İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

AORT KAPAĞI KAN AKIMININ KATI-SIVI ETKİLEŞİM YÖNTEMİYLE SAYISAL İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Armin AMİNDARİ

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Makina Mühendisliği Doktora Programı

OCAK 2022

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

İSTANBUL TEKNİK ÜNİVERSİTESİ ★ LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

AORT KAPAĞI KAN AKIMININ KATI-SIVI ETKİLEŞİM YÖNTEMİYLE SAYISAL İNCELENMESİ

DOKTORA TEZİ

Armin AMİNDARİ
(503132003)

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Makina Mühendisliği Doktora Programı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Kadir KIRKKÖPRÜ

OCAK 2022

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

İTÜ, Lisansüstü Eğitim Enstitüsü'nün 503132003 numaralı Doktora Öğrencisi Armin AMİNDARİ, ilgili yönetmeliklerin belirlediği gerekli tüm şartları yerine getirdikten sonra hazırladığı "Aort Kapağı Kan Akımının Katı-Sıvı Etkileşim Yöntemiyle Sayısal İncelenmesi" başlıklı tezini aşağıda imzaları olan jüri önünde başarı ile sunmuştur.

Tez Danışmanı :	**Prof. Dr. Kadir KIRKKÖPRÜ** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
Jüri Üyeleri :	**Prof. Dr. Kadir KIRKKÖPRÜ** İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Prof. Dr. İrfan Levent SALTIK İstanbul Üniversitesi	.....
	Prof. Dr. Fırat Oğuz EDİS İstanbul Teknik Üniversitesi	.....
	Prof. Dr. Emre ALPMAN Marmara Üniversitesi	.....
	Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU İstanbul Teknik Üniversitesi	.....

Teslim Tarihi : 20.12.2021
Savunma Tarihi : 13.01.2022

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

Anne ve Babama,

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

ÖNSÖZ

Doktora eğitimim boyunca danışmanlığımı üstlenen, akademik olarak gelişmemde çok büyük katkısı olan değerli danışman hocam Prof. Dr. Kadir KIRKKÖPRÜ'ye sonsuz teşekkürlerimi sunarım. Çalışma süresince sağladığı destek, bilgi ve tecrübeler sayesinde bu çalışmayı mümkün kıldığı için minnettarım.

Tezimin bütün süreçlerinde desteğini hiçbir zaman esirgemeyen, kendisinden çok şey öğrendiğim Prof. Dr. İrfan Levent SALTIK hocama teşekkür ve minnettarlıklarımı bildiririm. Tez izleme komitemde yer alan, destek ve katkılarıyla tezimi zenginleştiren Doç. Dr. Emin SÜNBÜLOĞLU hocama teşekkürü borç bilirim. Biyomedikal mühendisliği ile tanışmamı sağlayan ve bu konulardaki çalışmalara beni motive eden Doç. Dr. Hüseyin Çağatay YALÇIN hocama şükranlarımı sunarım.

Hayatımın her döneminde ve eğitimim boyunca bana sağladıkları destek, sabır ve anlayışlarından dolayı kıymetli canım annem ve babama (Parvin ve Naser AMİNDARİ) sevgi ve şükranlarımı sunarım.

Ocak 2022

Armin Amindari
(Makina Mühendisi)

