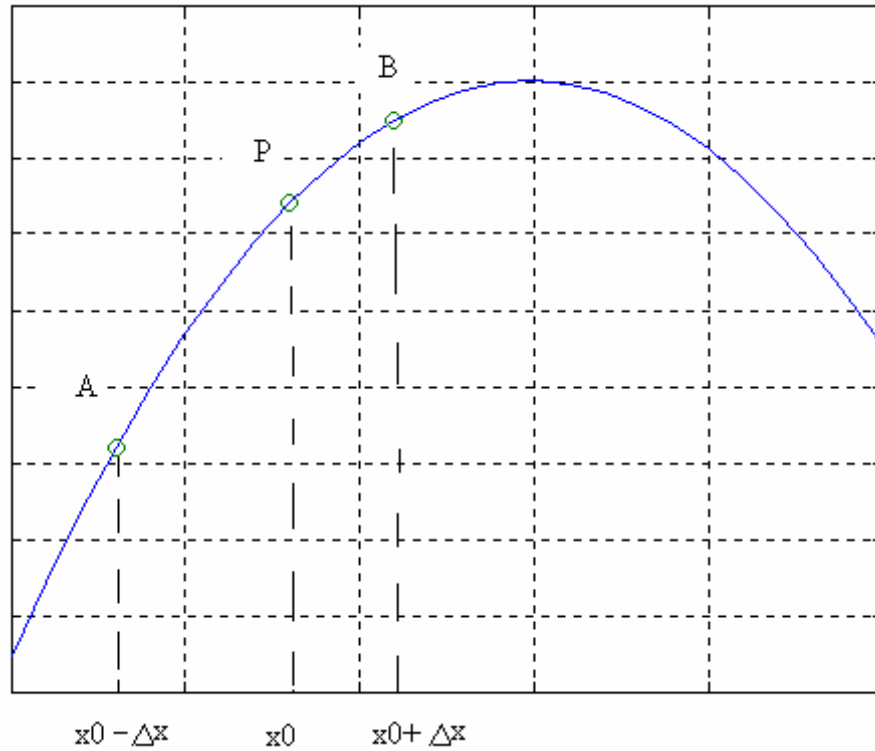
$$f'(x) = \frac{(f(x + \Delta x)) - (f(x - \Delta x))}{2\Delta x} \quad (2.4)$$

$$f'(2) = \frac{(f(2.1) - f(1.9))}{0.2} = \frac{4.41 - 3.61}{0.2} = 4 \quad (2.5)$$

Eğer fonksiyonumuz birden fazla değişkene bağlıysa denklemimiz Kısmi Diferansiyel Denklem (Partial Differential Equation) olarak adlandırılır. Bu tür denklemlerin çözümünde her değişken için 1. türevlerde 2.4 yazılırsa, örneğin iki değişkene bağlı bir fonksiyon için 2.6'daki gibi yazılabilir. Burada $\Delta x = \Delta y = h$ alınırsa sonuç 2.7 denklemindeki gibi yazılır.

$$f'(x, y) = \frac{(f(x + \Delta x, y)) - (f(x - \Delta x, y))}{2\Delta x} + \frac{(f(x, y + \Delta y)) - (f(x, y - \Delta y))}{2\Delta y} \quad (2.6)$$

$$f'(x, y) = \frac{(f(x + h, y) - f(x - h, y)) + (f(x, y + h) - f(x, y - h))}{2h} \quad (2.7)$$



Şekil 2.18 $f(x)$ fonksiyonu

Taylor serisi açılımı bize belirli bir andaki değeri ve o andaki türevlerinin değeri bilinen bir fonksiyonun istenilen tüm anlardaki değerini belirleyebileceğimizi söyler. 2.8 denkleminde ifade edilen terimler ilerledikçe h'nin kuvveti arttığı için 2'den sonraki türevleri göz ardı etmemiz bize h'a ikinci dereceden bağlı bir hassasiyet sağlar. Burada 2.9'daki denklem gibi yazmamız bize yeterli hassasiyeti verecektir.

$$f(x+h) = f(x) + f'(x)\frac{h}{1!} + f''(x)\frac{h^2}{2!} + f'''(x)\frac{h^3}{3!} + \dots \quad (2.8)$$

$$f(x+h) = f(x) + f'(x)\frac{h}{1!} + f''(x)\frac{h^2}{2!} + O(h^2) \quad (2.9)$$

Buradan $f''(x)$ terimi çekilirse 2.10 denklemini şeklinde yazabiliriz. Türevin bulunacağı bölge h aralıklı noktalara bölündüğünde 2.10 denklemini programlamada kolaylık sağlayacak şekilde 2.11'deki gibi yazabiliriz.

$$f''(x) = -\frac{2f(x) + f(x+h) + f(x-h)}{h^2} + O(h^2) \quad (2.10)$$

$$f''(i) = \frac{-2f(i) + f(i+1) + f(i-1)}{h^2} \quad (2.11)$$

Bu ifadeyi iki değişkenli bir fonksiyon için 2.11 denklemini genişletirsek 2.12 formülünü elde ederiz. Uygulamaların çoğunda 2 boyutlu sistemler incelendiğinde 2.12 denklemini çokça kullanılır ve bu notasyona 5 noktalı yıldız şablonu (five point star) adı verilir.

$$f''(i,j) = \frac{-4f(i,j) + f(i+1,j) + f(i-1,j) + f(i,j+1) + f(i,j-1)}{h^2} \quad (2.12)$$

Sonlu farklar çözümü temel olarak 3 adım içerir.

1. Düğümlerden oluşan ızgara şeklinde bir çözüm bölgesinin oluşturulması,
2. Diferansiyel denklemin, çözüm bölgesindeki herhangi bir noktadaki değerinin, komşu noktalardaki değerlere bağlı olarak değişen bir sonlu farklar denklemine dönüştürülmesi,

3. Önceden bilinen sınır şartları ve/veya başlangıç koşullarına bağlı olarak fark denklemlerinin çözülmesidir. [53]

Bu bilgileri kullanarak Şekil 2.18 deki P noktasının değerini bulabilmek için 2.4'daki denklemi kullanabiliriz.

Bağımsız değişken olarak konuma (x) ve zaman (t) söz konusu olan fonksiyonlarda, $f(x,t)$, türev ifadesinin değerlendirilmesinde sonlu farklar yöntemi ile çözüm bulmak için, x-t düzlemi üzerindeki çözüm bölgesi yüzeyi, Δx ve Δt şeklinde, eşit biçimde dikdörtgenlere bölünür.

$$x = i \cdot \Delta x \quad i = 0, 1, 2, \dots \quad (2.13)$$

$$t = j \cdot \Delta t \quad j = 0, 1, 2, \dots \quad (2.14)$$

P noktasında f 'in değeri,

$$f_p = f(x, t) = f(i\Delta x, j\Delta t) = f(i, j) \quad (2.15)$$

Bu ifade ile merkezi farklar yaklaşımı kullanılarak (i,j)'inci düğümdeki f 'nin türevleri bulunabilir.

$$f_{x|i,j} \approx \frac{f(i+1, j) - f(i-1, j)}{2\Delta x} \quad \text{ve} \quad f_{t|i,j} \approx \frac{f(i, j+1) - f(i, j-1)}{2\Delta t} \quad (2.16)$$

$$f_{xx|i,j} \approx \frac{f(i+1, j) - 2f(i, j) + f(i-1, j)}{(\Delta x)^2} \quad (2.17)$$

$$f_{tt|i,j} \approx \frac{f(i, j+1) - 2f(i, j) + f(i, j-1)}{(\Delta t)^2}$$

2.3.2 Zamanda sonlu farklar yöntemi (FDTD)

Zamanda sonlu farklar yöntemi (FDTD) günümüzde kullanılan en yaygın modelleme tekniklerinden birisidir. Gerek tekniği anlama bakımından gerekse geliştirilen yazılımın entegrasyonu bakımından oldukça kolay bir yöntemdir.

Zamana bağılı bir model olduğu için çözüm kümesi tek bir simülasyonda çok geniş bir frekans alanını kapsayabilmektedir. FDTD yönteminin temelinde modellenen ortamı ızgara şeklinde parçalara ayırarak, her bir ızgara parçacığının zaman içerisindeki diferansiyel denklemlerinin hesaplanmasına dayanır.

FDTD metodu ilk olarak 1966 yılında Kane Yee tarafından elektromanyetik problemlerin çözümünde kullanılmıştır. Yöntem gerçek adını ise 1980 yılında Allen Taflov tarafından yayınlanan “Elektromanyetik Uyumluluk” adlı makalesinde belirtilmiştir. FDTD metodu, Maxwell denklemlerine ait zamana bağılı rotasyonel denklemleri merkezi sonlu farklar açılımı kullanarak ayırıştırıp, doğrudan zaman uzayı çözümü elde etmeyi sağlamaktadır.[52] Modelleme yapılırken problem uzayı x ve y eksenini boyunca boyutları $(\Delta x) \times (\Delta y)$ olan $N_x \times N_y$ adet birim Yee hücresine bölünür. Courant şartına [1] uygun bir zaman adımı ile enine elektrik (TE) ve enine manyetik (TM) moduna ait denklemler iteratif olarak çözülürken elektrik ve manyetik alan bileşenleri hesaplanır.

1990 yılından bu yana FDTD yöntemi farklı bilim dallarınca matematiksel modellemede ve birçok mühendislik probleminin çözülmesinde yaygın olarak kullanılmaktadır.

Bu çalışmada şok dalgasının gerçek zamanlı modellenmesi amacıyla “Finite Difference Time Domain” metodu kullanılmıştır. Yöntemin en büyük avantajları;

- Zamana bağılı değişkenlerin analizinin yapılabilmesi
- Ortam özelliklerinin her hücre için farklı tanımlanabilmesi
- Anlaması kolay bir teknik olması

Yöntemin dezavantajı ise;

- Simülasyonu yapılacak alanın ızgara parçacıklarına (grid) bölünmesi
- Hücreler arasındaki mesafenin amaca uygun seçilmesi
- Zaman aralığının amaca uygun seçilmesi

Modellemede kullanılan akustik dalgalar, karakteristik olarak elektromanyetik dalgaların modellenmesine büyük benzerlik göstermektedir. Bu nedenle altbölümlerde FDTD yöntemi elektromanyetik dalgalar üzerinden örneklenerek

detaylı bir şekilde anlatılacaktır. Bölüm 3.4’de ise FDTD yönteminin akustik dalgalar uyarlanması anlatılacaktır.

2.3.2.1 FDTD ile serbest uzayın bir boyutlu modeli

Serbest uzayda zamana bağlı Maxwell ‘in curl denklemleri 2.18’deki gibi yazılır.

$$\frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} = \frac{1}{\epsilon_0} \nabla \times \mathbf{H} \quad (2.18)$$

$$\frac{\partial \vec{\mathbf{H}}}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \mathbf{E} \quad (2.19)$$

$\mathbf{E}$ ve $\mathbf{H}$ üç boyutlu vektörlerdir (Bu çalışmada vektörler koyu harflerle gösterilecektir). 2.18 ve 2.19 denklemleri E_x ve H_y ’nin kullanıldığı bir boyutlu durum için 2.20 ve 2.20 denklemleri şekilde düzenlenebilir.

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = -\frac{1}{\epsilon_0} \frac{\partial H_y}{\partial z} \quad (2.20)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = -\frac{1}{\mu_0} \frac{\partial E_x}{\partial z} \quad (2.21)$$

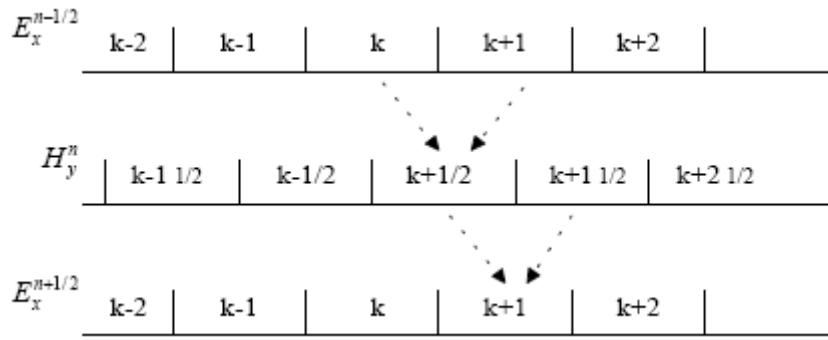
Bu denklemler, elektrik alanı x, manyetik alanı y doğrultusunda yönlendirilmiş ve z yönünde ilerleyen bir düzlemsel dalganın denklemleridir. Geçici ve uzaysal türevlerin her ikisi ile beraber merkezi farklar yaklaşımı kullanılarak 2.22 ve 2.23 denklemleri elde edilir.

$$\frac{E_x^{n+1/2}(k) - E_x^{n-1/2}(k)}{\Delta t} = -\frac{1}{\epsilon_0} \frac{H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)}{\Delta x} \quad (2.22)$$

$$\frac{H_y^{n+1}(k+1/2) - H_y^n(k+1/2)}{\Delta t} = -\frac{1}{\mu_0} \frac{E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)}{\Delta x} \quad (2.23)$$

Burada n zamanı belirtir ve $t = \Delta t \cdot n$ şeklinde ifade edilir. Simülasyonda gerekli kod yazılımı için her şeyin ayrıştırılması zorunludur. n+1 terimi bir sonraki zaman adımını ifade eder. Parantezdeki terimler mesafeyi gösterir. k mesafeyi belirtir ve

$z=\Delta x \cdot k$ 'dır. (Dalga z yönünde ilerlediği için, artan adım sayılarında Δz in kullanımının daha fazla duyarlılık sağladığı görülebilir. Bununla birlikte uzaysal artışlarda genel olarak Δx kullanılır ve burada da Δx kullanılmıştır). 2.22 ve 2.23 denklemleri **E** ve **H** alanlarının mesafeyle ve zamana bağlı olarak birbirinden ayrıldığını farz eder. **E** alan değerleri arasına yerleştirilmiş olarak kabul edilen **H** alan değerlerini göstermek için $k+1/2$ ve $k-1/2$ ifadeleri kullanılır. Bu Şekil 2.19'da gösterilmektedir. Benzer olarak $n+1/2$ ve $n-1/2$ ifadeleri de sırasıyla n 'den önceki ve n 'den sonraki değerleri göstermektedir. 2.22 ve 2.23 denklemleri iterasyonla oluşturulan bir algoritmayla yeniden düzenlenebilir.



Şekil 2.19 FDTD formülasyonunda E ve H alanların zaman ve konumda ayrışmaları

$$E_x^{n+1/2}(k) = E_x^{n-1/2}(k) - \frac{\Delta t}{\varepsilon_0 \cdot \Delta x} [H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)] \quad (2.24)$$

$$H_y^{n+1}(k+1/2) = H_y^n(k+1/2) - \frac{\Delta t}{\mu_0 \cdot \Delta x} [E_x^{n+1/2}(k+1) - E_x^{n+1/2}(k)] \quad (2.25)$$

Dikkat edilmelidir ki, hesaplamalar zaman ve mesafe olarak birbirinden ayrılmıştır. Örneğin 2.20'de E_x 'in yeni değeri, önceki E_x değerinden ve H_y 'nin son değerlerinden hesaplanır. Bu, zamanda sonlu farklar metodunun temel paradigmasıdır (Umashankar ve Taflove, 1993). 2.24 ve 2.25 denklemleri birbirine çok benzerdir fakat buradaki fark ε_0 ve μ_0 'ın genlik değerinde oluşturduğu farktır, dolayısıyla E_x ve H_y genlik yönünden farklı olacaktır. Bundan aşağıdaki değişiklik yapılarak kaçınılır.[54]

$$\tilde{E} = \sqrt{\frac{\epsilon_0}{\mu_0}} \vec{E} \quad (2.26)$$

Burada $\tilde{E}$ normalize elektrik alan değeridir.

$$\tilde{E}_x^{n+1/2}(k) = \tilde{E}_x^{n-1/2}(k) - \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \frac{\Delta t}{\Delta x} [H_y^n(k+1/2) - H_y^n(k-1/2)] \quad (2.27)$$

$$H_y^{n+1}(k+1/2) = H_y^n(k+1/2) - \frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \frac{\Delta t}{\Delta x} [\tilde{E}_x^{n+1/2}(k+1) - \tilde{E}_x^{n+1/2}(k)] \quad (2.28)$$

Hücre boyutu Δx seçildiğinde, zaman adımı Δt hesaplanabilir.

$$\Delta t = \frac{\Delta x}{2 \cdot c_0} \quad (2.29)$$

Burada c_0 serbest uzayda ışığın hızıdır. Buna bağlı olarak c_0 2.30'daki şekilde hesaplanır.

$$\frac{1}{\sqrt{\epsilon_0 \mu_0}} \frac{\Delta t}{\Delta x} = c_0 \cdot \frac{\Delta x / 2 \cdot c_0}{\Delta x} = 1/2 \quad (2.30)$$

2.3.2.2 FDTD metodu ve kararlılık

Zaman adımının nasıl hesaplandığı çok önemli bir kavramdır. Yayımda gerekli olan hücre mesafesi için minimum $\Delta t = \Delta x / c_0$ zamanı gerekir. Eğer iki boyutlu simülasyon yapılıyorsa çift yönde yayılıma izin verilmesi zorunludur. Bu durumda gereken zaman $\Delta t = \frac{\Delta x}{\sqrt{2}c_0}$ şeklindedir. 3 boyutlu simülasyon için de $\Delta t = \frac{\Delta x}{\sqrt{3}c_0}$ olacaktır. İyi bilinen “Courant Şartı” ile bu ifade edilebilir.(2.31) Burada n simülasyon boyutudur.

$$\Delta t \leq \frac{\Delta x}{\sqrt{n}c_0} \quad (2.31)$$

2.3.2.3 Yee' nin sonlu farklar algoritması

1966' da Kane Yee $\rho=0$ ve $\sigma=0$ olan kayıpsız malzemelerde zamana bağlı Maxwell'in curl denklemleri için bir sonlu farklar denklem grubu oluşturdu.[1] Yee'nin geliştirdiği algoritma bir dalga denklemiyle elektrik alanın ve manyetik alanın tek başına çözümünden ziyade, Maxwell'in curl denklemleri kullanılarak zaman ve mesafeye bağlı şekilde elektrik ve manyetik alanın her ikisini de çözer. **E** ve **H** bilgisinin her ikisinin de kullanılarak çözüm yapılması, çözümü daha kuvvetli kılar. Elektrik ve manyetik alanın her ikisinin de mevcut veya elde edilebilir olduğu durumda kenar ve köşelere yakın teğetsel manyetik alan özellikleri, ince tellerin yakınındaki manyetik alan özellikleri, kenarlarda ve ince teller yakınındaki elektriksel alan değerleri gibi herhangi bir alan bilgisi tek başına modellenenebilir. Sonuç olarak Yee algoritması, eşzamanlı olarak, Maxwell denklemlerinin makroskobik integral formu ve diferansiyel formunun simülasyonunu sağlar.[1]

İzotropik bir ortamda Maxwell denklemleri 2.32 ve 2.33 gibi yazılabilir.[1]

$$\nabla \times \mathbf{E} = -\mu \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} \quad (2.32)$$

$$\nabla \times \mathbf{H} = \sigma \mathbf{E} + \varepsilon \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} \quad (2.33)$$

2.32 ve 2.33 denklemlerindeki vektör, kartezyen koordinat sisteminde belirtilen, altı tane skaler denklemden oluşan bir sistemi ifade eder.

$$\frac{\partial H_x}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_y}{\partial z} - \frac{\partial E_z}{\partial y} \right) \quad (2.34)$$

$$\frac{\partial H_y}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_z}{\partial x} - \frac{\partial E_x}{\partial z} \right) \quad (2.35)$$

$$\frac{\partial H_z}{\partial t} = \frac{1}{\mu} \left(\frac{\partial E_x}{\partial y} - \frac{\partial E_y}{\partial x} \right) \quad (2.36)$$

$$\frac{\partial E_x}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_z}{\partial y} - \frac{\partial H_y}{\partial z} - \sigma E_x \right) \quad (2.37)$$

$$\frac{\partial E_y}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_x}{\partial z} - \frac{\partial H_z}{\partial x} - \sigma E_y \right) \quad (2.38)$$

$$\frac{\partial E_z}{\partial t} = \frac{1}{\varepsilon} \left(\frac{\partial H_y}{\partial x} - \frac{\partial H_x}{\partial y} - \sigma E_z \right) \quad (2.39)$$

Yee'nin notasyonunu takip edersek, çözüm bölgesindeki bir ızgara noktasını 2.34 şeklinde ve mesafe ile zamanın fonksiyonunu 2.35'deki gibi tanımlayabiliriz.

$$(i, j, k) = (i\Delta x, j\Delta y, k\Delta z) \quad (2.40)$$

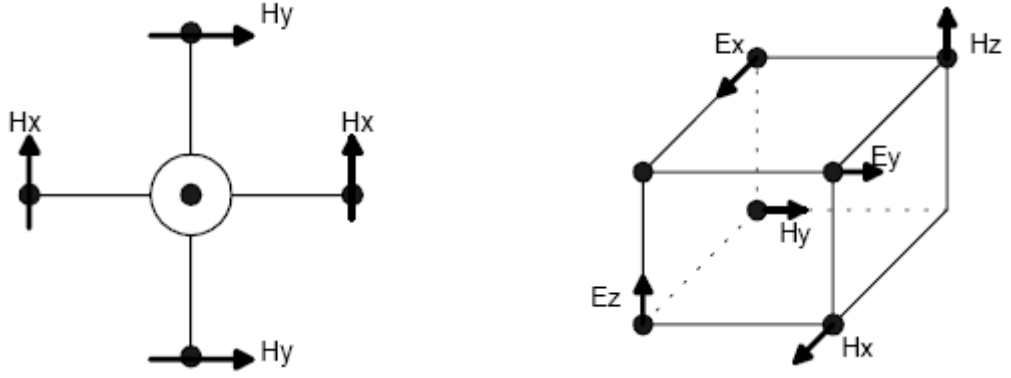
$$F^n(i, j, k) = F(i\delta, j\delta, k\delta, n\Delta t) \quad (2.41)$$

Burada i, j, k ve n tamsayı olmak üzere $\delta = \Delta x = \Delta y = \Delta z$ mesafedeki artışı ve Δt zamandaki artışı ifade eder. Uzay ve zaman türevleri için merkezi farklar yaklaşımı kullanılarak 2.42 ve 2.43 denklemlerini yazılabilir.

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial x} = \frac{F^n(i+1/2, j, k) - F^n(i-1/2, j, k)}{\delta} + O(\delta^2) \quad (2.42)$$

$$\frac{\partial F^n(i, j, k)}{\partial t} = \frac{F^{n+1/2}(i, j, k) - F^{n-1/2}(i, j, k)}{\Delta t} + O(\Delta t^2) \quad (2.43)$$

2.34-2.39 uzaysal türev denklemlerinin tümüne 2.42 denklemi uygulandığında, Şekil 2.20'de gösterildiği gibi örgünün bir birim hücresinde, **E** ve **H** alan bileşenleri pozisyonlanır.