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖNSÖZ..... **vii**
İÇİNDEKİLER ..... **ix**
KISALTMALAR ..... **xi**
SEMBOLLER ..... **xiii**
ÇİZELGE LİSTESİ ..... **xv**
ÖZET..... **xix**
SUMMARY ..... **xxi**
1. GİRİŞ..... **25**
1.1 Tezin Amacı 26
1.2 Literatür Araştırması 26
1.2.1 İnsan kardiyovasküler sistemi 26
1.2.2 İnsan kalbi ve anatomisi 27
1.2.3 İnsan kalbi tahrik ve çalışma mekanizması 28
1.2.4 Kalp hastalıkları 29
1.2.5 İnsan kalbinde bulunan kapaklar 29
1.2.6 Aort kapak histolojisi 31
1.2.7 Aort kapak yapısını oluşturan katmanlar 32
1.2.8 Aort kapak hastalıkları 34
1.2.9 Aort kapak hastalıklarının klinik teşhisi ve tedavisi 36
1.2.10 Aort kapak dinamiğinin sayısal yöntemlerle modellenmesi 38
2. AORT KAPAK KATI-SIVI ETKİLEŞİM MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ **43**
2.1 Kan Akış Alanı Çözümü 44
2.1.1 Kan viskozite değerinin belirlenmesi 44
2.1.2 Kan akışkan yoğunluğunun belirlenmesi 46
2.1.3 Aort kapak kan akışı sınır koşulu 46
2.1.4 Kan akışı korunum denklemleri - kütle korunum yasası 47
2.1.5 Kan akış korunum denklemleri - momentumun korunum denklemleri 48
2.1.6 Kan akış korunum denklemleri - enerji denklemi 50
2.1.7 Kan akışı türbülans denklemleri 51
2.1.8 Kan akış diferansiyel denklemlerin çözümü 52
2.2 Kapak Yapı Alanın Çözümü 55
2.2.1 Aort kapak yapısı denge denklemleri 55
2.2.2 Aort kapak yapısı şekil değiştirme denklemleri 56
2.2.3 Aort kapak yapısı bünye denklemleri 56
2.2.4 Aort kapak yapı alanı denklemlerinin çözümü 60
2.3 Kan Akışı ve Aort Kapak Yapısı Arasındaki Etkileşimin Modellenmesi 62
2.3.1 Katı-Sıvı etkileşim modelleme yöntemleri 62
2.3.2 İteratif kapalı metodu 64
2.3.3 İteratif kapalı KSE metodunun uygulanması 66
2.3.4 İteratif kapalı KSE metodunun yakınsaması 68

Sensitivity: Public

3. HASTAYA ÖZEL İKİ VE ÜÇ BOYUTLU KSE MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ 71
3.1 İdeal İki Boyutlu KSE Aort Kapak Modellerinin Oluşturulması 71
3.1.1 Aort kapak iki boyutlu geometrisi ve gözenek yapısı 71
3.1.2 Kan akış alanı sınır koşulunun tanımlanması 73
3.1.3 Yapı, akış ve KSE çözüm parametreleri 74
3.1.4 İki boyutlu KSE sonuçlarının değerlendirilmesi 75
3.1.5 İki boyutlu KSE sonuçlarının eko görüntüleri ile karşılaştırılması 77
3.1.6 Kireçlenme probleminin modellenmesi 77
3.2 Hastaya Özel Üç Boyutlu KSE Aort Kapak Modelleri 82
3.2.1 Üç Boyutlu akış çözüm alanlarının oluşturulması 83
3.2.2 Üç boyutlu katı çözüm alanının oluşturulması 87
3.2.3 Hastaya özel üç boyutlu modellerin oluşturulması 89
3.2.4 Sağlıklı model (hasta 1) KSE analiz sonuçları 94
3.2.5 Sağlıklı, Kireçli ve Biküspid KSE sonuçlarının karşılaştırılması 96
3.2.6 KSE simülasyon modelinin doğrulanması 97
4. AORT KAPAK MALZEMESİNİN DOĞRUSAL OLMAYAN ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ 103
4.1 Aort Katmanlarının Kapak Dinamiği Üzerindeki Etkisi 103
4.2 Kurulan Farklı Aort Kapak Malzeme Modelleri 104
4.3 Doğrusal Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (DMM) 105
4.4 Hiperelastik Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (HMM) 106
4.5 Anizotropik Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (AMM) 108
4.6 Aort Kapak KSE Çözüm Alanının Oluşturulması 110
4.7 KSE Çözüm Modeli Sınır Koşulu Tanımlanması 111
4.8 Oluşturulan Kontrol KSE Modellerinin Analiz Sonuçlarının İncelenmesi 112
4.8.1 KSE simülasyon sonuçları: aort kapak şekil değiştirmesi 112
4.8.2 Simülasyon sonuçları: efektif orifis oranı 115
4.8.3 Simülasyon sonuçları: Gerilmeler 118
5. SONUÇLAR 125
KAYNAKLAR 129
ÖZGEÇMİŞ 137

Sensitivity: Public

KISALTMALAR

ALE : Arbitrary Lagrangian Eulerian
AMM : Anizotropik Malzeme Modeli
DMM : Doğrusal Malzeme Modeli
EOA : Efektif Orifis Alanı
HAD : Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
HMM : Hiperelastik Malzeme Modeli
IGES : Initial Graphics Exchange Specification
KSE : Katı Sıvı Etkileşimi
LUD : Lower-Upper Decomposition
PIV : Particle Image Velocimetry
PW : Pulsed Wave
SEM : Sonlu Elemanlar Metodu
STL : Standard Triangle Language
VEC : Valve Endothelical Cells
VIC : Valve Interstial Cells