Şekil 2.20 Yee örgüsünün bir birim hücresinde alan bileşenlerinin pozisyonları

Bu denklemlere bağlı olarak 2.34-2.39 arasındaki denklemler sonlu farklar yaklaşımı şeklinde 2.42 ve 2.43 denklemleri şeklinde ifade edilir.[1,55]

$$\begin{aligned}
 H_x^{n+1/2}(i, j+1/2, k+1/2) &= H_x^{n-1/2}(i, j+1/2, k+1/2) \\
 &+ \frac{\delta t}{\mu(i, j+1/2, k+1/2)\delta} [E_y^n(i, j+1/2, k+1) - E_y^n(i, j+1/2, k) \\
 &+ E_z^n(i, j, k+1/2) - E_z^n(i, j+1, k+1/2)]
 \end{aligned} \quad (2.44)$$

$$\begin{aligned}
 H_y^{n+1/2}(i+1/2, j, k+1/2) &= H_y^{n-1/2}(i+1/2, j, k+1/2) \\
 &+ \frac{\delta t}{\mu(i+1/2, j, k+1/2)\delta} [E_z^n(i+1, j, k+1/2) - E_z^n(i, j, k+1/2) \\
 &+ E_x^n(i+1/2, j, k) - E_x^n(i+1/2, j, k+1)]
 \end{aligned} \quad (2.45)$$

$$\begin{aligned}
 H_z^{n+1/2}(i+1/2, j+1/2, k) &= H_z^{n-1/2}(i+1/2, j+1/2, k) \\
 &+ \frac{\delta t}{\mu(i+1/2, j+1/2, k)\delta} [E_x^n(i+1/2, j+1, k) - E_x^n(i+1/2, j, k) \\
 &+ E_y^n(i, j+1/2, k) - E_y^n(i+1, j+1/2, k)]
 \end{aligned} \quad (2.46)$$

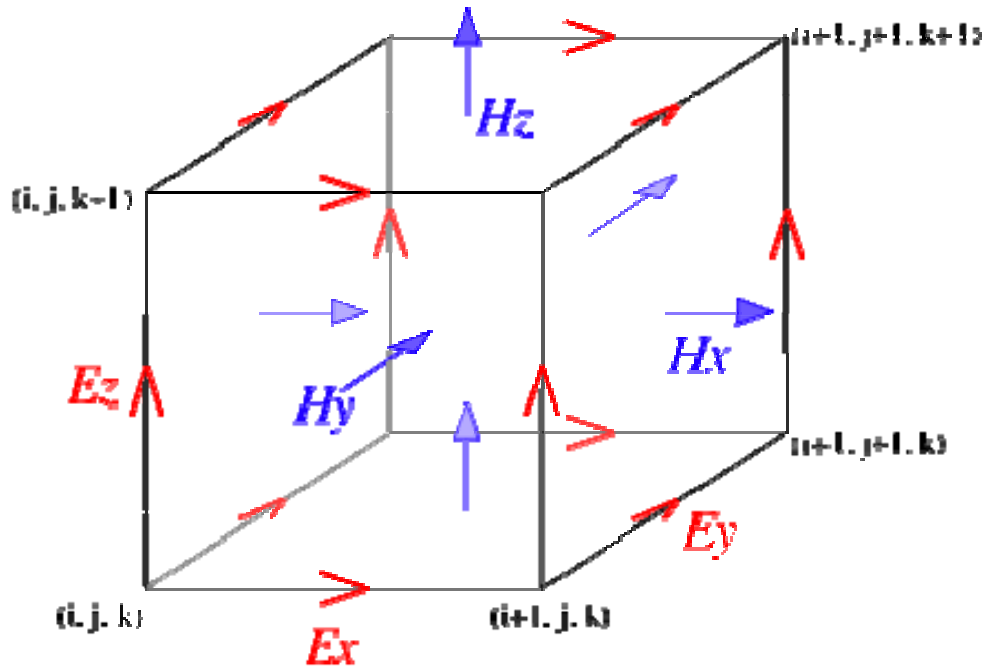
$$\begin{aligned}
 E_x^{n+1}(i+1/2, j, k) &= \left(1 - \frac{\sigma(i+1/2, j, k)\delta t}{\varepsilon(i+1/2, j, k)}\right) E_x^n(i+1/2, j, k) \\
 &+ \frac{\delta t}{\varepsilon(i+1/2, j, k)\delta} [H_z^{n+1/2}(i+1/2, j+1/2, k) - H_z^{n+1/2}(i+1/2, j-1/2, k) \\
 &+ H_y^{n+1/2}(i+1/2, j, k-1/2) - H_y^{n+1/2}(i+1/2, j, k+1/2)]
 \end{aligned} \quad (2.47)$$

$$E_y^{n+1}(i, j+1/2, k) = \left(1 - \frac{\sigma(i, j+1/2, k)\delta t}{\varepsilon(i, j+1/2, k)}\right) E_y^n(i, j+1/2, k) \quad (2.48)$$

$$+ \frac{\delta t}{\varepsilon(i, j+1/2, k)\delta} [H_x^{n+1/2}(i, j+1/2, k+1/2) - H_x^{n+1/2}(i, j+1/2, k-1/2) \\ + H_z^{n+1/2}(i-1/2, j+1/2, k) - H_z^{n+1/2}(i+1/2, j+1/2, k)]$$

$$E_z^{n+1}(i, j, k+1/2) = \left(1 - \frac{\sigma(i, j, k+1/2)\delta t}{\varepsilon(i, j, k+1/2)}\right) E_z^n(i, j, k+1/2) \quad (2.49)$$

$$+ \frac{\delta t}{\varepsilon(i, j, k+1/2)\delta} [H_y^{n+1/2}(i+1/2, j, k+1/2) - H_y^{n+1/2}(i-1/2, j, k+1/2) \\ + H_x^{n+1/2}(i, j-1/2, k+1/2) - H_x^{n+1/2}(i, j+1/2, k+1/2)]$$



Şekil 2.21 Üç boyutlu Yee birim hücresi

Şekil 2.21'de verilen Yee birim hücresi incelendiğinde FDTD yapısı için şu noktaların altını çizmek önemlidir.

1. Her hücrede 3 elektrik alan ve 3 manyetik alan bileşeni vardır; hücre numarası (i,j,k) olarak ifade edilmektedir.
2. (i,j,k) hücresinde, örneğin elektrik alanın x bileşeni $E_x(i,j,k)$ ve manyetik alanın y bileşeni $H_y(i,j,k)$ aynı indislerle belirtilmelerine karşın hücre içerisindeki konumları farklıdır. Elektrik alan bileşenleri hücrenin soldaki üç kenarın ortalarında, manyetik alan bileşenleri ise yine soldaki üç yüzey ortalarında tanımlıdır.
3. Hücre içerisinde farklı konumda olmalarının yanı sıra elektrik ve manyetik alan bileşenleri arasında zamanda da $\Delta t/2$ kadar fark vardır. Yani $t=0, \Delta t, 2\Delta t, \dots$ anlarında elektrik alan bileşenleri hesaplanırken $t=\Delta t/2, 3\Delta t/2$ anlarında manyetik alan bileşeni hesaplanır.

FDTD uzayında herhangi bir noktada alan bileşenleri komşu noktalardaki bileşenlerin aritmetik ortalaması ile bulunur. Örneğin (i,j,k) hücresinin merkezindeki E_z' i bulmak için 2.50'deki denklem kullanılmaktadır.

$$E_z' = \frac{E_z(i, j, k) + E_z(i+1, j, k) + E_z(i, j+1, k) + E_z(i+1, j+1, k)}{4} \quad (2.50)$$

4. FDTD hacmi içerisindeki yüz binlerce hücrede, zaman iterasyonu boyunca (V/m) olarak elektrik alan ve (A/m) olarak manyetik alan değerleri hesaplanmaktadır. Herhangi bir noktada istenilen alan bileşenleri biriktirilerek $E(t)$ ve $H(t)$ zaman değişimi elde edilebilir. Bu sayede yapının hem geçici hem de sürekli zaman davranışı gözlenebilmektedir. Zaman davranışından da Fourier dönüşümü ile $E(f)$ ve/veya $H(f)$ frekans davranışı çıkabilir.
5. FDTD hacmi içinde kaynak uygulama problemi oldukça kolay bir şekilde çözümlenebilmektedir. Modellenen yapıya ve gerçekleştirilmek istenen analize bağımlı olarak kaynağın farklı noktalara ve farklı şekilde uygulanması gerekebilir. Kaynak tek bir

noktada tek bir bileşene uygulanabileceği gibi, birden fazla noktada ve/veya birkaç bileşene de uygulanabilir.

6. FDTD hacmi içerisindeki tüm hücrelerde elektrik ve manyetik alan bileşenleri hesaplandığı için, yapının herhangi bir noktasındaki gerilim ve akım değerlerini hesaplamak mümkündür. Genel olarak x_1 ve x_2 olarak tanımlanan iki nokta arasında t anındaki potansiyel farkı, iki noktayı birleştiren doğru üzerindeki elektrik alanın integrali alınarak bulunabilir. Sayısal olarak ise, herhangi bir (i,j,k) hücresindeki gerilim ve akım Gauss ve Amper yasasından elde edilir. Örneğin V_z ve I_z , 2.51 ve 2.52'deki gibi elde edilebilir.

$$V_z(i, j, k) = -E_z(i, j, k) \times \Delta z \quad (2.51)$$

$$I_z(i, j, k) = [H_x(i, j-1, k) - H_x(i, j, k)] \times \Delta x + [H_y(i, j, k) - H_y(i-1, j, k)] \times \Delta y \quad (2.52)$$

Bu denklem ve algoritmalara bağlı olarak, 2.27 ve 2.28 denklemleri bilgisayar koduna 2.53 ve 2.54'deki gibi dönüştürülür.

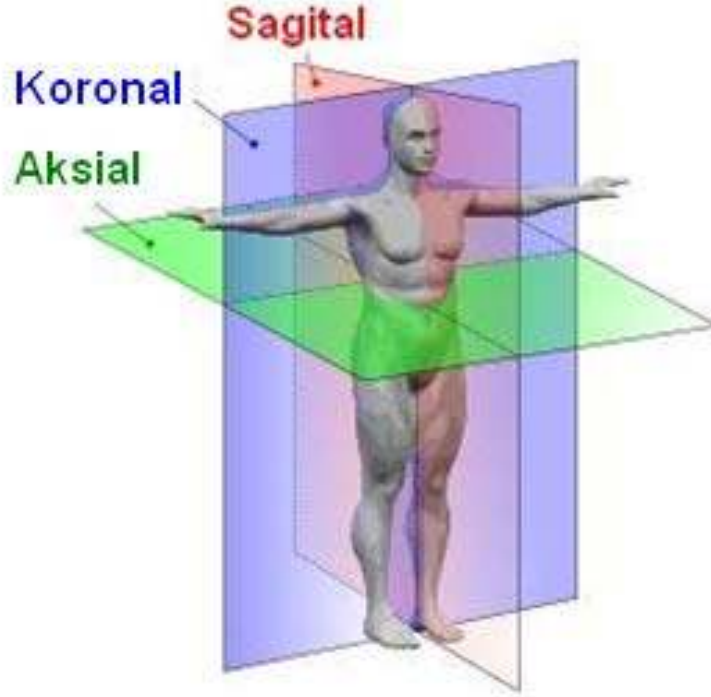
$$E_x(k) = E_x(k) + 0.5 * (H_y(k-1) - H_y(k)) \quad (2.53)$$

$$H_y(k) = H_y(k) + 0.5 * (E_x(k) - E_x(k+1)) \quad (2.54)$$

Burada n , $(n+1/2)$ ve $(n-1/2)$ ifadeleri bulunmadığına dikkat edilmelidir. FDTD metotta zaman, ima edilir. 2.53 denkleminde eşitliğin sağ tarafındaki E_x değeri, $n-1/2$ de ki önceki E_x değerini, sol taraftaki E_x değeri ise $n+1/2$ anındaki son E_x değerini göstermektedir. Bununla beraber pozisyonlar açıkça belirtilmiştir. Tek fark program içinde gösterilimde $(k+1/2)$ ve $(k-1/2)$ yerine k ve $(k-1)$ kullanılmasıdır.

2.4 Anatomik Eksen Tanımları

Daha anlaşılabilir olması amacıyla bazı durumlarda eksenler anatomik eksen tanımları ile ifade edilmiştir. Bu eksen tanımlaması ise Şekil 2.22'de görülebilir.



Şekil 2.22 Anatomik eksen tanımları

2.5 Daha Önce Yapılmış Çalışmalar

Akustik dalga modellemesi ile ilgili ikinci dünya savaşı sırasında ve sonrasında birçok çalışma yapılmıştır. Sensenli yılların sonlarından itibaren şok dalgalarının böbrek taşının kırılmasında kullanılmasıyla yüksek basınca sahip bu akustik darbe şeklindeki dalgaların fiziksel özelliklerinin anlaşılmaya çalışılması daha da önem kazanmıştır. Günümüzde taşın kırılmasına etki eden faktörler, şok dalgasının farklı vücut bölgelerine olan etkisi, litotripsi sistemlerinin farklı hastalıkların tedavisinde kullanılması ve şok dalgası kullanan bazı taş kırma sistemlerinin modellenmesi gibi çalışmalar yapılmaktadır. Bu yapılan çalışmada da şok dalgası kullanan taş kırma sistemlerine genel amaçlı kullanılabilecek ve kaynak türünü göre modifiye edilebilen bir model oluşturulmuştur. Bu model oluşturulurken yapılan literatür

alışmasında elde edilen ve temel anlamda yardımcı kaynak olarak kullanılan bazı makalelerden önem sırasına göre bahsetmek gerekirse;

2005 yılında X.Q. Jian ve arkadaşları tarafından yapılan “FDTD Simulation of Nonlinear Ultrasonic Pulse Propagation in ESWL” başlıklı çalışmada akustik dalga modeli kullanılarak tek boyutta şok dalgası modeli oluşturulmuş ve analiz edilmiştir. Bu çalışmanın temelinde de FDTD vardır ve kullanılan akustik dalga denklemi bu alışmadakiyle aynıdır. [61]

1997 yılında E. Steiger tarafından yapılan “FDTD Modeling of Propagation of High Energy Sound Pulses in Lithotripter Tissue Arrangement” başlıklı çalışmada yine farklı bir elektromanyetik bobin sistemi kullanan Storz MODULITH cihazının ürettiği şok dalgaları yine tek boyutlu olarak modellenerek sonuçlar cihaz üzerinden alınan deneysel verilerle karşılaştırılmıştır.[62]

2003 yılında Y.Ukaia ve arkadaşları tarafından yapılan “A 3D Simulation of Focused Ultrasound Propagation for Extracorporeal Shock Wave Osteotomy” başlıklı çalışmada litotripsi cihazlarının bir diğerkullanım alanı olan ortopedideki kemik dokunun kırılması veya tahriş edilmesini simüle etmek amacıyla oluşturulmuş üç boyutlu model tanıtılmıştır. Burada yüksek genlikli ve yüksek frekanslı basınç dalgaları kullanılarak kemik içerisindeki ısıl etkiler ölçülmüş ve simülasyona yansıtılmıştır.[63]

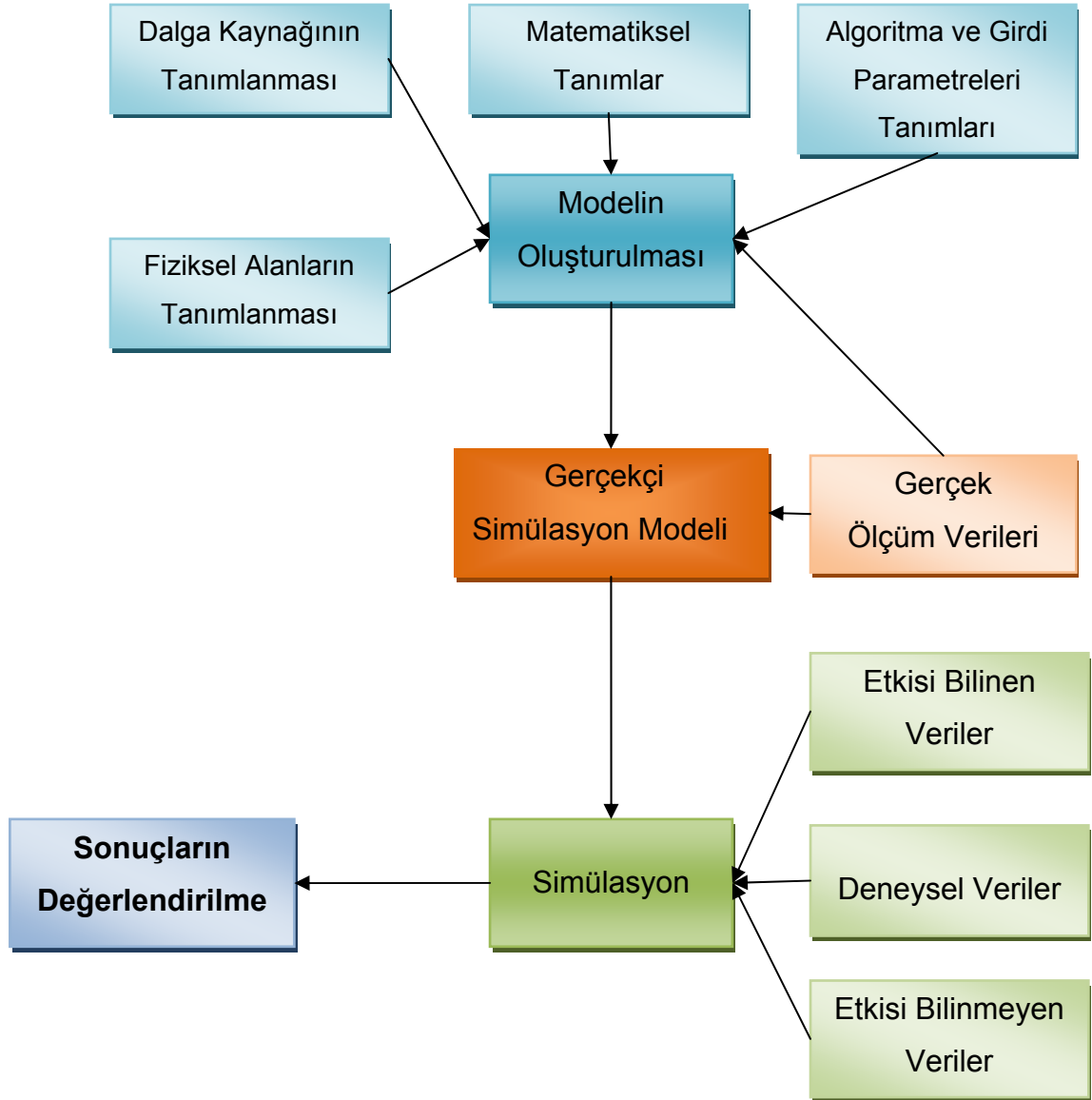
Kullanılan diğerkaynak ise FDTD yönteminin nümerik çözümlerde nasıl uygulandığını ve nasıl bilgisayar algoritması geliştirilmesi gerektiğini anlatan 2000 yılında IEEE yayınlarından çıkan Dennis M. Sullivanın yazdığı “Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method” adlı kitaptır. [60]

3 YÖNTEMLER

Bu bölüm, yapılan çalışmalarda kullanılan yöntemlerin ayrıntılarını içermektedir. Bölüm 3.1’de oluşturulan genel çalışma planında da anlatıldığı gibi bu bölümde modelin oluşturulması için gereken tanımlamaların yanı sıra yapılan deneysel çalışmanın hangi ortam ve koşullar altında elde edildiği detaylı bir şekilde anlatılacaktır.

3.1 Genel Çalışma Planı

Oluşturulan çalışma planı Şekil 3.1’de detaylı olarak görülmektedir.



Şekil 3.1 Genel çalışma planı

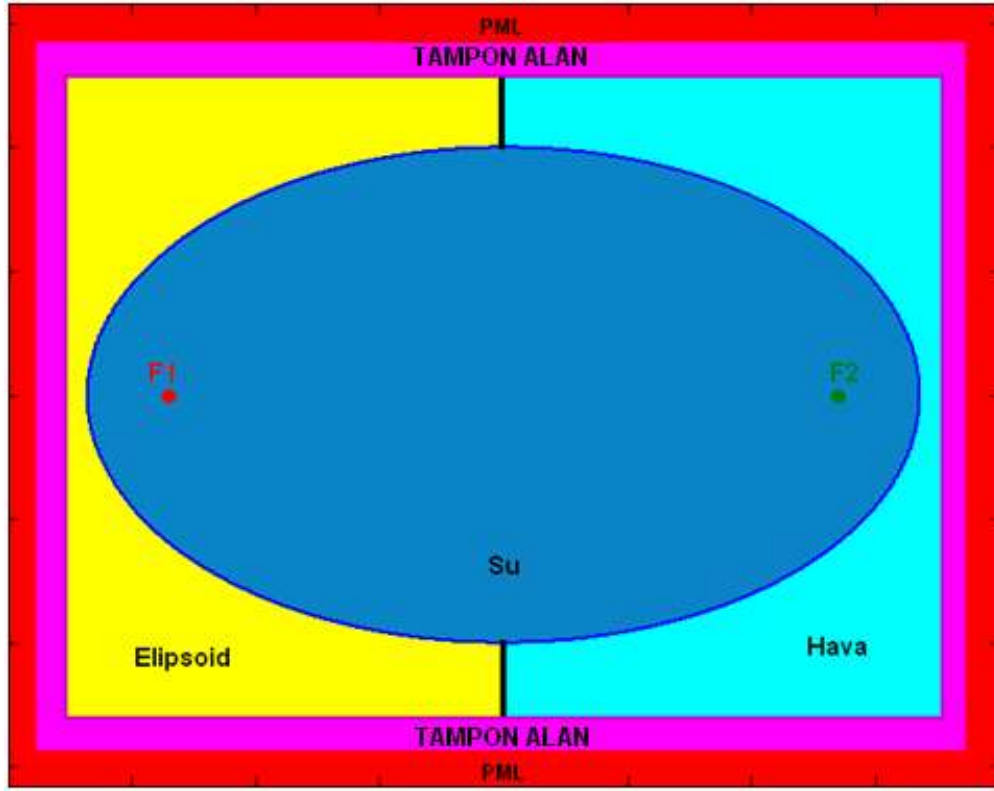
Bölüm 3’de modelin oluşturulması için gereken tanımlamalar yapılmıştır. Öncelikle simülasyon alanı ve yapılacak ölçümlerde kullanılan yüksek basınç alanı (Blasht-Path) tanımlanacaktır.(Bölüm 3.2) Daha sonra şok dalgası kaynağı elektriksel olarak ve matematiksel olarak tanımlanmaktadır.(Bölüm 3.3) Matematiksel tanımlamalarda ise akustik dalga denklemleri, sınır koşulları gibi sistemin temelini oluşturan matematiksel formüller verilmektedir.(Bölüm 3.4) Son olarak yapılan tanımlamalar ve matematiksel formüller kullanılarak sistemin kullanacağı parametreler ve algoritmalar oluşturulmuştur.(Bölüm 3.5) Bölüm 3’de ve ayrıca Bölüm 4.2’de yapılan deneysel çalışmanın tanımlanmakta ve ortam koşulları ayrıntılı olarak açıklanmaktadır.(Bölüm 3.6)

Bu bölümde bahsedilecek yöntemlerden yararlanılarak MATLAB programında bilgisayar kodu geliştirilmiştir[56]. Bu yazılımda öncelikle gerçek ölçüm verileri kullanılarak oluşturulan modelin gerçeğe yakın sonuçlar elde etmesi için gerekli katsayı ve bağıntılar kod olarak eklenmiştir.(Bölüm 4.1.1) Daha sonra oluşturulan model etkisi bilinen verilerle test edilerek doğru sonuçlar verip vermediği sınanmıştır.(Bölüm 4.1.2) Model ayrıca litotripsi sisteminin performansını arttırmak amacıyla yapılan deneysel çalışmanın sonuçları kullanılarak tekrar sınanmış ve simülasyon sonucunda benzer tepkiler elde edilmiştir.(Bölüm 4.2). Son olarak sistem performansını geliştirmek ve etkisi bilinmeyen verilerin sonuçlarını değerlendirmek amacıyla farklı parametrelerin simülasyon sonuçları değerlendirilmiştir.(Bölüm 4.3)

3.2 Fiziksel Alan Tanımları

3.2.1 Simülasyon alanının tanımlanması

Simülasyon ortamı Bölüm 2.2.2.1’de anlatılan elektrohidrolik şok dalgası sisteminin temel kullanım şartları göz önünde bulundurularak oluşturulmuştur. Ortamda gerçek ölçülerinde bir elipsoid reflektör ve bu elipsoidin diğer yarısını kapsayacak şekilde bir su yastığı konumlandırılmıştır. Su yastığının içi su, dışı ise hava ortamı olarak tanımlanmıştır. Elipsoid reflektör ise metal olarak tanımlanmıştır. Bu tanımlanan parametrelerin özellikleri farklı simülasyonlar sırasında yapılan çalışmalara göre farklı değerlerde tanımlanacaktır.



Şekil 3.2 Simülasyon alanı

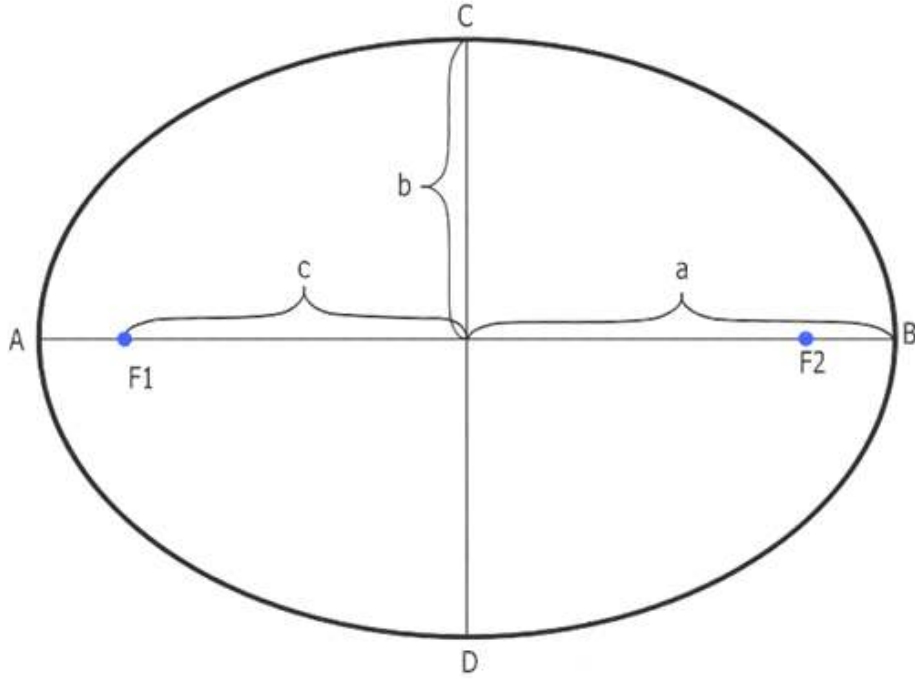
Simülasyondaki bir diğer kritik nokta ise simülasyon alanının kenar noktalarıdır. Bu alanlarda simülasyona etki ettiği için bu sorunu gidermek amacıyla simülasyon alanının kenarlarına Perfect Matched Layer (PML) diye tanımlanan gerçekte olmayan ama simülasyonda kullanmak üzere oluşturulan bir tabaka ve tampon alanlar tanımlanmıştır. Bu alanların ayrıntılı açıklaması Bölüm 3.4.2’de anlatılmaktadır. Bu kriterler ışığında oluşturulan simülasyon alanı Şekil 3.2’de görülmektedir.

Oluşturulan modeldeki değiştirilebilen bir diğer parametre de elipsin ölçüleri olduğu için simülasyon fonksiyonu 3.2’de görüldüğü gibi elips formülünün “a” ve “b” değerlerini girdi parametresi olarak almaktadır. Şekil 3.3’de değişkenlerin fiziksel konumu elips üzerinde gösterilmektedir. Elips boyutlarına göre simülasyon alanı değişim göstereceğinden PML ve tampon alan kalınlıkları da değiştirilebilir girdi parametresi olarak tanımlanmıştır.

$$Ax^2 + Bxy + Cy^2 + Dx + Ey + F = 0 \quad (3.1)$$

$$\frac{(x-h)^2}{a^2} + \frac{(y-k)^2}{b^2} = 1 \quad (3.2)$$

$$c = \sqrt{a^2 - b^2} \quad (3.3)$$

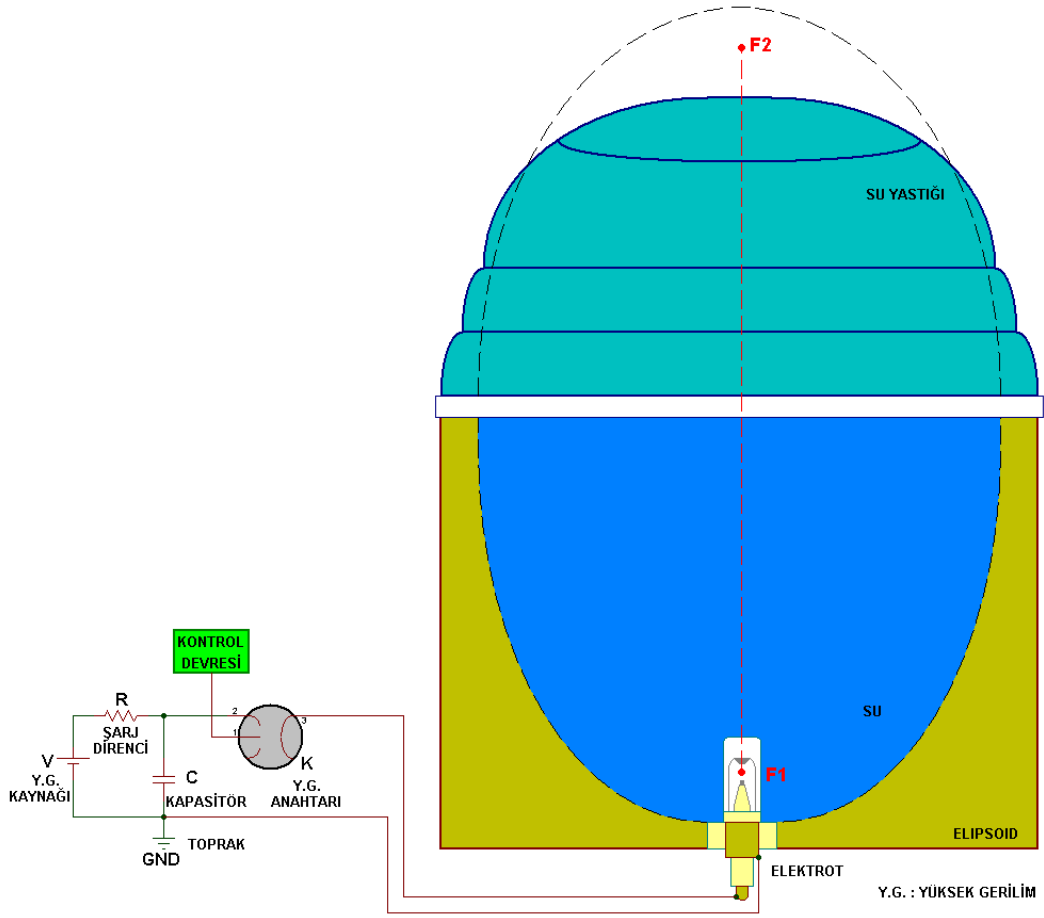


Şekil 3.3 Elips değişkenlerinin gösterimi

3.2.2 Yüksek basınç alanının (Blasth-Path alanının) tanımlanması

Normal koşullar altında kapalı bir elipsoid içerisinde F1 odak noktasında oluşturulan şok dalgasının yine F2 noktasında maksimum basınç oluşturması beklenir. ESWL sistemlerinde ise yarım bir elipsoid kullanıldığı için maksimum basınç noktası kayarak F2 ile aynı ekseninde fakat biraz ilerisinde bir noktada gerçekleşir. Bir diğer etki ise F2 noktasında noktasal bir yüksek basınç alanı oluşumu yerine yine elipsoid benzer bir yüksek basınç alanının oluşmasıdır. F2 odak noktası çevresinde oluşan bu yüksek basınç alanına “Blasth-Path” adı verilir.

3.3 Dalga Kaynağının Tanımlanması

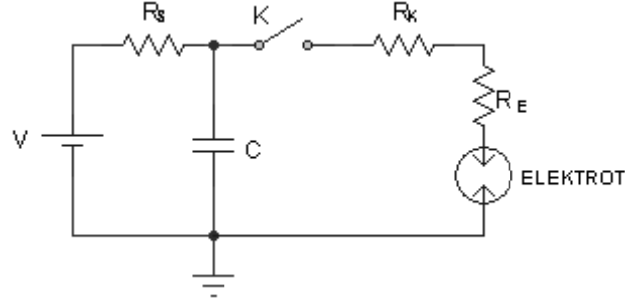


Şekil 3.5 Elipsoid sistemi

Daha önce Bölüm 2.2.2’de bahsedildiği gibi elektrohidrolik, elektromanyetik ve piezoelektrik şok dalgası üretim yöntemleri içinden model için temel alınan elektrohidrolik şok dalgası sistemleridir. Elektrohidrolik sistemler temel olarak kapasitör üzerinde depolanan yüksek enerjinin anlık olarak bir elektrot üzerinden boşalması sonucu oluşan arkin çevresinde meydana getirdiği yüksek basınç dalgasıyla oluşur. Bu sistemin ayrıntılı gösterimi Şekil 3.5’de verilmiştir.

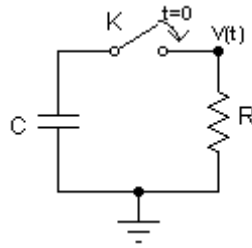
Sistem Şekil 3.6’da detaylı bir şekilde elektriksel olarak şematize edilmiştir. Bu şemayı incelersek V yüksek gerilim kaynağı R_s şarj direnci üzerinden C kapasitörünü doldurmaktadır. Elektronik tetikleme devresi tarafından kontrol edilen ve Spark-Gap olarak adlandırılan yüksek akım ve gerilim anahtarı K kapatıldığında akım R_K kablo direnci ve R_E elektrot direnci üzerinden toprağa akmaktadır.

Elektrot direnci aralarında yaklaşık 2 mm bulunan iki metal çubuk arasındaki dirençtir. Her ne kadar bu iki çubuk arasında su belirli bir iletkenlik sağlasa da kablo direncine göre çok büyük bir değere sahip olduğundan kablo direnci hesaplamalarda ihmal edilebilir.



Şekil 3.6 Şok dalgası üreticinin elektriksel şeması

Tasarlanan model kapasitörün V gerilimi altında tam doldurulduktan sonra üzerinde Q_F kadar bir enerji depolanmasından sonra $t=0$ anında anahtarın kapatılması sonucu oluşan basınç dalgasını simülasyonunu oluşturduğu için sistem Şekil 3.7 deki basitleştirilmiş devre şeması üzerinden formülize edilmiştir.



Şekil 3.7 Oluşturulan modelde kullanılan devre şeması

Bu elektriksel devre şeması kullanılarak devre analizi yapıldığında elde edilen formüller 3.4-3.7 denklemleriyle gösterilmiştir.[57]

$$\frac{dv(t)}{dt} + \frac{1}{RC} v(t) = 0 \quad (3.4)$$

$$\tau = RC \quad (3.5)$$

$$Q_F = CV \quad (3.6)$$

$$Q = Q_F e^{-t/RC} \quad (3.7)$$

Bu formülde τ zaman sabiti kapasitörün şarj ya da deşarj süresini, R toplam deşarj direncini ($R_K + R_E$), C kapasitörün sığasını, V kapasitörün şarj edildiği yüksek gerilim voltaj değerini ve Q anlık enerji değerini göstermektedir. Ayrıca elektrot direncini hesaplamak için 3.8 denklemi kullanılmıştır. [58]

$$R = \rho l / A \quad (3.8)$$

Bu formülde ρ suyun öziletkenlik değeri, l iki metal uç arasındaki mesafe ve A elektrotun kesit alanının ifade etmektedir.

Devreyi incelersek kapasitör V gerilimi ($25KV > V > 16KV$) altında doldurulduğunda üzerinde Q_F kadar bir enerji depolanmış olur. $t=0$ anında K anahtarının kapatılması sonucunda R toplam direnci üzerinden τ sürede kapasitör boşalmaktadır. Model üzerinde t süresi Δt aralıklarla hesaplanarak anlık Q enerji değişimi P basınç dalgası cinsine dönüştürülerek kullanılmıştır.

Model içerisinde V , C , R ve Δt sabitleri farklı değerlerde tanımlanarak simülasyon yapılabilir. Bölüm 4.3.3 de bu değerlerin simülasyona etkisini görmek bakımından yapılan bir örnek incelenebilir.

3.4 Sistemin Matematiksel Modelinin Oluşturulması

Akustik dalga modellemesinin temelleri 2. Dünya savaşına dayanmaktadır. Deniz altılarda kullanılan sonar sistemleriyle birlikte akustik dalga davranışlarının anlaşılması modellenmesi önem kazanmıştır. İlk dalga modeli denklemleri bu dönemde oluşturulmuştur.

Günümüzdeki bilgisayar teknolojisindeki gelişmeler sayesinde dalga modellerinin zamana bağlı simülasyonları mümkün olmaktadır. Bu konuda yapılan birçok çalışma vardır.

Bu çalışmada şok dalgasının gerçek zamanlı modellenmesi amacıyla zamanda sonlu farklar yöntemi (FDTD) kullanılmıştır. Bu yöntem hakkında açıklamalar Bölüm 2.3.2’de detaylı olarak verilmiştir.

Birinci dereceden akustik dalga denklemleri 3.9 ve 3.10 ile ifade edilmektedir.[59]

$$K \frac{\partial}{\partial t} p(x, t) = \nabla u \quad (3.9)$$

$$\rho_0 \rho_r \frac{d}{dt} u(x, t) = \nabla p(x, t) \quad (3.10)$$

$p(x, t)$: Basınç (F/m^2) $u(x, t)$: Akış vektörü (m/sn)

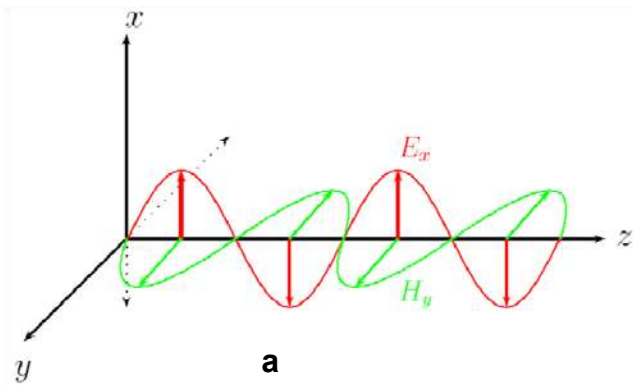
ρ_0 : Suyun kütle yoğunluğu (kg/m^3) ρ_r : Suya göre ortma yoğunluğu

K katsayısının açılmış hali 3.11’de verilmiştir.

$$K = \frac{1}{\rho \cdot c^2} = \frac{1}{\rho_0 \rho_r \cdot c^2} \quad (3.11)$$

K : Ortamın sıkıştırılabilme katsayısı (m^{sn}/kg) c : Ses hızı

Akustik dalga modellenmesi ile elektromanyetik dalga modellemesi arasında çok büyük benzerlikler vardır. Maxwell denklemlerindeki elektrik alan ile manyetik alan arasındaki ilişkinin bir benzeri akustik dalgalarda basınç ile hız arasında kurulabilir. Elektrik alan ve manyetik alan arasındaki ilişki ve dalga formülleri Şekil 3.8’de görülebilir.

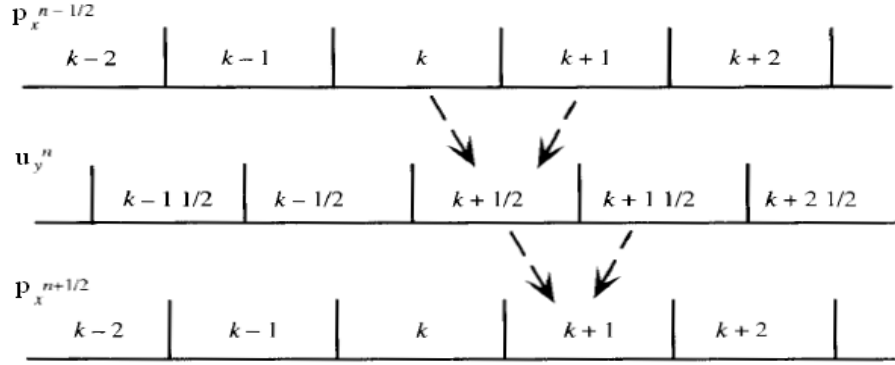


$$\begin{aligned} \frac{\partial \mathbf{E}}{\partial t} &= \frac{1}{\epsilon_0} \nabla \times \mathbf{H}, \\ \frac{\partial \mathbf{H}}{\partial t} &= -\frac{1}{\mu_0} \nabla \times \mathbf{E}. \end{aligned} \quad \mathbf{b}$$

Şekil 3.8 Elektrik alan ve manyetik alan arasında ki ilişki **a)** Dalga şekli olarak ifade edilmesi **b)** Denklem olarak ifade edilmesi

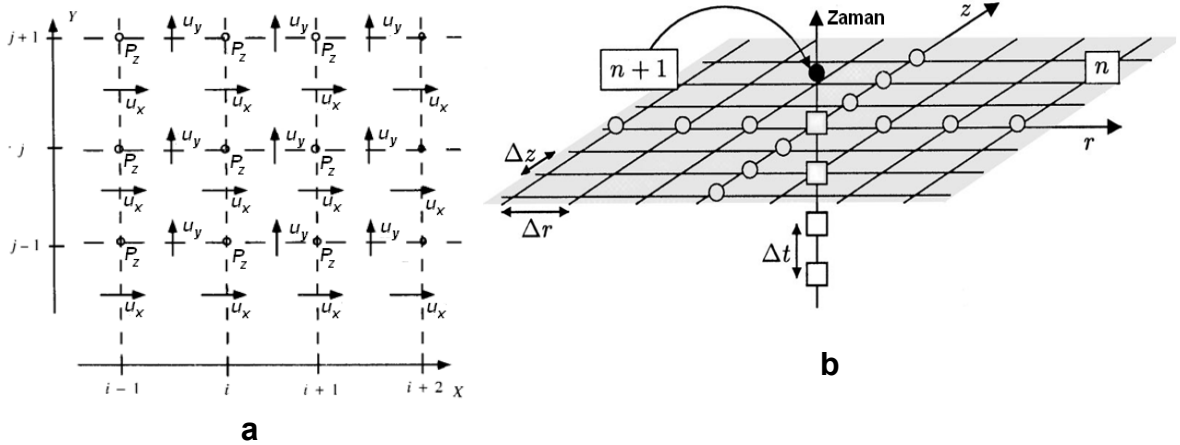
Manyetik alan ve elektrik alan denklemlerinin FDTD yöntemiyle nasıl çözüldüğü Bölüm 2.3.2’de detaylı olarak anlatılmıştır. Aynı çözüm tekniğini akustik dalgalar için uyguladığımızda daha önce Şekil 2.19’da anlatılan tek boyutlu elektrik alan ile

manyetik alan hesaplama yöntemini bu sefer Şekil 3.9'daki gibi oluşturabiliriz. Tek boyutta akustik dalga modellenmesinde hızın $u(k+1/2)$ deki değerinin hesaplayabilmek için basıncın k deki ve $k+1$ deki değerlerine ihtiyaç duyulmaktadır. Aynı şekilde basıncın $p(k+1)$ deki hesaplamak için hızın $k+1/2$ deki değeri ve $k+3/2$ deki değerlerinin hesaplanması gerekir.



Şekil 3.9 Basınç ile hız arasındaki ilişki

Şekil 3.9'da ifade edilen bu ilişki iki boyutlu düzleme taşındığında Şekil 3.10'daki gibi ifade edilebilir. Bu konuyla ilgili daha detaylı bilgi Bölüm 2.3.2.3'de verilmiştir.



Şekil 3.10 Basınç ile hız arasında ki iki boyutlu ilişki **a)** X-Y düzleminde ifade edilmesi **b)** İki boyutlu düzlemde zamana göre ifade edilmesi

3.4.1 Akustik dalga modellemesi

Bölümün başında verilen bilgiler ışığında 3.9 ve 3.10'daki akustik dalga denklemlerini FDTD yöntemine uygun hale getirebilmek ve daha genel bir şekilde yazmak gerekirse[60];

$$\frac{dp(x,y,z,t)}{dt} = \frac{1}{K(x,y,z)} \left[\frac{du_x(x,y,z,t)}{dx} + \frac{du_y(x,y,z,t)}{dy} + \frac{du_z(x,y,z,t)}{dz} \right] \quad (3.12)$$

$$(3.13)$$

$$\begin{aligned} & \frac{p^{n+\frac{1}{2}}(i,j,k) - p^{n-\frac{1}{2}}(i,j,k)}{\Delta t} \\ &= \frac{1}{k(i,j,k)} \left[\frac{u_x^n \left(i + \frac{1}{2}, j, k \right) - u_x^n \left(i - \frac{1}{2}, j, k \right)}{\Delta x} \right] \\ &+ \frac{1}{k(i,j,k)} \left[\frac{u_y^n \left(i, j + \frac{1}{2}, k \right) - u_y^n \left(i, j - \frac{1}{2}, k \right)}{\Delta y} \right] \\ &+ \frac{1}{k(i,j,k)} \left[\frac{u_z^n \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) - u_z^n \left(i, j, k - \frac{1}{2} \right)}{\Delta z} \right] \end{aligned}$$

$$u_z^{n+\frac{1}{2}} \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) \quad (3.14)$$

$$= u_z^{n-\frac{1}{2}} \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) + \frac{\Delta t}{\rho_r \left(i, j, k + \frac{1}{2} \right) \cdot \rho_0 \cdot \Delta z} \cdot [p^n(i,j,k+1) - p^n(i,j,k)]$$

Yukarda ki denklemleri sadeleştirirsek;

$$ga(k) = \frac{\Delta t \cdot \rho_0 \cdot \rho_r \cdot c^2}{\Delta z} \quad (3.15)$$

$$gb \left(k + \frac{1}{2} \right) = \frac{\Delta t}{\rho \left(k + \frac{1}{2} \right) \cdot \rho_0 \cdot \Delta z} \quad (3.16)$$

$$p^{n+\frac{1}{2}}(k) = p^{n-\frac{1}{2}}(k) + ga(k) \cdot \left[u_z^n \left(k + \frac{1}{2} \right) - u_z^n \left(k - \frac{1}{2} \right) \right] \quad (3.17)$$

$$u_z^{n+1} \left(k + \frac{1}{2} \right) = u_z^n \left(k + \frac{1}{2} \right) + gb \left(k + \frac{1}{2} \right) \cdot [p^{n+1/2}(k+1) - p^{n+1/2}(k)] \quad (3.18)$$

Sonuç olarak elde ettiğimiz 3.17 ve 3.18 denklemlerini kullanarak Δz aralıklara böldüğümüz iki boyutlu yüzey alanını Δt zaman aralıklarıyla modelleyebiliriz. Bu sayede herhangi bir t anında alan içerisindeki herhangi bir noktanın basınç değerini bulmak mümkün olacaktır.

3.4.2 Sınır koşullarının tanımlanması

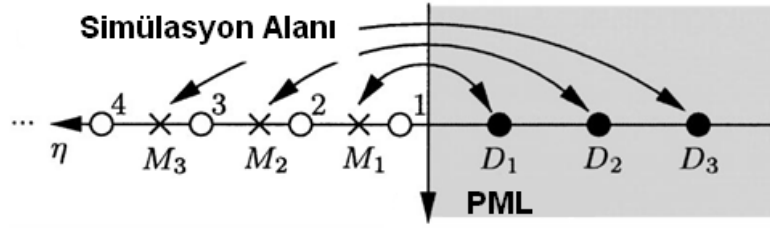
FDTD yöntemindeki en kritik noktalardan biride modellenecek alanın kenar noktalarıdır. Eğer bu kenar noktalarındaki basınç dalgaları sönümlenmez ise kenar noktalarından simülasyon alanına tahmin edilemeyen bir yansıma etkisi oluşturur. Bu durumda hangisinin gerçek dalga hangisinin yansıyan dalga olduğunu ayırt etmek mümkün olmaz. Bu nedenle kenar noktalarına “Absorbing Boundary Condition (ABC)” olarak bilinen sönümlendirici alan tanımlanması gerekir. ABC çok çeşitli şekillerde tanımlanabilir. Bu modelde esnek kullanım yapısına sahip ve etkili bir yöntem olan Berenger [60] tarafından geliştirilen “Perfect Matched Layer (PML)” yaklaşımı kullanılmıştır. Simülasyon alanı ile PML arasında ise geçişi sağlamak için bir tampon alan oluşturulmuştur. Simülasyon alanı Şekil 3.2’de detaylı olarak gösterilmektedir. Bu bölümde ise tampon alanıyla PML alanının modele matematiksel olarak nasıl dahil edileceği incelenecektir.

Bir dalga A ortamı içerisinde yayılırken B ortamına etki ettiğinde oluşan yansımanın miktarı iki ortamın oluşturduğu empedans farkları cinsinden tanımlanabilir.(3.19) Empedans ise ortamların dielektrik sabiti ϵ ve permeabilitesi μ cinsinden yazılabilir.(3.20)

$$\Gamma = \frac{\eta_A - \eta_B}{\eta_A + \eta_B} \quad (3.19)$$

$$\eta = \sqrt{\frac{\mu}{\epsilon}} \quad (3.20)$$

Model üzerinde PML tanımlanması ise Şekil 3.11 gösterilmiştir. Bu bağıntının sadeleştirilerek FDTD yöntemine uygun hale getirilmiş formülleri ise 3.21-3.24 denklemlerinde verilmektedir. Bu formül sadece tek boyuttaki PML tanımlamasına karşın benzer şekilde türetilerek iki boyutlu olarak kullanılabilir.



Şekil 3.11 PML'in simülasyona adapte edilmesi

$$xn(i) = 0.333 \left(\frac{i}{PML_uzunluğu} \right)^3 \quad i = 1, 2, 3, \dots, PML_uzunluğu \quad (3.21)$$

$$fi1(i) = xn(i) \quad ; \quad 0 \text{ ile } 0.333 \text{ arasında} \quad (3.22)$$

$$gi2(i) = \left(\frac{1}{1+xn(i)} \right) \quad ; \quad 1 \text{ ile } 0.75 \text{ arasında} \quad (3.23)$$

$$gi3(i) = \left(\frac{1-xn(i)}{1+xn(i)} \right) \quad ; \quad 1 \text{ ile } 0.5 \text{ arasında} \quad (3.24)$$

Kısaca bu formülleri incelersek; simülasyona girdi parametresi olarak verilen PML hücre sayısı kadar bir katman oluşturulur, oluşturulan bu katmanda her hücreye belirli bir sönümleme katsayısı atanır ve bu katsayılar sınır koşullarına yakın simülasyon alanı içinde kalan hücrelere katsayı olarak etki ettirilir. Şekil 3.11'de görüldüğü gibi sınıra yakın hücreler daha yüksek bir katsayı ile sönümlenirken sınırdan uzaklaştıkça sönümleme katsayısı da azalmaktadır. Bu katsayıları iki boyutlu olarak tanımlandığında ise 3.25-3.27'deki katsayı değişkenleri ile ifade edilebilir.

$$fi1(i), fj1(j) \quad ; \quad 0 \text{ ile } 0.333 \text{ arasında} \quad (3.25)$$

$$fi2(i), gi2(i), fj2(j), gj2(j) \quad ; \quad 1 \text{ ile } 0.75 \text{ arasında} \quad (3.26)$$

$$fi3(i), gi3(i), fj3(j), gj3(j) \quad ; \quad 1 \text{ ile } 0.5 \text{ arasında} \quad (3.27)$$

Simülasyon esnasında PML ile etkileşen elipsoid sınır değerlerindeki etkilenmeyi minimize etmek amacıyla PML ile simülasyon sınırları arasında ekstradan bir tampon alan tanımlanmıştır. Bu alan en az PML kalınlığında bir alandır ve yine simülasyon üzerinde girdi parametresi olarak tanımlandığı için rahatlıkla değiştirilebilir.

3.5 Oluşturulan Modelin Genel Algoritması ve Kullandığı Girdi Parametreleri

Model üç farklı fonksiyon şeklinde geliştirilmiştir. İlk fonksiyon girdi parametrelerini aldıktan sonra zamana göre iki boyutlu basınç değişim grafiklerini hesaplar ve bu sonuçları kaydeder. İkinci fonksiyon elde edilen basınç değişimlerini bir boyutlu ve iki boyutlu analiz edilmesini sağlar. Üçüncü fonksiyon ise blasth-path alanının simetrik olmasından yararlanarak alanı hacimsel veriye dönüştürür ve bu hacimsel verinin analiz edilmesine olanak sağlar.

3.5.1 Girdi parametreleri

Oluşturulan modelde birçok parametre gerek fonksiyonda girdi olarak gerekse fonksiyonun içerisinde değişken olarak tanımlanabilmektedir.

Model içerisinde değiştirilebilen parametreler;

- Elipsoidin boyutları
- Suyun yoğunluk ve ses hızı parametreleri
- Havanın yoğunluğu ve ses hızı parametreleri
- Metal elipsoidin yoğunluk ve ses hızı parametreleri
- Simülasyon süresi
- Simülasyon alanı ve çevresindeki sönümleyici bölge genişliği (PML & Tampon alan)
- Şok dalgasını oluşturmak için kullanılan kapasitörün, kapasitans değeri
- Kapasitör şarj voltajı
- Kapasitörün deşarj direnç değeri
- Örneklem zamanı ve aralığı

Simülasyonda kullanılan materyallerin farklı sıcaklıklardaki ses yayılım hızları Çizelge 3.1’de verilmiştir.

Çizelge 3.1 Farklı sıcaklıklarda ses yayılım hızları

Materyal	C°	v(m/s)
Musluk Suyu	0°	1402
Musluk Suyu	20°	1482
Musluk Suyu	25°	1493
Musluk Suyu	30°	1507
Deniz Suyu	20°	1522
Deniz Suyu	25°	1533
Hava	0°	331
Hava	20°	343
Hava	30°	349
Pirinç	0°-25°	4700
Çelik	0°-25°	5790

Kullanılan materyallerin kütle yoğunlukları ise Çizelge 3.2’de verilmiştir.

Çizelge 3.2 Kütle yoğunlukları

Materyal	ρ (kg/m ³)
Musluk Suyu	1000
Pirinç	8400
Hava	1.2041

Ayrıca simülasyonda kullanılan parametreler her bölümde liste şeklinde belirtilmektedir.

3.5.2 Algoritma tanımları

Oluşturulan ana fonksiyonun algoritması kısaca şöyledir;

- Fonksiyon girdilerinin alınması
- Kullanılan alt değişkenlerin hesaplanması
- Fiziksel alanların ve kritik noktaların tanımlanması
- Sınır koşullarının tanımlanması
- PML ve Tampon alanların tanımlanması

- Δt zaman aralıklarıyla her t anındaki basınç değişimlerinin her hücre için hesaplanması döngüsü
- Birincil basınç değişim grafiklerinin oluşturulması
- Verilerin kaydedilmesi

Bir ve iki boyutlu basınç değişim grafiklerini incelenmesini sağlayan ikinci programın algoritması ise;

- Verilerin okunması
- Farklı t anlarındaki bir boyutlu basınç değişim grafiklerinin oluşturulması
- F2 odak noktası ve maksimum basınç noktasının bir boyutlu analizi
- Farklı t anlarındaki iki boyutlu basınç değişim grafiklerinin oluşturulması
- Blast-Path alanının iki boyutlu basınç değişim grafiğinin oluşturulması

Son olarak hacimsel veri oluşturulmasında ve analizinde kullanılan algoritma ise;

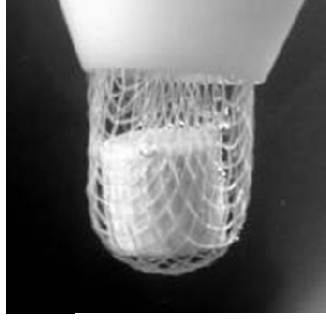
- Verilerin okunması
- Hacimsel verinin oluşturulması
- Aksial, Koronal ve Sagital kesitlerin iki boyutlu basınç değişim grafiklerinin oluşturulması
- Aksial, Koronal ve Sagital kesitlerinin aynı anda kesişimler şeklinde gösterildiği üç boyutlu grafiksel görüntünün oluşturulması

3.6 Deneysel Verilerin Elde Edilme Yöntemi

Yapılan deneysel çalışmada ESWL sisteminde kullanılan suyun içerisindeki eriyik hava oranı azaltılarak cihazın taş kırma için gereken toplam şok dalgası atış sayısı ölçülmüştür. Deney esnasında üretici firma tarafından test amaçlı kullanılan 10 adet test taşı kullanılmıştır.(Şekil 3.12-a)



a



b



c

Şekil 3.12 a) Test taşı, b) Test düzeneğinin içindeki F2 odak noktasına yerleştirilmiş test taşı, c) Cihaz üzerine monte edilen test düzeneği

Cihaz kalibrasyon esnasında Şekil 3.12-c’de görülen test düzeneği cihazın üzerine monte edildikten sonra test taşı düzenek içerisindeki F2 odak noktasına gelecek şekilde yerleştirilir.(Şekil 3.12-b) Firma tarafından belirtilen test prosedüründeki parametrelere göre cihaz ayarlandıktan sonra teste başlanır. Test esnasında beklenen üretici firma tarafından belirlenen maksimum şok dalgası atış sayısından önce cihazın test taşının tamamını kırmasıdır. Yapılan deneysel çalışmada yine bu test prosedürü kullanılarak taşın toplam kaç atış sonunda kırıldığı gözlenmiştir. Taşın kırılması için gereken toplam atış sayısı cihazın taş kırma performansını gösteren en önemli parametrelerinden biridir. Bilindiği üzere taş kırma işlemi oldukça acılı bir prosedürdür ve genellikle lokal anestezi altında yapılması gerekir. Bu sürenin kısalması hastanın daha az acı çekmesi ve taşın çevresindeki dokuların daha az zarar görmesi demektir. Bu yapılan deneysel çalışmadaki temel amaç, performansı artırarak hastaya daha kısa sürede daha az yan etkili bir tedavi sağlamaktır.

4 SONUÇLAR

Bu çalışmada gerçekleştirilen simülasyonlar, MATLAB yazılımı kullanılarak elde edilmiştir. Simülasyon sonuçları ana üç başlık altında değerlendirilmiştir. Bu başlıklar sırayla;

1. Elde edilen modelin gerçek ölçüm verileri ile karşılaştırılması (Bölüm 4.1)
 - a. Gerçek ölçüm değerleri ile simülasyon çıktılarının karşılaştırılması (Bölüm 4.1.1)
 - b. Ortam sıcaklığı değişim etkisinin simülasyon çıktıları ile karşılaştırılması (Bölüm 4.1.2)
2. Deneysel yapılan çalışma sonuçlarının simülasyon üzerinde değerlendirilmesi. (Bölüm 4.2)
3. Gerçekte hiç denenmemiş farklı ortam parametreleri kullanarak elde edilen değerlerin incelenmesi (Bölüm 4.3)
 - a. Elipsoidin materyali değiştirildiğinde elde edilen sonuçlar (Bölüm 4.3.1)
 - b. Dış ortam koşullarının değiştirilmesi (Bölüm 4.3.2)
 - c. Voltaj değerinin değiştirilmesi (Bölüm 4.3.3)
 - d. Elipsoid ölçülerinin değiştirilmesi (Bölüm 4.3.4)
 - e. Odak kayması etkisi (Bölüm 4.3.5)

Birinci bölümde simülasyonun gerçek ölçüm değerleri ile karşılaştırılıp gereken değişiklikler yapılarak gerçekçi simülasyon modeli oluşturulmuştur. İkinci bölümde gerçekçi simülasyon modeli kullanılarak deneysel yapılan bir çalışmanın sonuçları simülasyon ortamında elde edilmeye çalışılmıştır. Son bölümde ise farklı simülasyonun parametreleri kullanılarak elde edilen sonuçlar değerlendirilmiştir.

4.1 Elde Edilen Modelin Gerçek Ölçüm Verileri ile Karşılaştırılması

Bu bölümde oluşturulan modelden elde edilen sonuçlar gerçekte elde edilen ölçümlerle karşılaştırılması yapılmaktadır. Bu karşılaştırma için HMT firmasının LithoDimond modeli referans alınmıştır. Cihazın fiziksel parametreleri ve ortam

koşulları bire bir simülasyon modeline uygulandığında elde edilen sonuçlar Bölüm 4.1.1'de gösterilmiştir. Bölüm 4.1.2 ise sadece ortam sıcaklığı değiştirildiğinde simülasyonla elde edilen değerler ile olması gereken değerlerin karşılaştırılmasını içermektedir.

4.1.1 Gerçek ölçüm değerleri ile simülasyon çıktılarının karşılaştırılması

4.1.1.1 Simülasyon girdileri

Üretici firma tarafından verilen sistemin fiziksel parametreleri ve belirtilen ortam bilgilerine bağlı değişkenler Çizelge 4.1'de verilmiştir. Gerçek sistem üzerinde yapılan ölçümler sonucu elde edilen değerler ise Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.1 Girdi parametreleri listesi

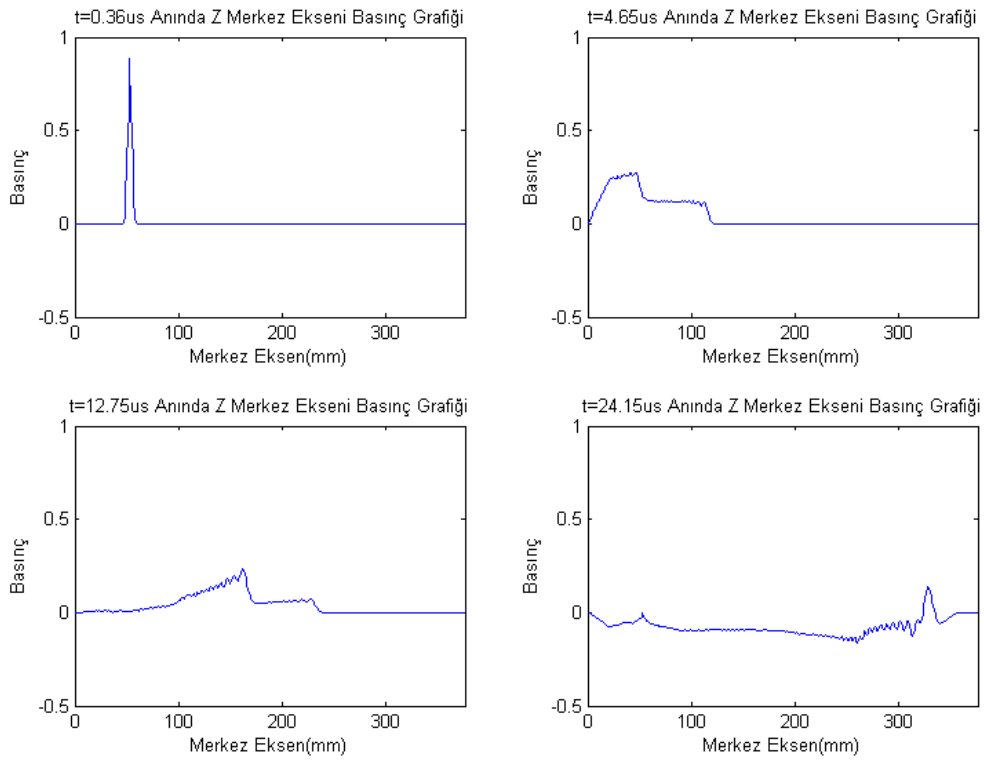
Parametre Tanımı	Kullanılan Değer
Ortam Sıcaklığı	20 °C
Elektrot Rezistansı	580 kΩ
Kapasitans Değeri	40 nF
Şarj Voltajı	22 KV
Suyun Kütle Yoğunluğu	1000 kg/m ³
Pirinç'in Kütle Yoğunluğu	8400 kg/m ³
Havanın Kütle Yoğunluğu	1.2041 kg/m ³
Ses Hızı (Suda)	1482 m/s
Ses Hızı (Pirinçte)	343 m/s
Ses Hızı (Havada)	4700 m/s
Örnekleme Zamanı (Δt)	10 ns
Örnekleme Aralığı (Δz)	1 mm
Sönümleyici Hücre Sayısı(PML)	10
Toplam Örnekleme Süresi	24.85 μ s

Çizelge 4.2 Gerçek ölçüm sonuçları

Parametre	Ölçüm Sonucu
Maksimum Pozitif akustik basınç değeri	48.2 Mpa
Maksimum Negatif akustik basınç değeri	-6.8 Mpa
Maksimum basınç noktası ile F2 arasındaki uzaklık	4mm (Z ekseninde)

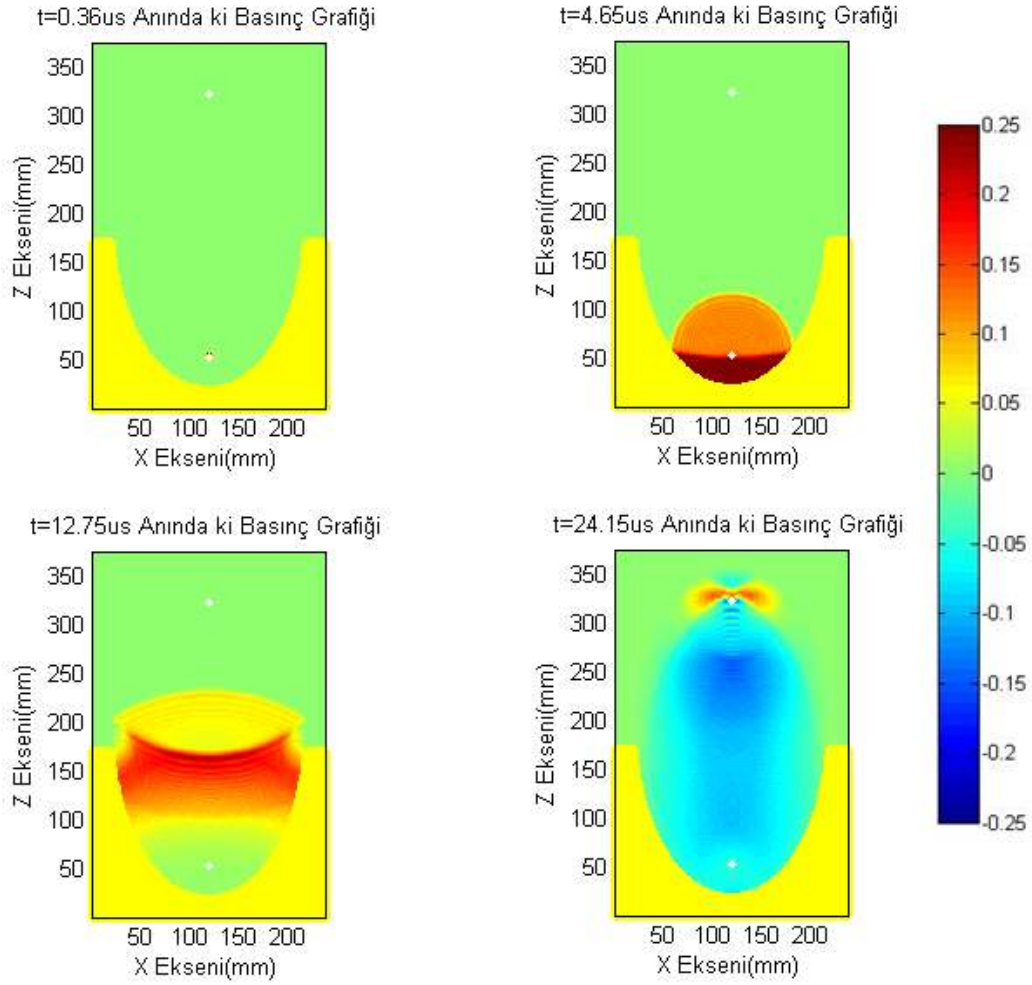
4.1.1.2 Simülasyon çıktıları

Bölüm 3.2.2’de açıklanan maksimum basınç noktasını simülasyon üzerinde gözlemleyebilmenin en kolay yolu Z eksenı üzerinde ki basınç değışiminin tek boyutlu olarak zamana göre izlenmesidir. Simülasyon esnasında çeşitli t anlarında alınmış tek boyutlu basınç değışim grafikleri Şekil 4.1’de görülebilmektedir. Bu grafikte şok dalgasının oluşum anı, elipsoidin içbükey yüzeyinden yansıma anı, elipsoidin kenarlarından yansıma anı ve son olarak maksimum basınç noktasına ulaştığı andaki basınç değışimleri görülmektedir.

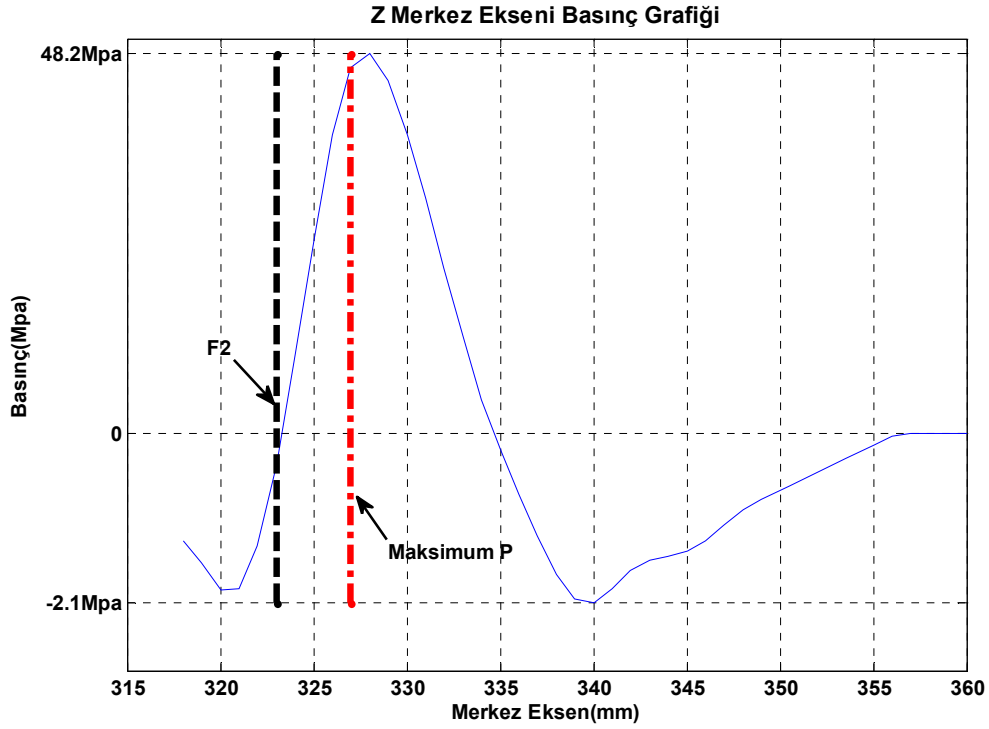


Şekil 4.1 Farklı t zaman aralıklarında alınmış tek boyutlu basınç değışim grafikleri

Yine aynı t zamanlarındaki basınç değışim grafikleri iki boyutlu olarak Şekil 4.2’de görülebilir. Sadece blast-path alanı içerisindeki maksimum basıncın oluştuğı t anında basınç değışim grafiğı iki boyutlu ve tek boyutlu olarak Şekil 4.3’de görülmektedir.

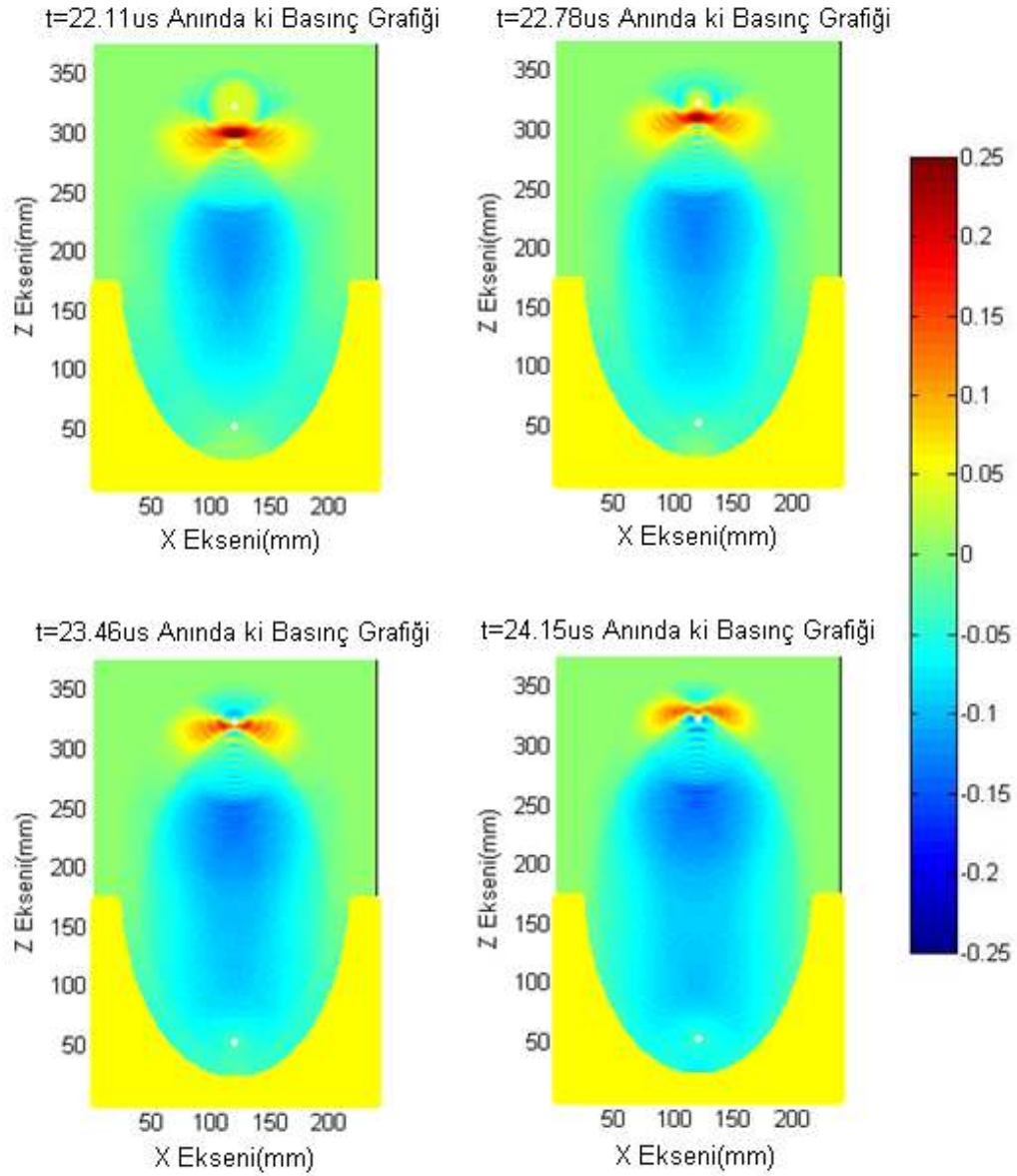


Şekil 4.2 Farklı t zaman aralıklarında alınmış iki boyutlu basınç değişim grafikleri. (Renkler koyu maviden koyu kırmızıya kadar en düşük basınç değerinden en büyük basınç değeri kadar olan değişimi ifade etmektedir. Basınç MPa cinsindendir)



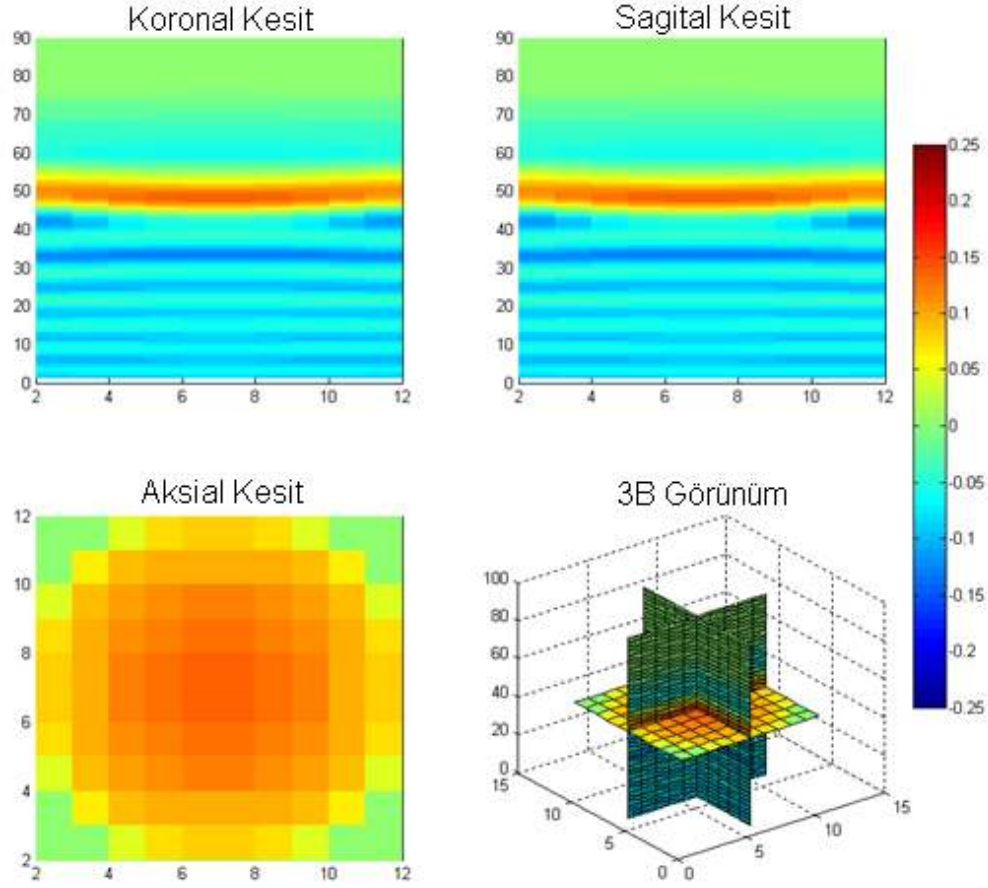
Şekil 4.3 Tek Boyutlu basınç değişim grafiği

Maksimum basınç noktasındaki tek boyutlu basınç değişimini incelersek taşın kırılmasına sadece o an oluşan maksimum basıncın değil maksimum basıncın olduğu t anından önce aynı noktada bir negatif basıncın etki etmesinin de büyük katkısı olduğunu söyleyebiliriz. Bu etki sonucunda ani bir basınç farkı oluşur ve bu sayede en büyük kırılma etkisi yine bu noktada oluşur. Yine maksimum basınç noktasını bu kez iki boyutlu olarak incelersek; maksimum basıncın olduğu t anından önce basınç dalgasının sadece eksenel bir düzlemde değil, Z orta eksenine yanal olarak gelen yüksek basınç dalgalarının maksimum basınç noktasında birleştiğini görebiliriz. Bu da taş üzerinde bir kesme kuvveti (shear - stress) oluşmasına neden olur ki bu tür kesme kuvvetleri taşın kırılmasında büyük rol oynamaktadır. (Bölüm 2.2.5) Maksimum basınç oluşumundan hemen önceki t zamanlarında alınan iki boyutlu basınç grafikleri Şekil 4.4'de görülebilir.



Şekil 4.4 Maksimum Basınç noktasının oluşumundan önceki t anlarında ki iki boyutlu basınç değişim grafikleri

Bölüm 3.2.2’de bahsedildiği gibi Blasth-path alanı yine eliptik bir yapıya sahip olduğu için maksimum basınç anında elde edilen iki boyutlu veriler kullanılarak üç boyutlu hacimsel modelleme yapmak mümkündür. Blast-path alanı üç boyutlu hacim modeli oluşturulduktan sonra elde edilmiş çeşitli eksenel görüntüler Şekil 4.5’te görülmektedir.

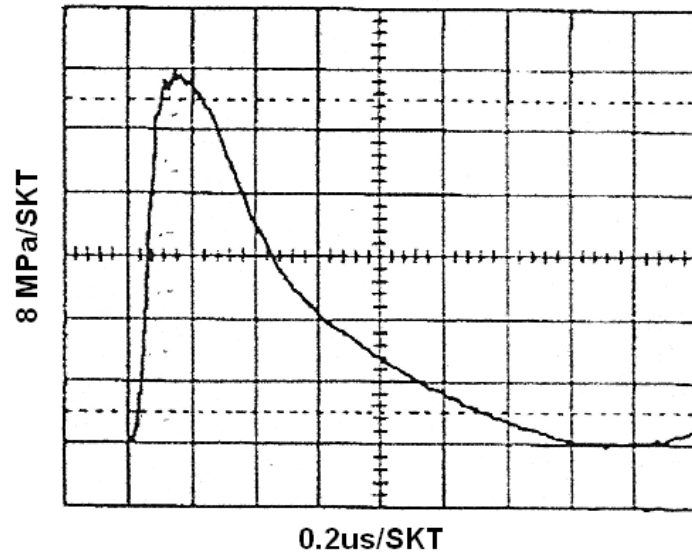


Şekil 4.5 Blast-path alanının farklı eksenlerden görünümü

4.1.1.3 Sonuçların değerlendirilmesi

Elde edilen veriler ile gerçekte ölçülmüş değerlerin karşılaştırılması için iki yöntem kullanılmıştır. Birinci yöntemde gerçekte ölçülen maksimum basınç noktası ile simülasyon sonucunda izlenen maksimum basınç noktasının birbirleriyle aynı olup olmadığı gözlenmiştir. Bu gözlem sonucunda iki noktanın da maksimum basınç değerinin olduğu nokta olduğu görülmüştür. İkinci gözlemde ise maksimum basınç anında oluşan dalga şeklinin gerçekte yapılmış deneylerde elde edilen dalga şekline uyup uymadığı kıyaslanmıştır. Yapılan ölçümler sonucu elde edilen basınç değişim grafiği Şekil 4.6 görülebilir.

Şekil 4.5 deki eksenel görüntülerde Z eksenindeki iki boyutlu basınç değişiminin yanı sıra aynı anda X orta ekseninin bir üst katmanında oluşan iki boyutlu basınç değişimi de gözlenebilmektedir. Daha ileriki çalışmalarda farklı açılardan oluşan dalga şekilleri incelenmek istenirse bu hacimsel modelleme kullanılabilir.



Şekil 4.6 Gerçek basınç değişim grafiği

Şekil 4.3 deki tek boyutlu basınç değişim grafiği ile Şekil 4.6 deki basınç değişim grafiği karşılaştırıldığında birbirlerine benzerlik gösterdiği görülmektedir. Simülasyonda oluşturulan basınç dalgası -1 ile +1 arasında olduğundan maksimum basınç anındaki basınç değeri ile simülasyondan elde edilen basınç değeri orantı kurularak gerçek değerli basınç dalgası elde edilmiştir.

4.1.2 Ortam sıcaklığı değişim etkisinin simülasyon çıktıları ile karşılaştırılması

Bu bölümde etkisi bilinen fiziksel parametrelerin değiştirilmesi sonucunda elde edilen simülasyon verileri değerlendirilecektir.

Sıcaklık değişiminin özellikle suda sesin yayılım hızına büyük etkisi vardır. Bu nedenle daha önce yapılmış ölçümler sayesinde farklı sıcaklıklardaki suyun içerisindeki ses yayılım hızları simülasyon girdi parametresi olarak kullanıldığında elde edilen sonuçlar bu bölümde incelenecektir.

4.1.2.1 Simülasyon girdileri

Simülasyonda kullanılacak parametre değerleri Çizelge 4.3'de verilmiştir. Bu çizelgede sıcaklık değişimi sonucunda elde edilen parametreler görülmektedir.

Değişen bu parametrelerin simülasyon üzerindeki etkisi ise bu bölümde incelenecektir.

Çizelge 4.3 Girdi parametreleri listesi

Parametre Tanımı	Kullanılan Değer-1	Kullanılan Değer-2
Ortam Sıcaklığı	0 °C	30 °C
Elektrot Rezistansı	580 kΩ	580 kΩ
Kapasitans Değeri	40 nF	40 nF
Şarj Voltajı	22 KV	22 KV
Suyun Kütle Yoğunluğu	1000 kg/m ³	1000 kg/m ³
Pirinç'in Kütle Yoğunluğu	8400 kg/m ³	8400 kg/m ³
Havanın Kütle Yoğunluğu	1.292 kg/m ³	1.165 kg/m ³
Ses Hızı (Suda)	1402 m/s	1507 m/s
Ses Hızı (Pirinçte)	4700 m/s	4700 m/s
Ses Hızı (Havada)	331 m/s	349 m/s
Örnekleme Zamanı (Δt)	10 ns	10 ns
Örnekleme Aralığı ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)	1 mm	1 mm
Sönümleyici Hücre Sayısı(PML)	10	10
Toplam Örnekleme Süresi	24.85 μ s	24.85 μ s

4.1.2.2 Simülasyon çıktıları

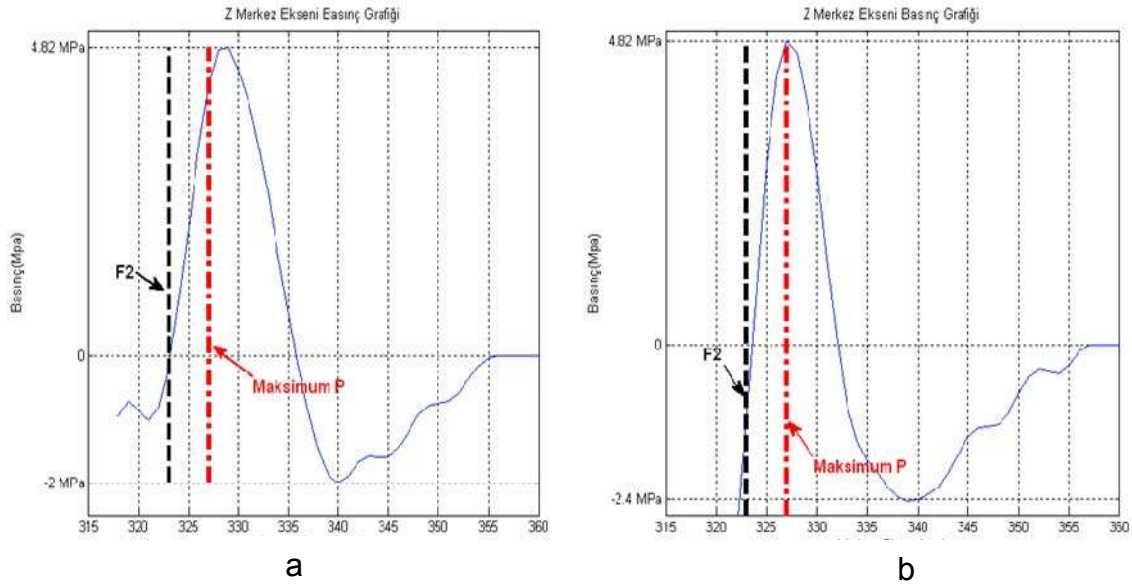
Bölüm 4.1.1'de simülasyon ve gerçek ölçüm değerleri 20°C ortam sıcaklığına göre hesaplanmıştı. Bu bölümde ise 0°C ve 30°C lik ortam sıcaklığı koşullarının simülasyon üzerindeki etkisi ele alınacaktır. Sıcaklık etkisi yine bir önceki bölümde olduğu gibi önce tek boyutlu zamana göre değişim grafikleri olarak, iki boyutlu olarak ve hacimsel değişim grafikleri oluşturularak karşılaştırmalı yorumlanacaktır.

4.1.2.3 Sonuçların değerlendirilmesi

Yapılan testler ısı artışın performans üzerinde belirgin bir etkisinin olmadığını göstermektedir. Terapi sırasında su sıcaklığının hastanın vücut sıcaklığına yakın bir sıcaklıkta olması istenir. Bunun birincil nedeni hasta ile direk temasta olan su yastığının hastayı rahatsız etmemesini sağlamaktır. Elektrohidrolik ESWL sistemlerinde şok dalgası oluşumu esnasında belirgin bir ısı artış olmaz. Bu

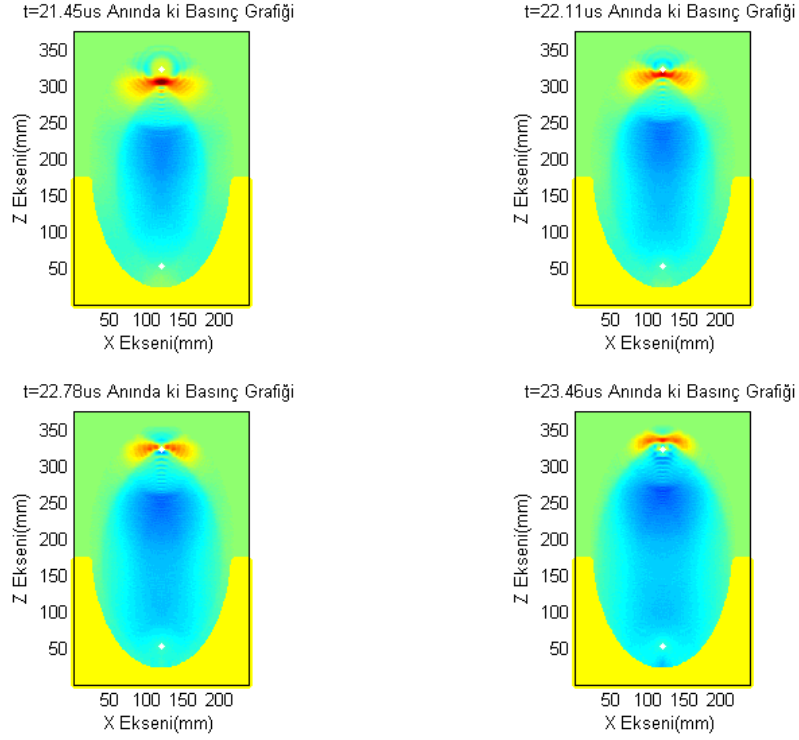
nedenle piyasada mevcut çoğu cihaz su sıcaklığı ile ilgili bir regülasyon bulundurmamaktadır.

Sıcaklığın simülasyon üzerindeki etkisini değerlendirirsek Şekil 4.7'deki dalga şekillerine bakıldığında maksimum basınç değeri ile dalganın şeklinde önemli bir değişim gözlenmemiştir. Burada ki en büyük fark dalganın F2 noktasına ulaşım süresinin, t , kısalmasıdır. Bunun nedeni ise yine Çizelge 4.3'deki ses hızının suda ki yayılım hızına bakarsak 30°C'deki suyun yayılım hızının 0°C'deki suyun yayılım hızından daha fazla olmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz. Simülasyon girdisi olarak Çizelge 4.3'deki veriler kullanıldığında ise yine ses hızı değişimine bağlı benzer t zamanı değişimleri gözlenmiştir.

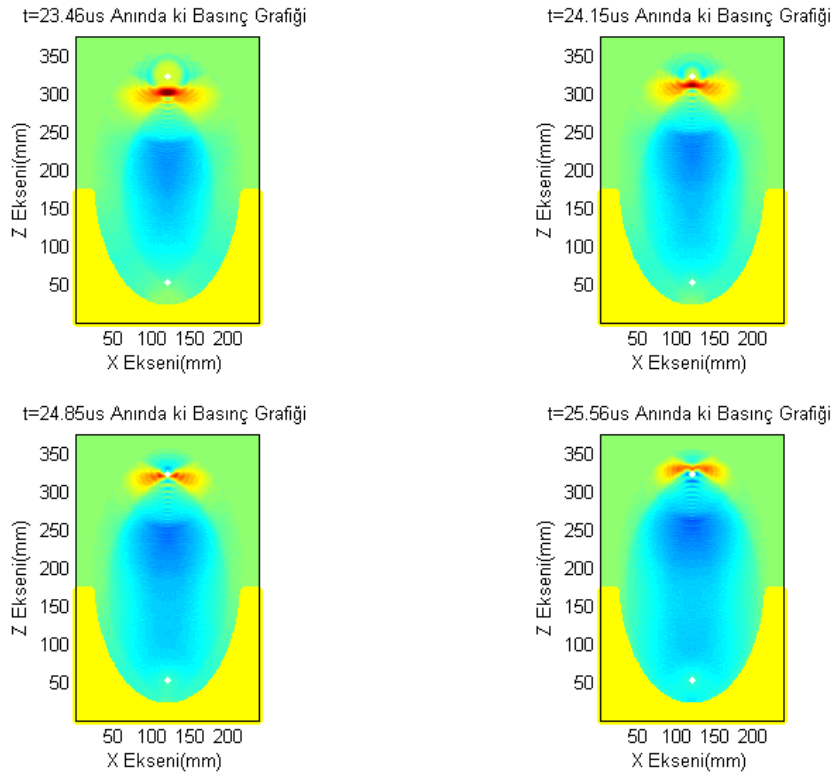


Şekil 4.7 Farklı sıcaklıklarda elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafikleri.
a) 0°C b) 30°C

Sıcaklık değişim grafiklerini iki boyutlu olarak incelersek Şekil 4.8'de maksimum basınç anı ve öncesinde oluşan farklı t zaman anlarındaki basınç değişim grafikleri görülebilir. Yine burada da zaman değişimi dışında belirgin bir basınç dağılım farkı görülmemektedir.



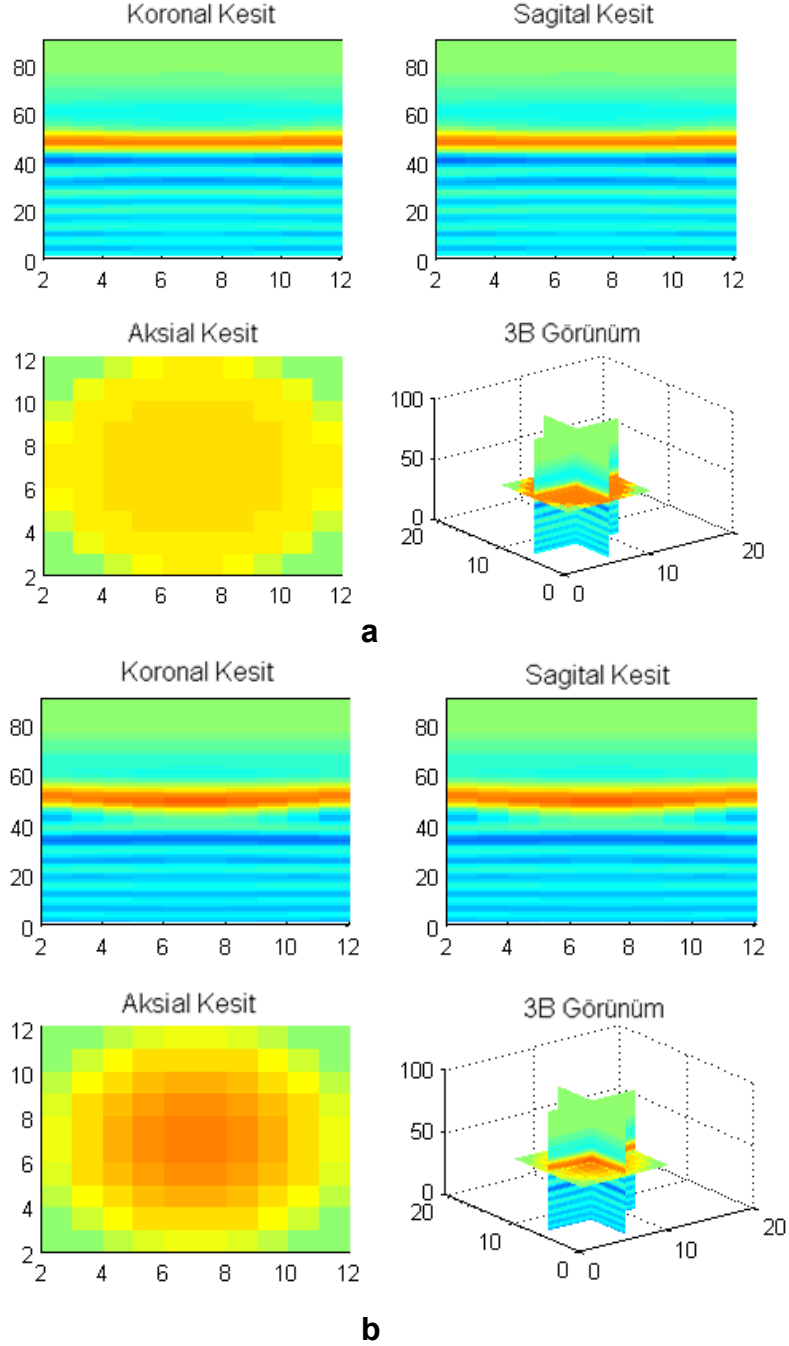
a



b

Şekil 4.8 Farklı sıcaklıklarda ve “t” zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikler; **a)** 30°C ve t=21.45us,t=22.11us,t=22.78us ve maksimum basınç anı olan t=23.46us deki basınç değişimi **b)** 0°C ve t=23.46us,t=24.15us,t=24.85us ve maksimum basınç anı olan t=25.56us deki basınç değişimi

Son olarak elde edilen veriler kullanılarak üç boyutlu hacimsel modelleme yapıldıktan sonra farklı t anlarında elde edilen grafikler Şekil 4.9 karşılaştırmalı olarak görülmektedir.



Şekil 4.9 Farklı sıcaklıklarda elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler; **a)** 30°C ve maksimum basınç anı olan $t=23.46\mu s$ deki basınç değişimi **b)** 0°C ve maksimum basınç anı olan $t=25.56\mu s$ deki basınç değişimi

Sonuç olarak gerçekçi girdi parametreleri kullanıldığında simülasyonun tutarlı çıktı değerleri verdiği görülmektedir.

4.2 Deneysel Yapılan Çalışma Sonuçlarının Simülasyon Üzerinde Değerlendirilmesi

Bu bölümde ESWL sistemi üzerinde performansı arttırmak amacıyla yapılan deneysel çalışmanın sonuçları incelenerek benzer etkiyi simülasyon üzerinde görebilmek için simülasyon girdi parametrelerinin mantıksal değişimler ile sonuç elde edilmeye çalışılmıştır.

Oluşturulan deney düzeneği Bölüm 3.6'da detaylı olarak anlatılmaktadır. Deneyin ilk aşamasında suyun içerisindeki hava miktarı 2.5mg/lt olarak sabitlendikten sonra 5 adet test taşı test prosedürüne göre kırılmış ve her biri için toplamda uygulanan atış sayıları kaydedilmiştir. Daha sonra aynı koşullar altında sadece suyun içerisindeki eriyik hava miktarı değeri 1.5mg/lt'ye düşürülerek aynı işlemler tekrarlanmıştır. Bu çalışma sonucu elde edilen sonuçları Çizelge 4.4'te görülebilmektedir. Bu tablodan da anlaşılabileceği gibi suyun içerisindeki hava miktarı azaltıldığında cihazın taş kırma performansı %17,5 oranında artmıştır.

Çizelge 4.4 Deneysel olarak elde edilen toplam atış sayıları
Toplam Yapılan Atış Sayısı

1lt Suda 2.5mg Hava	1 lt Suda 1.5mg Hava
315	255
319	258
309	253
312	262
321	270
Ortalama: 315 Atış	Ortalama: 260 Atış

Toplam atış sayısındaki azalma sonucu elde edilen bu performans artışının nedeni her şok dalgasının taşa etkisinin daha fazla olmasından kaynaklanmaktadır. Bu

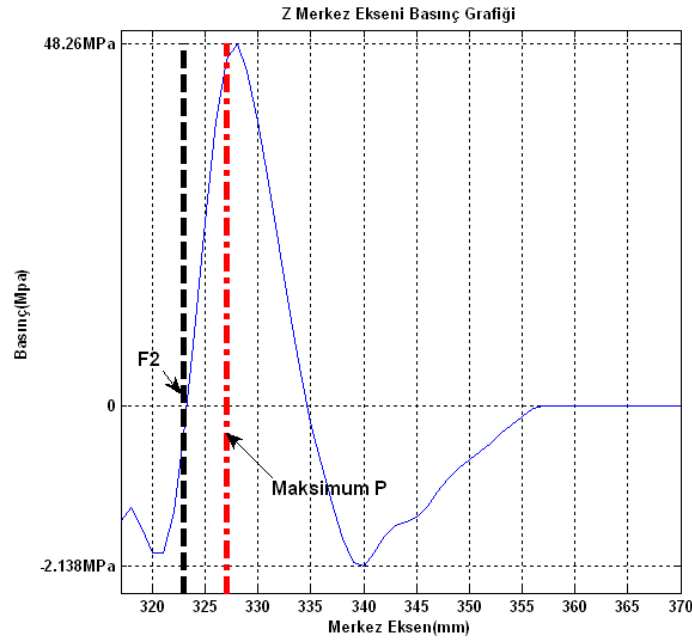
nedenle simülasyonda suyun kütle yoğunluğunu değiştirerek maksimum basınç noktasında ve blasth-path içerisinde kalan alanda belirli bir basınç artışı oluşması beklenmektedir. Bu veriler ışığında simülasyonda kullanılan parametrelerin listesi Çizelge 4.5’de görülmektedir. Bu değişken girdileri kullanılarak yapılan simülasyonun sonuçları ve yorumlanması Bölüm 4.2.1’de incelenebilir.

Çizelge 4.5 Farklı miktarlarda eriyik hava değerleri içeren su özelliklerine uygun parametre listesi

Parametre Tanımı	2.5mg/lit Su için	1.5mg/lit Su için
Ortam Sıcaklığı	20 °C	20 °C
Elektrot Rezistansı	580 kΩ	580 kΩ
Kapasitans Değeri	40 nF	40 nF
Şarj Voltajı	22 KV	22 KV
Suyun Kütle Yoğunluğu	1000 kg/m ³	900 kg/m ³
Pirinç’in Kütle Yoğunluğu	8400 kg/m ³	8400 kg/m ³
Havanın Kütle Yoğunluğu	1.2041 kg/m ³	1.2041 kg/m ³
Ses Hızı (Suda)	1482 m/s	1482 m/s
Ses Hızı (Pirinçte)	343 m/s	343 m/s
Ses Hızı (Havada)	4700 m/s	4700 m/s
Örnekleme Zamanı (Δt)	10 ns	10 ns
Örnekleme Aralığı ($\Delta x, \Delta y, \Delta z$)	1 mm	1 mm
Sönümleyici Hücre Sayısı(PML)	10	10
Toplam Örnekleme Süresi	24.85 μ s	24.85 μ s

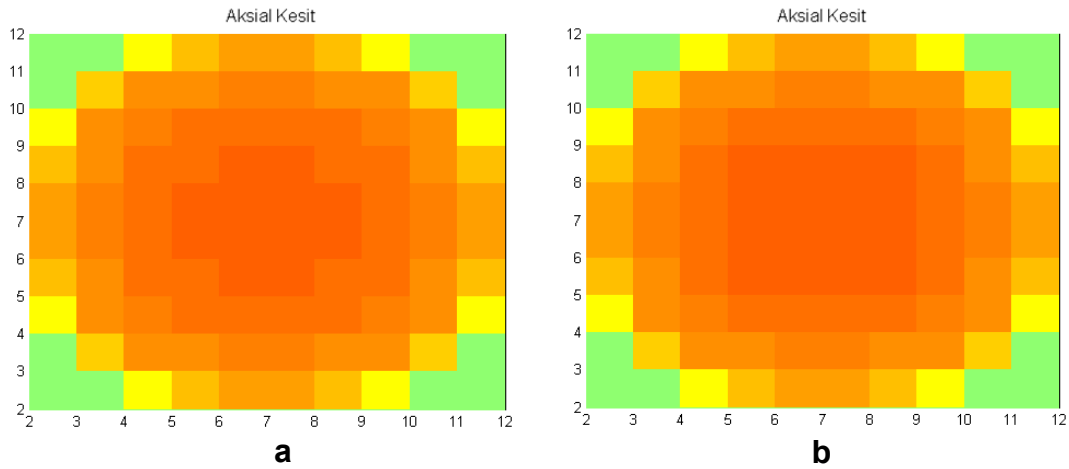
4.2.1 Simülasyon sonuçlarının incelenmesi ve yorumlanması

Simülasyon sonucu elde edilen veriler yine tek boyutlu, iki boyutlu ve üç boyutlu basınç değişim grafikleri üzerinden incelenecektir.



Şekil 4.10 Simülasyon sonucu elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği

Şekil 4.10'deki tek boyutlu basınç değişim grafiğinde de görüldüğü gibi maksimum basınç değeri 48.20MPa dan 48.26MPa yükselmiştir. Ayrıca oluşan negatif basınç değeri de -2.10MPa dan -2.138MPa inmiştir ki buda toplamdaki basınç farkının arttığını göstermektedir. Basınç farkındaki değişimin iki boyutlu karşılaştırması Şekil 4.11'de görülmektedir. Blasth-path içerisinde kalan ortalama pozitif basınç değeri normal suda 9.6853Mpa olarak hesaplanırken erimiş oksijeni indirgenmiş sudaki değer ise 9.6972MPa olarak hesaplanmıştır. Bu da ortalamada da bir basınç artışı olduğunu göstermektedir.



Şekil 4.11 Blasth-path alanının hacimsel dönüşüm uygulandıktan sonra iki boyutlu axial kesit görüntüsü **a)** 2.5mg/lt hava ihtiva eden su için, **b)** 1.5mg/lt hava ihtiva eden su için

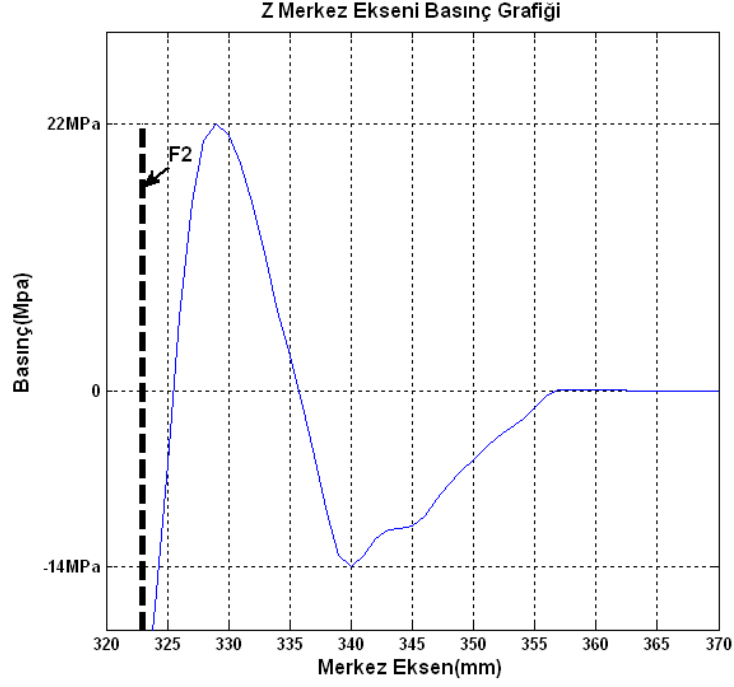
Sonuç olarak deneysel yapılan çalışmada saplanan bu performans artışı maksimum basınç noktasında oluşan basınç farkı artışı olarak modele yansıtılmıştır. Bu basınç artışı oluşturulan dalga'nın maksimum basınç noktasına ulaşırken daha az kayba uğradığını göstermektedir. Bu ve buna benzer deneyler yaparak performansa yönelik iyileştirmeler yapılabilir. Burada önemli olan teoride işe yarayacağını düşündüğümüz bir fikrin gerçekte ne gibi sonuçlar doğuracağını tam olarak bilememizdir. Bu noktada simülasyonun önemi ortaya çıkmaktadır. Bu modelleme yaklaşımı sayesinde henüz deneysel aşamaya geçmeden tasarlanan performans arttırıcı fikir simülasyon üzerinde denenerek gereksiz zaman ve para kaybını azaltabilir. Bölüm 4.3'de daha önce hiç denenmemiş performansa etkisi tam olarak bilinmeyen birkaç parametrik değişimin sonuçları irdelenecektir.

4.3 Gerçekte Hiç Denenmemiş Farklı Ortam Parametreleri Kullanarak Elde Edilen Değerlerin İncelenmesi

Özellikle sistemde düşünülen fiziksel değişiklikler çok büyük maliyetler getirmektedir. Bu nedenle bu bölümde elipsoid şeklinde, materyalinde, dalga kaynağında ve dış ortam koşullarında değişiklikler yapılması durumunda oluşabilecek sonuçlar değerlendirilecektir. Son bölümde ise elektrohidrolik litotripsi sistemlerinde sıklıkla görülen odak kayması sorunun model üzerindeki etkisi değerlendirilecektir.

4.3.1 Elipsoid materyali değiştirildiğinde elde edilen sonuçlar

Piyasada mevcut sistemlerin elipsoid materyallerine bakıldığında genelde pirinç ve paslanmaz çelik gibi sert ve kohezyona dayanıklı metaller kullanılmıştır. Bu bölümde daha önce simülasyonda kullandığımız pirinç yerine daha yumuşak bir metal olan alüminyumun kullanılması durumunda sistem performansına etkisi incelenecektir.



Şekil 4.12 Alüminyum elipsoid kullanıldığında oluşan tek boyutlu basınç değişim grafiği

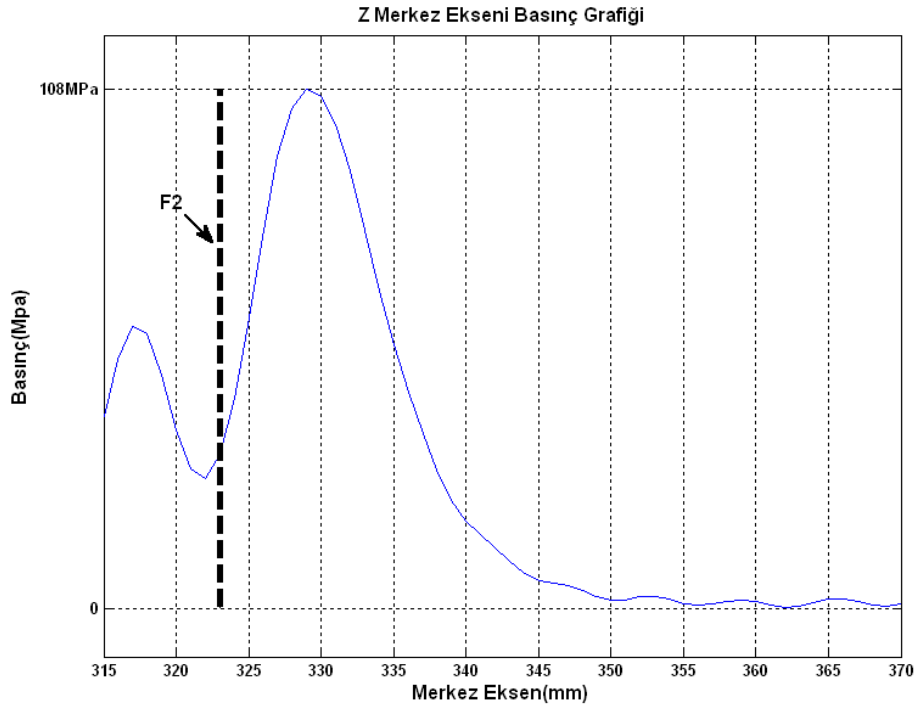
Sistem tek boyutlu olarak incelenirken maksimum basınç noktası değişebileceğinden F2 odak noktası referans alınmalıdır. Şekil 4.12’de görüldüğü gibi maksimum basınç değeri F2 odak noktası çevresinde 48.2MPa dan 22MPa a kadar düşmüştür. Bunun en büyük nedeni alüminyumun kütle yoğunluğunun pirince göre çok düşük olmasından dolayı iyi bir dalga reflektörü olmayışıdır. Şok dalgasının büyük bir kısmı elipsoid üzerinden yansıtılacağına reflektör tarafından soğrulmaktadır. Bu sistemin tek avantajı bu soğrulmadan dolayı elipsoidin dış yüzeyinden çevreye iletilen sesinin azalması sonucu ortam gürültüsünün azalmasıdır.

Bazı firmalar cihaz performansın artırılması dışında çevreye verilen gürültünün azaltılması ve cihazın özel yalıtımlı odalar dışın da kullanılabilmesi amacıyla gürültü konusunda da araştırmalar yapmaktadırlar. Tabii buradaki temel amaç elipsoid çevresini farklı bir ses yalıtımı sağlayan maddelerle kaplayarak performanstan ödün vermeden bir sonuca varmaktır. Bu etki simülasyon üzerinde elipsoid çevresine yeni bir katman tanımlanarak sağlanabilir. Bu ve buna benzer modelin geliştirilmesine yönelik etkilere Bölüm 5’de yer verilecektir.

4.3.2 Dış ortam koşullarının değiştirilmesi

Günümüzdeki ESWL cihazları genelde taşınabilir veya yarı monte durumda üretilmektedir. Bu cihazların tipik özelliği yarım bir elipsoid üzerine kauçuk benzeri esnek bir maddeden yapılan, su yastığı denilen ve hastayla temas yüzeyi sağlayan Bölüm 2.2’de anlatılan sistemlerdir. Şimdiye kadar üretilen ve taş kırma cihazları arasında altın standart olarak kabul edilen HM3 cihazında ise elipsoid bir küvet içerisine yerleştirilmiştir ve hasta bu küvetin içerisine sokularak taş kırılmaktaydı. Bu tip cihazlar artık üretilmese de hala bilinen en iyi taş kırma performansına sahiptir ve dünya üzerinde birkaç merkezde kullanılmaya devam etmektedir. (Bölüm 2.2.1.1)

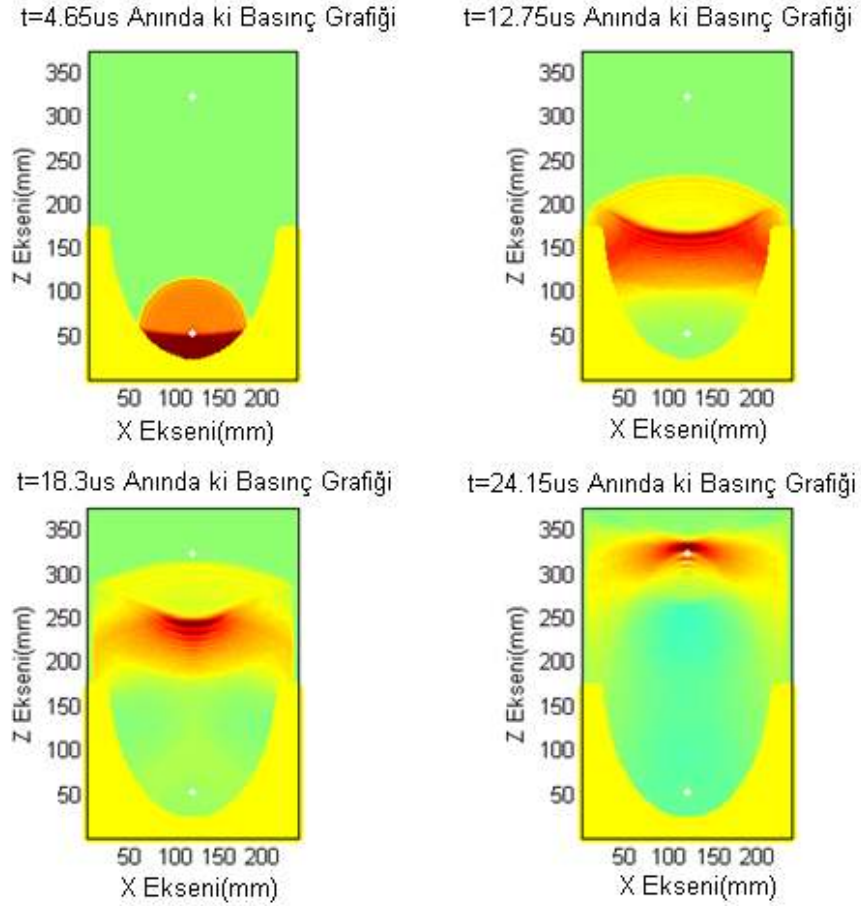
Yapılan bu çalışmada HM3 cihazının bu özelliği dikkate alınarak hava ortamı olarak tanımlanan bölge su ortamı olarak tanımlanması durumunda taş kırma performansındaki etkiler değerlendirilecektir.



Şekil 4.13 Tamamı su olarak tanımlanan ortamda oluşturulan şok dalgasının tek boyutlu basınç değişim grafiği

Simülasyon sonucu elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği Şekil 4.13’de görülmektedir. Bu grafikten de anlaşılacağı gibi maksimum basınç değeri 48.2MPa

dan 120MPa kadar artmıştır. Her ne kadar minimum basınç değeri çok düşük olsa da aradaki bu büyük fark bu cihazın performansının neden hala ulaşılamadığını net bir şekilde göstermektedir. Simülasyon iki boyutlu olarak incelendiğinde farklı t anlarında elde edilen basınç değişim grafikleri Şekil 4.14'te görülebilir. Burada da görüleceği gibi şok dalgaları simülasyon alanının tamamına yayılarak daha az soğrulmayla F2 noktasına ulaşmaktadır.



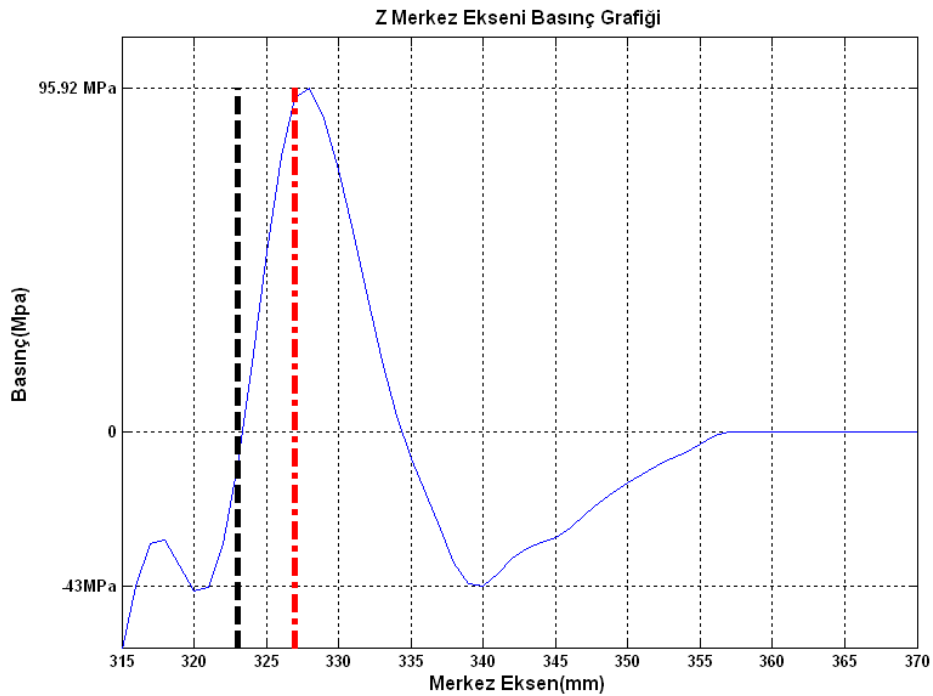
Şekil 4.14 İki boyutlu basınç değişim grafiği

Daha öncede bahsedildiği gibi taş kırma performansı göz önünde tutulması gereken tek parametre değildir. Sistemin uygulanabilirliği, kurulum ve işletme maliyeti gibi birçok parametre üretici ve alıcılar tarafından önem taşır. Bu nedenle bu cihaz optimize edilerek günümüzdeki küçük, genellikle taşınabilir, üretim ve işletme maliyetleri düşük olan sistemlere doğru gelişim göstermiştir.

4.3.3 Voltaj değerinin değiştirilmesi

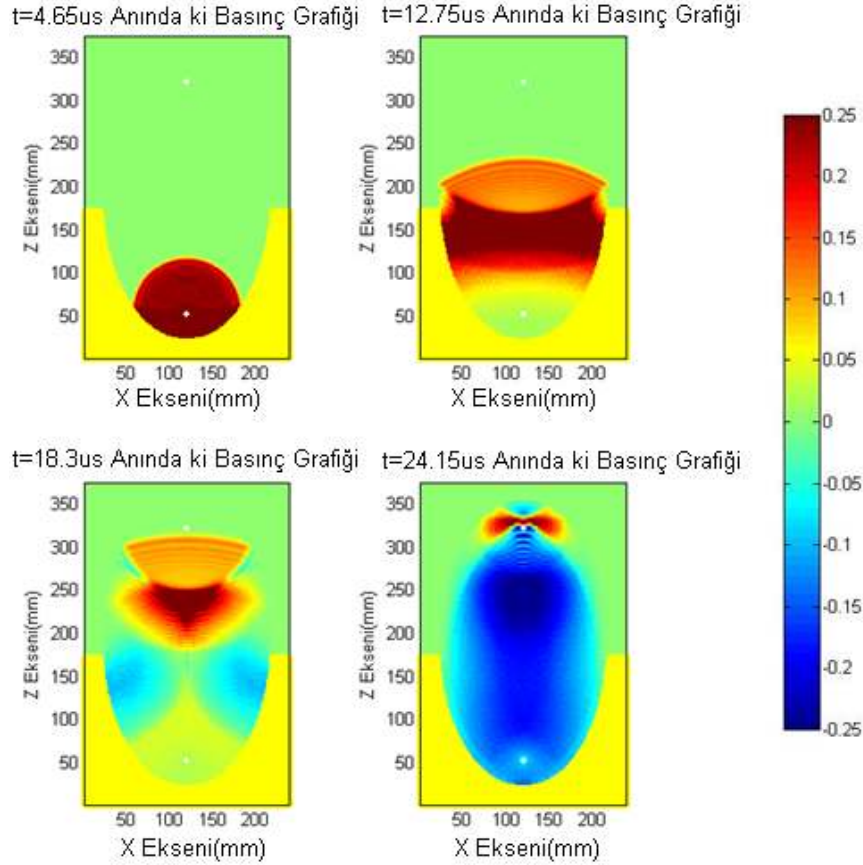
Şok dalgasını oluşturabilmek için kapasitörün minimum 16KV değerinde doldurulması gerekmektedir. Terapi sırasında kullanılan optimum KV değeri ise 22KV dur. Bu nedenle yapılan deneylerde ve simülasyonlarda KV değeri 22KV olarak alınmıştır. Bu bölümde KV değerindeki artışın performansa olan etkisi incelenecektir. KV ve kapasitans değerindeki artışın Q_F toplam enerji değerini arttıracak için basınç değerinin arttığı bilinmektedir. Burada en büyük sorun şok dalgasının hastaya iletilmesi esnasında oluşan hastaya verilen acı ve dolayısıyla çevre dokularda oluşan doku tahribatının da artmasıdır. Yani tedavinin faydadan çok hastaya daha büyük zarar vermesidir. Mevcut sistemlerde kullanılan maksimum KV değeri 26KV olarak sabitlenmiştir. Bu simülasyonda oluşturulan dalganın girdi parametresi olarak aldığı kapasitans ve KV değerleri değiştirilerek sistem performansı incelenmektedir.

Simülasyonda girdi parametresi olarak yine Bölüm 4.1.1'deki gerçek ölçüm koşulları kullanılmış, sadece Q_F değeri iki kat arttırılmıştır. Bu koşullar altında elde edilen bir boyutlu basınç değişim grafiği Şekil 4.15'de görülebilir.



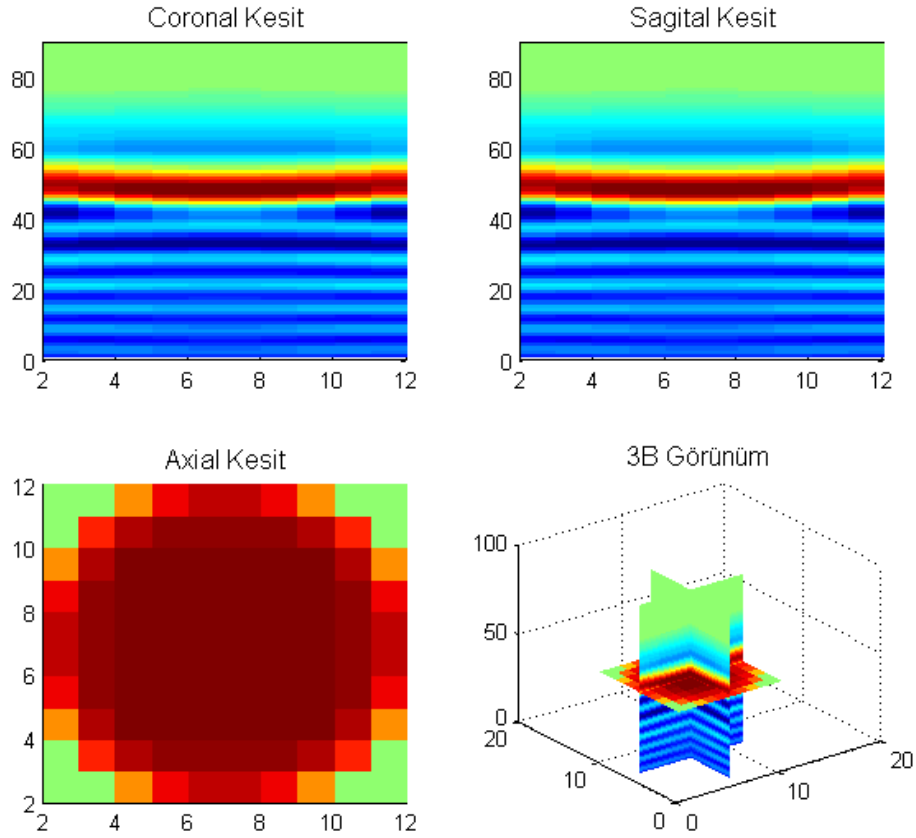
Şekil 4.15 Q_F değeri iki kat arttırıldığında elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği

Bölüm 4.1.1’de ölçülen maksimum basınç değeri 48.2MPa idi, Şekil 4.15’deki grafikte de görüldüğü gibi maksimum basınç değeri 95.92MPa olmuştur. Q_F değerindeki bu iki kat artışı maksimum basınç değerinin de iki kata yakın artmasına neden olmuştur. Sistem iki boyutlu zamana göre değişim grafiği Şekil 4.16’da incelendiğinde renk skalasındaki yüksek basıncı gösteren siyah alanların Şekil 4.2 dekine kıyasla çok daha geniş bir alan kapladığı gözükmemektedir.



Şekil 4.16 Q_F değeri iki kat artırıldığında farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikleri

Son olarak hacimsel dönüşüm uygulandığında elde edilen Şekil 4.17’deki grafikte de görüldüğü gibi Q_F değerini iki kat artırmak maksimum basınç değeri açısından basıncı iki kat artırmaktadır. Bu tür sistemlerin etkisi hasta üzerinde istenildiği gibi olmayabilir. Sonuç olarak sistemin sağladığı faydanın hiçbir zaman oluşturduğu zarardan daha fazla olmaması temeldir. Bu sistem tam olarak işe yarayıp yaramayacağı ancak yapılacak gerçek uygulamalar sonucu belli olacaktır.



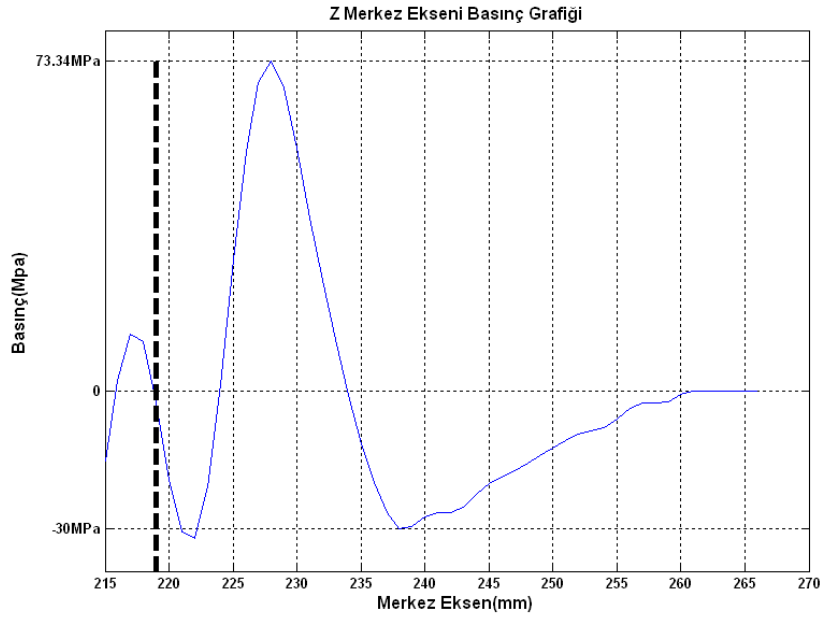
Şekil 4.17 Q_F değeri iki kat arttırıldığında elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler

4.3.4 Elipsoid ölçülerinin değiştirilmesi

ESWL cihazlarındaki en kritik noktalardan biriside elipsoidin boyutlarıdır. Her firma uzun araştırmalar sonucunda belirlediği elipsoid ölçüsünü genelde patent olarak koruma altına alır. Elipsoidin ölçüsünde yapılan her değişiklik sonunda sistemin maksimum basınç noktası ve blast-path alanının yeniden belirlenmesi gerektiği için bu tür değişiklikler üreticiye çok büyük maliyetler getirmektedir. Oluşturulan modelin belki de en önemli kullanım alanlarından birisi bu alanda olacaktır.

Genel olarak mevcut ESWL sistemleri incelendiğinde elipsoidin kenar noktasından F2 ikinci odak noktası arasındaki mesafe 12 ila 15cm arasında değişmektedir. Bunun nedeni hastanın derisi ile böbrek içerisindeki taşın yerinin hastanın boyu, kilosu, vücut yapısı gibi bazı fiziksel parametrelere göre değişiklik göstermesidir. Örneğin zayıf hastalarda aradaki mesafe su yastığı ile kapatılırken şişman hastalarda bazen elipsoidin kenarına kadar hasta yanaştırılsa dahi hastanın taş odak noktasına denk getirilemeyebilir.

F2 noktasının elipsoid olan uzaklığı azaldıkça cihazın taş kırma performansının arttığı bilinmektedir. Yapılan bu simülasyonda da elipsoid ölçüleri küçültülerek sistemin performansına olan etkisi değerlendirilmiştir. Bölüm 3.2.1’de anlatıldığı gibi simülasyona girdi parametresi olarak tanımlanan a ve b değerleri bu simülasyonda a = 120mm, b = 90mm olarak tanımlanmıştır. Bu yeni parametreler altında yapılan simülasyon sonucu elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği Şekil 4.18’de görülmektedir.

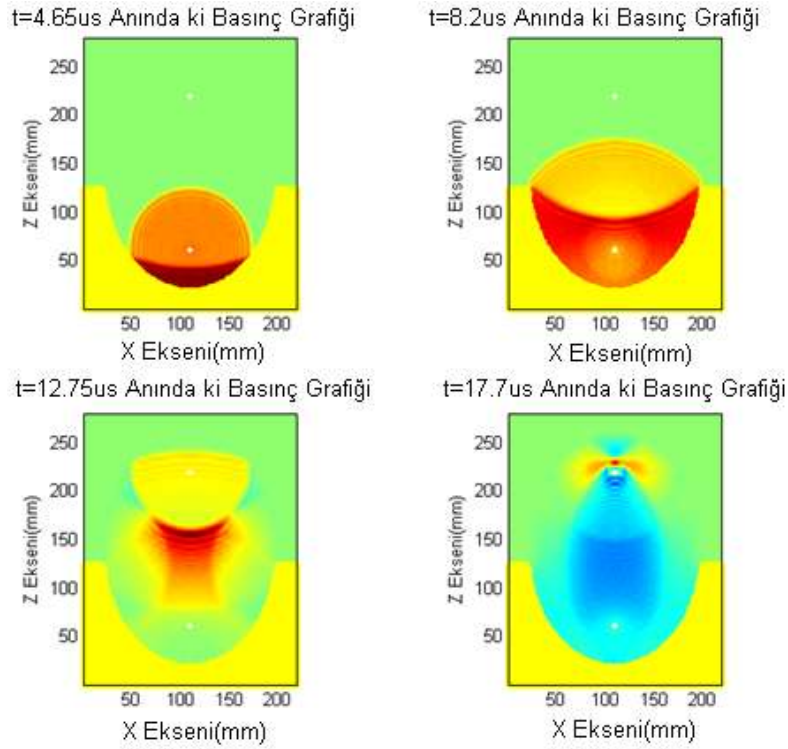


Şekil 4.18 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den elde edilen tek boyutlu basınç değişim grafiği

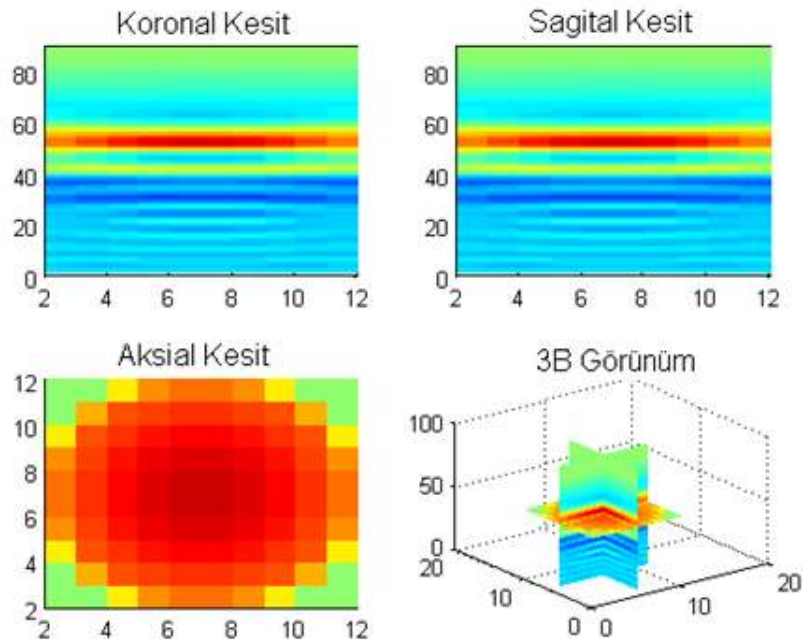
Bu grafikte de görüldüğü gibi maksimum basınç değeri 48.2MPa dan 73.34MPa çıkmıştır. Aynı sistem Şekil 4.19’de iki boyutlu olarak incelendiğinde basıncın artmasının yanı sıra süreninde kısaldığı görülebilir. Bunun nedeni ise ölçülerin küçülmesi sonucu şok dalgasının F2 noktasına aldığı yolunda kısılmasından kaynaklandığını söyleyebiliriz.

Son olarak hacimsel dönüşüm uygulandığında elde edilen Şekil 4.20’deki aksial kesit incelendiğinde maksimum basınç değerinin artmasına rağmen blasth-path alanının küçüldüğü görülebilir. Bu küçülme nedeniyle taşın daha iyi odaklanması gerekmektedir. Hasta tedavi sırasında nefes alıp verme kalp atışı titreme gibi yaşamsal faaliyetlerine devam ettiği için taş sürekli bir hareket içerisinde. Bu

hareket nedeniyle blasth-path alanının geniş olması terapi sırasında taşı bu alan içerisinde tutmayı kolaylaştırmaktadır.



Şekil 4.19 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basınç değişim grafikleri

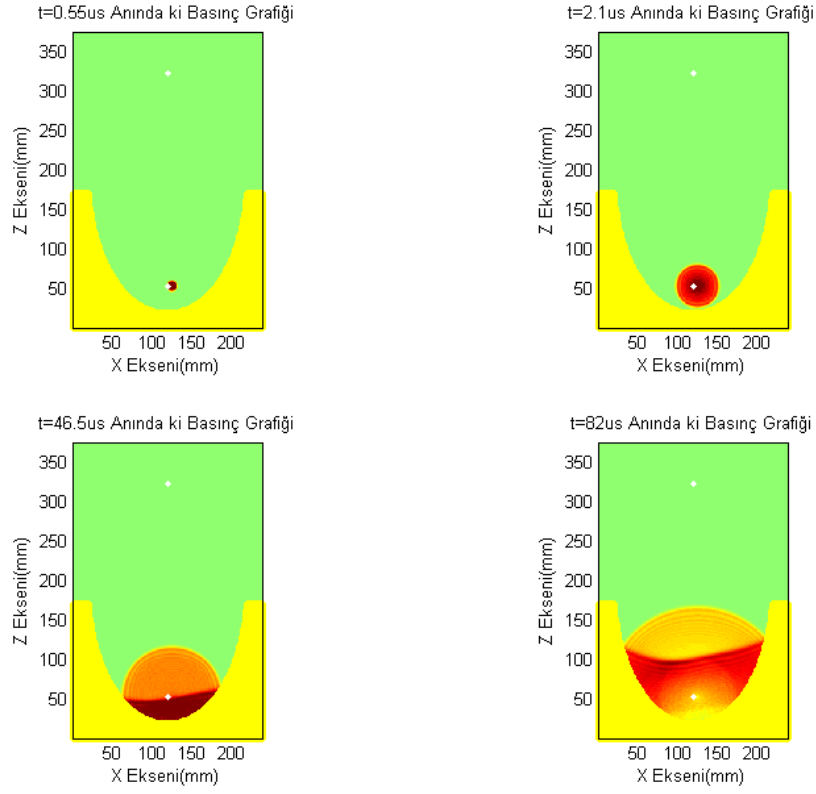


Şekil 4.20 Daha küçük ölçülerdeki elipsoid den elde edilen üç boyutlu basınç değişim grafikler

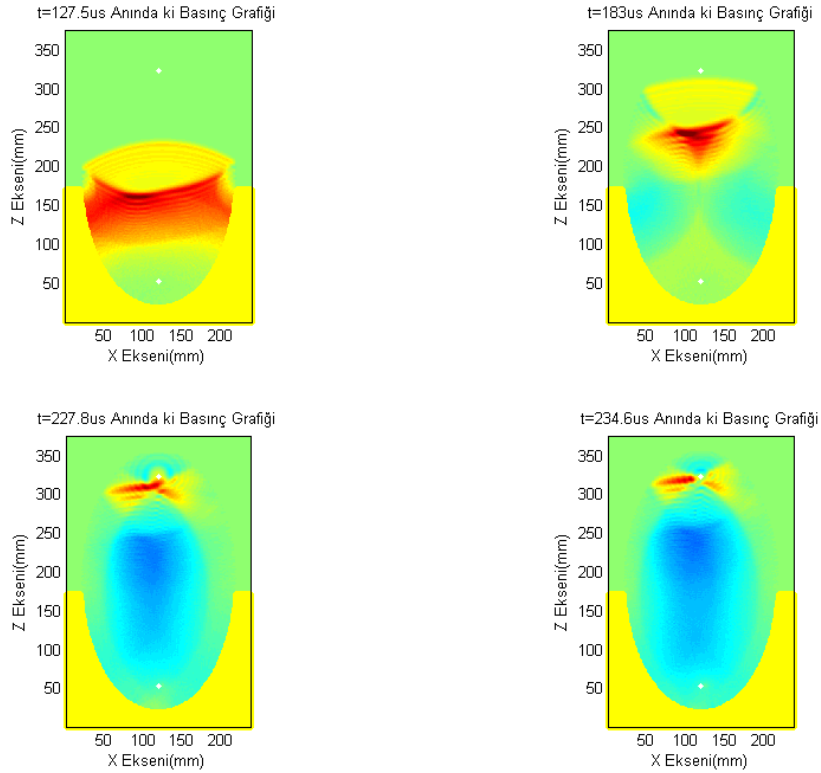
4.3.5 Odak kayması etkisi

Elektrohidrolik litotripsi sistemlerinde görülen yaygın sorunlardan biride F1 odak noktasının kaymasıdır. Elektrot üzerinde oluşturulan elektrik arkı nedeniyle elektrotun uçları arasında yüksek ısı ve basınç nedeniyle deformasyon görülür. Bu deformasyon elektrotun uçları arasındaki mesafenin açılmasına neden olur. Elektrotun uçları arasındaki mesafenin açılması odak noktasının kaymasına ve oluşturulan şok dalgasının basınç değerinin düşmesine neden olur. Bu nedenlerden dolayı elektrotların her hastadan sonra değişmesi veya yeniden odak noktasının kalibre edilmesi gerekmektedir.

Odak kayması sonucu cihazın taş kırma performansının azaldığı bilinmektedir. Yapılan bu simülasyonda F1 noktasındaki dalga kaynağının konumu x ekseninde 5mm kaydırılmıştır ve sonuçlar iki boyutlu simülasyon sonuçları üzerinden değerlendirilmiştir. Şekil 4.21.a'de oluşturulan basınç dalgasının ilk yayılım safhaları görülebilir. Burada özellikle basınç dalgasının elipsoid yüzeyinden yansırken dalga şeklinin nasıl bozulduğu görülebilir.



a



b

Şekil 4.21 Odak kayması sonucu farklı t zamanlarında elde edilen iki boyutlu basıç değişim grafikleri a) dalga oluşumunun ilk anları b) dalganın F2 noktasına ulaştığı anlar

F2 ikincil odak noktasına yaklaşıldığında ise basınç dalgasının blasth-path dışına çıkarak dağılması Şekil 4.21.b'de görülmektedir. Burada balsth-path alanının şeklinin bozulduğu rahatlıkla görülebilir.

Oluşturulan bu model sayesinde odak kayma etkisi X ve Z eksenleri üzerinde farklı noktalara kaydırılarak kolaylıkla analiz yapılmasına olanak sağlamaktadır.

5 TARTIŞMALAR

Bu tezde gerçekleştirilen çalışmanın ana amacı litotripside kullanılan şok dalgasının üç boyutlu olarak simülasyonu ve elde edilen simülasyon sonuçlarının gerçek ölçüm verileriyle karşılaştırılarak modelin doğruluğunu test etmektir. Tezde yapılan diğer çalışma ise şok dalgası performansını arttırmak amacıyla litotripsi sistemlerinde kullanılan suyun içerisindeki eriyik hava miktarını azaltarak performansa etkisini incelemek ve bu etkiyi simülasyon üzerinde görmektir. Bu temel iki amaç doğrultusunda öncelikle piyasada üretilen son nesil litotripsi sistemleri incelenmiş ve bu sistemlere bağlı kalarak bilgisayar ortamında gerçek zamanlı matematiksel model oluşturulmuştur.

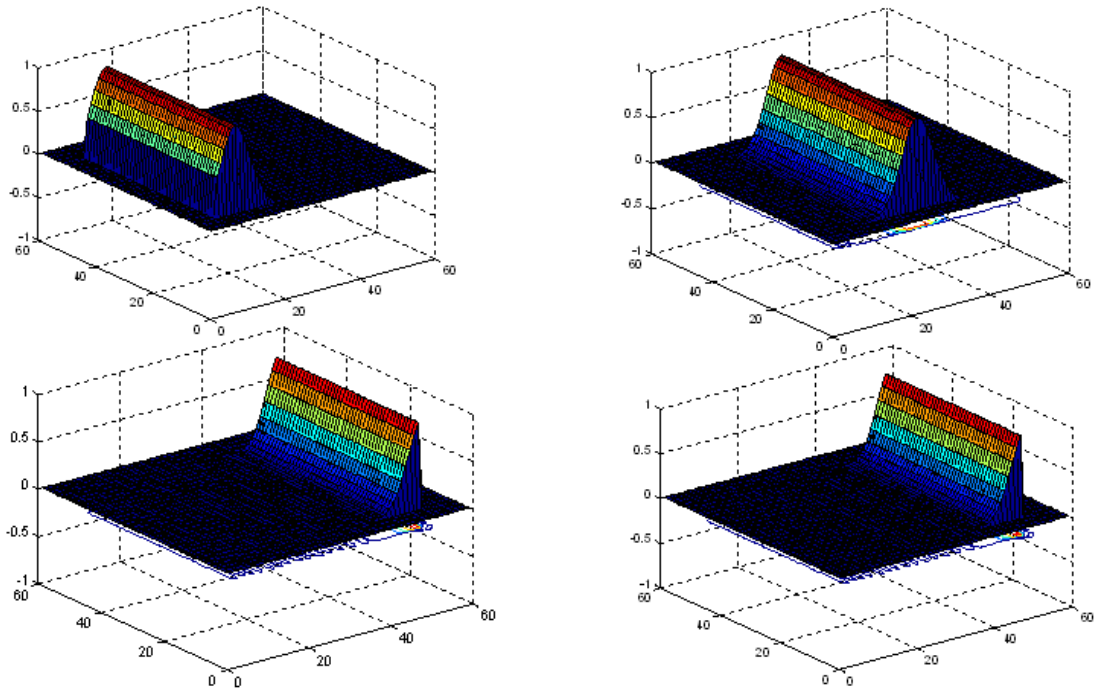
Oluşturulan modelin temeli, akustik dalgaların zamana göre yayılımıdır. Bu çalışmada akustik dalga yayılımının zamandaki değişimini inceleyebilmek için zamanda sonlu farklar yöntemi kullanılmıştır (FDTD). Model oluşturulurken litotripsi sistemini oluşturan birçok fiziksel parametre girdi veya değişken olarak tanımlanmıştır.

Model oluşturulduktan sonra gerçek verilerle test edilmiş ve gerçekçi çıktı sonuçları elde edilmiştir. Model ayrıca performans artırmak amacıyla yapılan deneysel çalışmanın sonuçlarına benzer girdi değerleri kullanan simülasyon sonuçları ile karşılaştırılmış ve yine tutarlı sonuçlar elde edilmiştir. Yapılan bu çalışmada son olarak dalga kaynağı, reflektör boyutu, ortam koşulları gibi farklı parametrelerin simülasyon sonucuna etkisi denenmiş ve elde edilen sonuçlar yorumlanmıştır.

Bu çalışma sonunda litotripsi sisteminin gerçek zamanlı bilgisayar modeli elde edilmiştir. Oluşturulan model üzerinde yeni tasarım fikirleri geliştirilebilmesi amacıyla birçok fiziksel parametre modele girdi veya değişken olarak tanımlandı. Modeli kullanılarak oluşturulan simülasyon sonuçlarını farklı açılardan inceleyebilmek için grafik çıktıları oluşturan alt bir yardımcı fonksiyon yazıldı. Ayrıca blast-path alanını daha detaylı bir şekilde hacimsel olarak da incelenebilmesi amacıyla diğer bir alt fonksiyonda oluşturuldu.

Oluşturulan model sayesinde mevcut sistemleri geliştirmek veya tamamen alıılmışın dışında bir sistem tasarlamak istendiğinde öncelikli olarak değişikliklerin oluşturulan bu modelle test edilmesi sayesinde tasarım maliyeti, tasarım süresi, yeni tasarım fikirleri oluşturulması, tasarıma yön verilmesi konusunda büyük bir katkı sağlayacağı düşünülmektedir. Günümüzde böbrek taşı kırma ve bazı ortopedik operasyonlar dışında kanser, kalp hastalıkları tedavisi gibi deneysel çalışmalar gelecekte litotripsi sistemi temelli birçok özel amaçlı cihaza ihtiyaç duyulacağını göstermektedir. Bu tür modeller sayesinde gelecekteki yeni nesil litotripsi sistemleri hızla geliştirilerek kullanıcıların hizmetine sunulabilir.

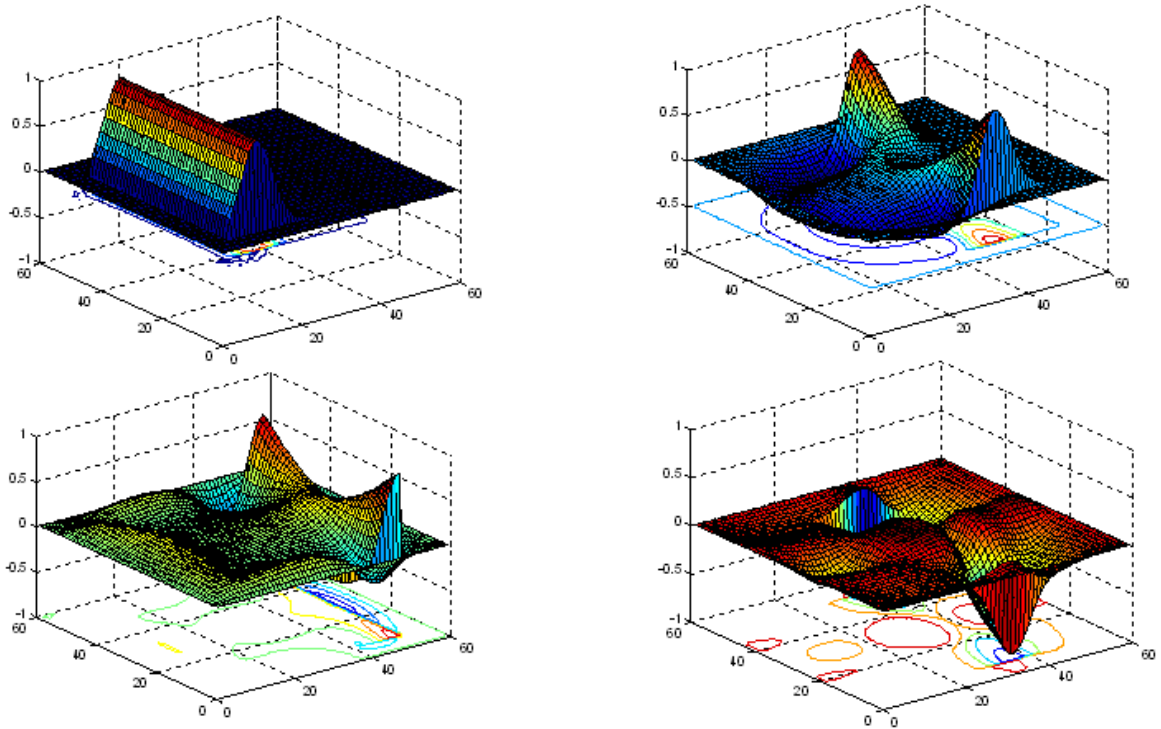
Oluşturulan modelde elektrohidrolik şok dalgası kaynağına sahip litotripsi sistemleri temel alınmıştır. Bunun nedeni modelin gerçekçi çıktı değerleri verebilmesi için ilk olarak gerçek ölçüm verileri üzerinden katsayı değerlerinin saptanmasının gerekmesidir. Yapılan bu çalışma sırasında sadece elektrohidrolik litotripsi sisteminin gerçek ölçüm verileri elde edildiği için simülasyon alanı buna uygun olarak tanımlanmıştır. Yapılan çalışmanın ilk aşamalarında dalga kaynağı elektrohidrolik sistemler dışında elektromanyetik ve piezoelektrik sistemlere uygun olarak geliştirilmiştir. Bu nedenle mevcut sistemde yapılacak birkaç değişiklikte model elektromanyetik ve piezoelektrik sistemlere de uygun hale getirilebilir.



Şekil 5.1 Lineer basınç dalgası yayılımı

Şekil 5.1’de lineer basınç dalgası görülmektedir. Bu dalga şekli piezoelektrik ve elektromanyetik sistemlerin kullandığı dalga şekline temel oluşturmaktadır. Bölüm 2.2.2.3’de anlatılan piezoelektrik litotripsi sistemlerinde küre içerisine yan yana sıralı bir şekilde yerleştirilmiş her bir piezoelektrik kristal lineer basınç dalgası üreterek odak noktasına iletir. Mevcut model kullanarak küre içerisindeki kristallerin konumları belirlendikten sonra bu noktalara lineer basınç kaynakları tanımlanırsa gerçeğe yakın sonuçlar elde edilebilir.

Yine benzer bir şekilde elektromanyetik litotripsi sistemlerini modellemek için lineer bir dalga kaynağının önüne akustik bir lens tanımlanması yeterlidir. Örneğin Şekil 5.2’de lineer dalga kaynağının önüne yerleştirilmiş akustik lensin dalga yayılımına olan etkisi görülmektedir. Bu tür sistemlerdeki en kritik nokta sistemin fiziksel olarak çok iyi bir şekilde tanımlanması gerekmesidir. Dalga kaynağının lense olan mesafesi, akustik lensin şekli ve akustik özellikleri sistemin doğru sonuçlar verebilmesi için gereken en kritik noktalardır. Bu tür bilgiler genelde patentli veya şirket sırrı olduğu için edinilmesi oldukça zordur.



Şekil 5.2 Lineer dalga kaynağının önüne yerleştirilmiş akustik lensin etkisi

Bu modelin bir diğ er avantajı ise k    k değişiklerde bile b    k performans artışlarının sağlanabileceğinin g  r  lmesidir. Buda hala mevcut litotripsi sistemlerinin geliştirilebileceğini g  stermektedir.

5.1 Çalışmadaki Sınırlayıcı Etkenler

Gerçekleştirilen çalışmalarda gerek sonuçların üzerinde gerekse bu sonuçların karşılaştırılmasında sınırlayıcı bir takım etkenlerin varlığı s  z konusudur. Bu etkenlerin başında simülasyonda kullanılan örneklem alanının çok b    k olması ve şok dalgasının fiziksel özellikleri g    n ne alındığında bu alanın ve örneklem zamanının çok k    k parçalara ayrılması gerektiğinden simülasyon süresinin oldukça uzun olmasıdır. G  n m  zde bilgisayar sistemlerindeki gelişim hızına bakarsak ileride bu bir sorun teşkil etmeyebilir fakat bu çalışma sırasında örneklem aralığı ve örneklem zamanı optimize edilmesi gerekmiştir. Örneklem ve zaman aralığı çok daha k    k tanımlanırsa elde edilen simülasyon sonuçları çok daha gerçekçi olacaktır. Ayrıca bu sayede eliptik bir geometri gerçeğe daha yakın bir şekil ile ifade edilmiş olur.

Çalışmadaki bir diğ er sorun gerçekte üretilen şok dalgasının basınç değerinin  l    lmesi işleminin çok y  ksek maliyetli bir  l    m olduğu için üretici firma tarafından bile sadece cihazın ilk üretiminde yapılması sonucu kullanılan örnek verilerin sadece firmanın belirttiği verilerle sınırlı kalmasıdır. Eğer simülasyonun gerçeklenmesi sırasında daha çok referans  l    m verisi kullanılsaydı simülasyon sonuçları gerçek sonuçlara çok daha yakın olabilirdi.

Son olarak FDTD modelleme yönteminin bir sonucu olarak simülasyon alanının kenarlarında simülasyonu bozucu yönde etkiler oluşturmaktaydı. Bu etki kenar noktalarına PML ve tampon bir katman oluşturularak giderilmiştir. Ayrıca bu katmanların kalınlıkları simülasyon sonuçlarındaki etkiye g  re değiştirilebilir.

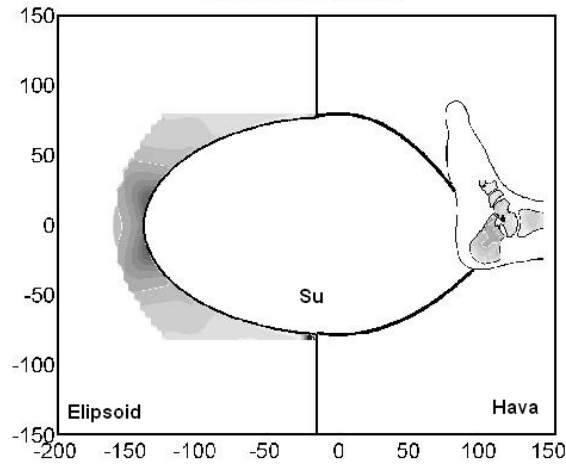
5.2 Gelecekteki  alışmalar

Oluşturulan modelde kullanılan birçok fiziksel parametre simülasyon girdisi olarak tanımlanmıştır. Bu sayede bu parametrelerin her biri tek başına gerçekçi

değerlerle değiştirilerek etkileri izlenebilmektedir. Modelde kullanılan bu girdi parametreleri arttırılarak daha farklı geometriler oluşturulup daha fazla farklı özellikte katman tanımlanabilir. Örneğin, F2 odak noktasında olan taşın çevresindeki su yerine yağ dokusu şeklinde tanımlanarak etkileri değerlendirilebilir. Bu sayede model sadece sistemin özelliklerinin geliştirilmek için değil taş kırma sırasında oluşan fiziksel etkilerin incelenmesi için de kullanılabilir.

Oluşturulan modelde günümüzde en yaygın olarak kullanılan elektrohidrolik şok dalgası sistemi temel alınmıştır. Bölüm 2.2.2’de detaylı olarak bahsedildiği gibi elektromanyetik sistemlerde günümüzde giderek yaygınlaşan diğer bir şok dalgası üretme sistemidir. Bu çalışmada yapılacak birkaç değişiklikten sonra elektromanyetik sistemlerde rahatlıkla modellenenebilir. Elektromanyetik sistemlerde en kritik nokta düzlemsel dalganın odaklandığı akustik lensin fiziksel ölçüleri ve üretileceği materyaldir. Bu sisteminde modellenmesiyle yeni tasarlanacak akustik lensin performans sonuçları uzun üretim sürecine girmeden ilk değerlendirmeler elde edilerek tasarıma yön verilebilmesine olanak sağlanmış olur.

Günümüzde litotripsi sistemleri bazı ortopedik operasyonlarda da kullanılmaya başlanmıştır. Birkaç kullanım alanına örnek vermek gerekirse, iyileşmeyen çatlak kemiklerin litotripsi sistemi yardımıyla dışarıdan tahrip edilerek kemik doku çevresinin tekrar iyileşme sürecine sokmak amacıyla veya kemik uçlarındaki istenmeyen büyümelerin ameliyatsız olarak kırılması amacıyla kullanımlarını sayabiliriz. Litotripsi sistemlerinin bu operasyonlara uygun olabilmesi için odak noktası daha kısa olan ve maksimum basınç alanı daha küçük olan sistemlere ihtiyaç duyulmaktadır. Bu nedenle günümüzde bazı üreticiler ele sığabilecek büyüklükte ortopedik operasyonlarda kullanılabilecek sistemleri piyasaya sürmektedirler. Geliştirilen bu model üzerinde yapılacak değişimler ile bu tür cihazların tasarımında da kullanılabilir. Ayrıca Şekil 5.3’de görüldüğü gibi litotripsi sistemlerinin kemik doku üzerindeki etkilerinin incelenmesinde yine bu modelden faydalanılabilir.



Şekil 5.3 Modelin ortopedik çalışmalar için uyarlanması

Yapılan bazı çalışmalar kalp krizi geçirmiş ve kalp yüzeyinde ölü kas dokular oluşan kişilerde şok dalgaları kullanılarak buradaki ölü dokuyu tahrip edip yenilenmesini amaçlanmaktadır. Bir diğer çalışmada ise kanserli dokuların şok dalgasının ısı etkisinden faydalanarak kanserli bölgenin ameliyata gerek duyulmadan yok edilmesini amaçlamaktadır. Bu çalışmalar eğer olumlu sonuçlar verirse gelecekte bu alanlar için özelleştirilmiş litotripsi sistemlerine ihtiyaç duyulacaktır. Mevcut modelin istenilen özelliklere göre değiştirilmesi sonucunda çok kısa sürede bu yeni alanlardaki ihtiyaçlara uygun olarak yeni cihazlar tasarlanabilir.

Modelleme için örnek alınan matematiksel formül değiştirilerek daha karmaşık formüller denenebilir.

Modelleme yöntemi olarak seçilen FDTD yerine özellikle çok fazla girintili ve oval yüzeylerin tanımlanmasında daha etkin sonuçlar veren sınırlı eleman zaman boyutu (Finite Element Time Domain, FETD) kullanılabilir.

Oluşturulan hacimsel veriler MATLAB yerine başka paket programlar kullanılarak üç boyutlu görüntüler oluşturulursa yapılan incelemeler daha kolay yorumlanabilir.

Suyun kütle yoğunluğu ve ses yayılım hızı matematiksel olarak hesaplanabilir. Bu sayede gerçek ortamdaki basınç, hava sıcaklığı parametreleri girilerek ara sıcaklık değerlerinde de simülasyonlar gerçekleştirilebilir.

Sonuç olarak sözü edilen bu çalışmalar yapılarak oluşturulan model hem tasarım hem uygulamalardaki oluşan etkilerin değerlendirilmesinde tek başına veya bütün bir programın alt bir parçası olarak birçok ihtiyaı karşılayabilecek hale getirilebilir.

KAYNAKLAR LİSTESİ

- [1] Taflove A., 1995. Computational Electrodynamics: The Finite Difference Time Domain Method, Artech House, 510 s. Boston
- [2] Böbrek Taşı nedir, korunma ve düşürme yöntemleri, (b.t.). 10 Aralık 2008, http://www.keditor.com/bilgi_saglik_239.html
- [3] Durgun, A. V., Hepato-Bilier Sistem ve Pankreas Hastalıkları Sempozyum Dizisi No: 28 • Ocak 2002; s. 129-140
- [4] Özveren, B. (2008), Böbrek taşından korunmak size bağlı, 10 Aralık 2008, <http://www.bobrek Hastaliklari.com/bobrek-kumu-tasi-hastaliklari/bobrek-tasindan-korunmak-size-bag-li.html>
- [5] Auge B.K. and Preminger G.M.:Update on shock wave lithotripsy technology. Curr. Opin. Urol.,2002,12(4),287-290
- [6] Guzman H.R.,Nguyen D.X.,Khan S. and Prausnitz M. R.: Ultrasound-mediated disruption of cell membranes I. Quantification of molecular uptake and cell viability. J. Acoust. Soc. Am., 2001,110(1),588-596.
- [7] Haake M., Deike B., Thon A. And Schmitt J.:Exact focusing of extracorporeal shock wave therapy for calcifying tendinopathy. Clin Orthop., 2002,(397). 323-331.
- [8] Maier M.,Milz S., Tischer T., Munzing W., Manthey N., Stabler A., Holzknicht N., Weiler C., Nerlich A., Refior H. J. and Schmitz C.: Influence of extracorporeal shock-wave application on normal bone in an animal model in vivo. Scintigraphy, MRI and histopathology. J. Bone Joint Surg. Br., 2002, 84 (4), 592-599.
- [9] Mesiwala A. H., Farrell L., Wenzel H. J., Silbergeld D. L., Crum L. A., Winn H. R. And Mourad P. D.: High-intensity focused ultrasound selectively disrupts the blood-brain barrier in vivo. Ultrasound Med. Biol., 2002, 28 (3), 389-400

- [10] Song J., Tata D., Li L., Taylor J., Bao S. and Miller D.: Combined shock-wave and immunogene therapy of mouse melanoma and renal carcinoma tumours. *Ultrasound Med. Biol.*, 2002, 28 (7), 957
- [11] von Eiff C., Overbeck J., Haupt G., Herrmann M., Winckler S., Richter K. D., Peters G. And Spiegel H. U.: Bactericidal effect of extracorporeal shock waves on *Staphylococcus aureus*. *J.Med. Microbiol.*, 2000, 49 (8), 709-712.
- [12] Gerdesmwyer L., von Eiff C., Horn C., Henne M., Roessner M., Diehl P. and Gollwitzer H.: Antibacterial effects of extracorporeal shock wave. *Utrasound Med. Biol.*, 2005, 31 (1), 115-119.
- [13] Lamotte M., Annemans L., Bridgewater B., Kendall S. and Siebert M.: A health economic evaluation of concomitant surgical ablation for atrial fibrillation. *Eur.J.Cardiothorac. Surg.*, 2007, 32 (5), 702-710.
- [14] Nakagawa H., Antz M., Wong T., Schmidt B., Ernst S., Ouyang F., Vogtmann T., Wu R., Yokoyama K., Lockwood D., Po S. S., Beckman K. J., Davies D. W., Kuck K. H. And Jackman W. M.: Initial experience using a forward directed, high-intensity focused ultrasound balloon catheter for pulmonary vein antrum isolation in patients with atrial fibrillation. *J.Cardiovasc. Electrophysiol.*, 2007, 18 (2), 136-144.
- [15] Coleman A. J. and Saunders J. E.: Comparison of extracorporeal shock-wave lithotripters. *Lithotripsy II. Textbook of second generation extracorporeal lithotripsy*, 1987, London. BDI Publishing. Chapter 8, 121-131.
- [16] Coleman A. J. and Saunders J. E.: A survey of the acoustic output of commercial extracorporeal shock wave lithotripters. *Ultrasound Med. Biol.*, 1989, 15 (3), 213-227.
- [17] Eisenberger F, Chaussy C,Wanner K. Extrakorporale Anwendung von hochenergetischen Stosswellen. Ein neuer Aspekt in der Behandlung des Harnsteinleidens. *Akt Urol* 1977;8:3–15.

- [18] Chaussy C, BrendelW, Schmiedt E. Extracorporeally induced destruction of kidney stones by shock waves. *Lancet* 1980;2:1265.
- [19] Chaussy C, Schmiedt E, Jocham D, BrendelW, Forssmann B, Walther V. First clinical experience with extracorporeally induced destruction of stones by shock waves. *J Urol* 1982;27:417–20.
- [20] Fuchs GJ, Miller K, Rassweiler J, Eisenberger F. Extracorporeal shock wave lithotripsy: one year's experience with the Dornier lithotripter. *Eur Urol* 1985;11:145–9.
- [21] Drach GW, Dretler SP, Fair WR, Finlayson B, Gillenwater J, Griffith D, et al. Report of the United States cooperative study of extracorporeal shock wave lithotripsy. *J Urol* 1986;135:1127–33.
- [22] Eisenberger F, Fuchs G, Miller K, Bub P, Rassweiler J. Extracorporeal shockwave lithotripsy (ESWL) and endourology: an ideal combination for the treatment of kidney stones. *World J Urol* 1985;3:41–7.
- [23] Chaussy CG, Fuchs GJ. World experience with extracorporeal shockwave lithotripsy (ESWL) for the treatment of urinary stones: An assessment of its role after 5 years of clinical use. *J Endourol* 1986; 1:7–8.
- [24] Jocham D, Chaussy C, Schmiedt E. Extracorporeal shock wave lithotripsy. *Urol Int* 1986;41:357–68.
- [25] Rassweiler J, Westhauser A, Bub P, Eisenberger F. Second-generation lithotripters: a comparative study. *J Endourol* 1988;2:192–203.
- [26] Wilbert DM, Reichenberger H, Hutschenreiter G, Alken P, Hohenfellner R. Second generation shock wave lithotripsy: Experience with the Lithostar. *World J Urol* 1987;5:255–9.
- [27] Zwergel U, Neisius D, Zwergel T, Kopper D, Ziegler M. Results and clinical management of extracorporeal piezoceramic lithotripsy (EPL) in 1,321 consecutive treatments. *World J Urol* 1987;5:213–9.

- [28] Vallancien G, Aviles J, Munoz R, Thibault P. Piezoelectric extracorporeal lithotripsy by ultrashort waves with the EDAP LT01 device. J Urol 1988;139:689–94.
- [29] Chaussy CG, Fuchs GJ. Current state and future developments of noninvasive treatment of human urinary stones with extracorporeal shockwave lithotripsy. J Urol 1989;141:782.
- [30] Servadio C, Livine P, Winkler H. Extracorporeal shock wave lithotripsy using a new compact and portable unit. J Urol 1988;139:685–8.
- [31] Rassweiler J, Gumpinger R, Mayer R, Kohl H, Schmidt A, Eisenberger F. Extracorporeal piezoelectric lithotripsy using the Wolf-lithotripter versus low energy lithotripsy with modified Dornier HM3: A cooperative study. World J Urol 1987;5:218–24.
- [32] Tan EC, Tung KH, Foo KT. Comparative studies of extracorporeal shock wave lithotripsy by Dornier HM3, EDAP LT01 and Sonolith 2000 devices. J Urol 1991;148:294–7.
- [33] Tailly GG. Experience with the Dornier HM4 and MPL9000 lithotripters in urinary stone treatment. J Urol 1990;144:622.
- [34] Jens J. Rassweiler, Geert G. Tailly, Christian Chaussy, Progress in Lithotripter Technology, Elsevier 2004;18.
- [35] Bierkens AF, Hendrikx AJM, De Kort VJW, De Reyke T, Bruynen CAH, Bouve ER, et al. Efficacy of second generation lithotripters: a multicenter comparative study of 2,206 extracorporeal shock wave lithotripsy treatments with the Siemens Lithostar, Dornier HM4, Wolf Piezolith 2300, Direx Tripter X and Breakstone lithotripters. J Urol 1992;148:1052–6.
- [36] Rassweiler J, Alken P. ESWL'90 - State of the art. Limitations and future trends of shock wave lithotripsy. Urol Res 1990;18(Suppl.): 13–24.

- [37] Rassweiler J, Henkel TO, Ko hrmann KU, Potempa D, Ju nemann KP, Alken P. Lithotripter technology: present and future. *J Endourol* 1992;6:1–13.
- [38] Rassweiler JJ, Renner C, Chaussy C, Thu roff S. Treatment of renal stones by extracorporeal shock wave lithotripsy. *Eur Urol* 2001; 39:187–99.
- [39] Rassweiler JJ, Saltzman B, Tailly G, Timoney A, Zhong P. Shock Wave Lithripsy Technology. In: Segura J, Conort P, Khoury S, Pak C, Preminger GM, Tolley D, editors. *Stone Disease. 1st International Consulatation on Stone Disease*. Paris: Health Publications; 2003. p. 289–356.
- [40] Ison K. T.: Physical and technical introduction to lithotripsy. *Lithotripsy II. Textbook of second generation extracorporeal lithotripsy*, 1987, London. BDI Publishing. Chapter 2, 7-12.
- [41] Fiammetta Fedele, *Acoustic sensing of renal stone fragmentationin*, PHd Thesis, 2008, 49-67
- [42] Coleman A. J. and Saunders J. E.: A review of the physical properties and biological effects of the high amplitude acoustic field used in extracorporeal lithotripsy. *Ultrasonics*, 1993, 31(2), 75-89.
- [43] Cleveland R. O., McAteer J. A. and Muller R.: Time-lapse nondestructive assessment of shock wave damage to kidney Stones in vitro using micro-computed tomography. *J. Acoust. Soc. Am.*, 2001, 110 (4), 1733-1736 (28)
- [44] Johrde L. G. and Cocks F. H.: Fracture strength studies of renal calculi. *J. Mat. Sc. Letters*, 1985, 4, 1264-1265.
- [45] Liu Y. and Zhong P.: BegoStone-a new stone phantom for shock wave lithotripsy research (L). *J. Acoust. Soc. Am.*, 2002, 112 (4), 1265-1268.
- [46] Nambiraj N. A.: Thesis synopsis: a study of the constituents and properties of urinary Stones and its application to stone fragility in extracorporeal shock wave lithotripsy. *BJU. Int.*, 2001, 88 (4), 443

- [47] Singh V. R. and Agarwal R.: Mechanical and ultrasounic parameters of kidney stones. J. Litho.Stone Dis., 1990, 2 (2), 117-123.
- [48] Heimbach D., Munver R., Zhong P., Jacobs J., Hesse A., Muller S. C. and Preminger G. M.: Acoustic and mechanical properties of artificial stones in comparison to natural kidney stones. J. Urol., 2000, 164 (2), 537-544.
- [49] Stranne S. K., Cocks F. H. and Gettliffe R.: Mechanical property studies of human gallstones. J.Biomed. Mat. Res., 1990, 24, 1049-1057.
- [50] Zhong P, Xi XF, Zhu SL, Cocks FH, Preminger GM. Recent developments in SWL physics research. J Endourol 1999;13:611–7.
- [51] Eisenmenger W. The mechanisms of stone fragmentation in ESWL. Ultrasound Med Biol 2001;27:683–93.
- [52] Çolak, Ö.H.(2003). *Kayıplı ortamlarda elektromagnetik dalga yayılımının zamanda sonlu farklar metodu ile analizi ve simülasyonu*, Yayınlanmamış yüksek lisans tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi
- [53] Sadiku, M. N. O., (2000). Numerical Techniques in Electromagnetics, CRC Press, 760s. Boca Raton
- [54] Umashankar, K., Taflove A., 1993. Computational Electromagnetics, Artech House, Boston
- [55] Inumaru, T., Hashimoto O., 2000. FDTD Analysis for Protecting Human Body From Electromagnetic Wave Using Thin Resistive Sheet. Electronics and Communication in Japan, 83(9), 719-724, Japan.
- [56] MATLAB R2006, The MathWorks, Inc.
- [57] Robert Boylestad, Louis Nashelsky, Elektronik Elemanlar ve Devre Teorisi (Çeviri), ISBN 975-11-0873-X, 1994, 89-97
- [58] Charles A. Desoer, Ernest S. Kuh, Basic Circuit Theory, McGraw Hill, 1969, 13-165

- [59] Y. Ukaia, S. Ishidaa, N. Hataa, T. Azumab, S. Umemurab, T. Dohia, A 3-D simulation of focused ultrasound propagation for extracorporeal shock wave osteotomy , Elsevier Science B.V., 2003

- [60] Sullivan, Dennis M. Electromagnetic Simulation Using the FDTD Method. New York : IEEE, 2000. ISBN 0-7803-4747-1, 133-136

- [61] X.Q. Jian, N. Morita, Q.D. Shi, O. Nakamura, D.SH.Liu, FDTD Simulation of Nonlinear Ultrasonic Pulse Propagation in ESWL, IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference, s.1806-1809, 2005

- [62] E. Steiger, FDTD Modeling of Propagation of High Energy Sound Pulses in Lithotripter Tissue Arrangement, IEEE Ultrasonics Symposium, s.1361-1364, 1997

- [63] Y. Ukaia, S. Ishidaa, N. Hataa, T. Azumab, S. Umemurab, T. Dohia, A 3D Simulation of Focused Ultrasound Propagation for Extracorporeal Shock Wave Osteotomy, Elsevier Science International Congress Series, s. 658–663, 2003