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

SEMBOLLER

x_1	**:** Koordinat Sistemi Birinci Eksen
x_2	**:** Koordinat Sistemi İkinci Eksen
x_3	**:** Koordinat Sistemi Üçüncü Eksen
t	**:** Zaman
$\mathbf{u}$	**:** Hız Vektörü
u_1	: Hız Vektörü Birinci Eksen Bileşeni
u_2	: Hız Vektörü İkinci Eksen Bileşeni
u_3	: Hız Vektörü Üçüncü Eksen Bileşeni
$\mathbf{a}$	**:** İvme Vektörü
a_1	: İvme Vektörü Birinci Eksen Bileşeni
a_2	: İvme Vektörü İkinci Eksen Bileşeni
a_3	: İvme Vektörü Üçüncü Eksen Bileşeni
D	**:** Çap
ρ	**:** Yoğunluk
m	**:** Kütle
$\dot{m}$	**:** Kütlesel Debi
$\mathbf{f}$	**:** Kuvvet Vektörü
f_1	: Kuvvet Vektörü Birinci Eksen Bileşeni
f_2	: Kuvvet Vektörü İkinci Eksen Bileşeni
f_3	: Kuvvet Vektörü Üçüncü Eksen Bileşeni
$\boldsymbol{\tau}$	**:** Kayma Gerilmesi
μ	**:** Dinamik Viskozite
E	**:** Elastisite Modülü
ν	**:** Poisson's Oranı
b	**:** Bulk Modülü
$\boldsymbol{\sigma}$	**:** Couchy Gerilme Tensörü
$\boldsymbol{\varepsilon}$	**:** Şekil Değiştirme Tensörü
$\mathbf{q}$	**:** Yer Değiştirme Vektörü
q_1	: Yer Değiştirme Vektörü Birinci Eksen Bileşeni
q_2	: Yer Değiştirme Vektörü İkinci Eksen Bileşeni
∇	**:** Diverjans Operatörü
$\hat{n}$	**:** Yüzey Normali
y	**:** Akış Sınır Tabakasındaki Konum
R	**:** Akış Kıvamlılık Parametresi
r	**:** Akış Davranış Endeksi
V	**:** Kontrol Hacmi
$\mathbf{s}$	**:** Kontrol Hacmi Sınır Alanı
P	**:** Basınç
$\mathbf{p}$	**:** Momentum
$\mathbf{g}$	**:** Yer Çekimi
k	**:** Türbülans Kinetik Enerjisi
G_k	**:** Türbülans Kinetik Enerjisi (Hız Gradyanları Kaynaklı)
G_b	**:** Türbülans Kinetik Enerjisi (Kaldırma Kuvveti Kaynaklı)

Sensitivity: Public

ε_t : Enerji Disipasyon Hızı
μ_t : Türbülans Viskozite
e_{kk} : En Küçük Kareler Hatası
W : Şekil Değiştirme Enerjisi
λ : Asal Şekil Değiştirme
I_1 : Birinci Malzeme Değişmezi
I_2 : İkinci Malzeme Değişmezi
I_3 : Üçüncü Malzeme Değişmezi
$\mathbf{K_e}$: Lokal Eleman Rijitlik Matrisi
$\mathbf{K}$: Global Rijitlik Matrisi
$\mathbf{B_e}$: Lokal Eleman Bilinmeyen Matrisi
$\mathbf{B}$: Global Bilinmeyen Matrisi
Δ : Değişim Miktarı

Sensitivity: Public

ÇİZELGE LİSTESİ

Sayfa

Çizelge 3.1 : İki boyutlu modeller için hesaplanan akış parametreleri..... **81**
Çizelge 3.2 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan akış parametreleri **85**
Çizelge 3.3 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan yapı parametreleri **89**
Çizelge 3.4 : Modellerin oluşturulmasında kullanılan boyutlar ve hız bilgileri. **94**
Çizelge 4.1 : Farklı malzeme modelleri için hesaplanan malzeme katsayıları **107**
Çizelge 4.2 : Kullanılan aort kapak tasarım parametrelerinin değerleri **111**

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa

Şekil 1.1 : İnsan vücudu kan dolaşım sistemi. **27**
Şekil 1.2 : İnsan kalbinde bulunan kapaklar. **30**
Şekil 1.3 : Aort kapak iç ve diş hücrelerin dağılımı. **31**
Şekil 1.6 : Aort kapak hilal şeklindeki yaprakları **34**
Şekil 1.7 : Aort kapak stenozu **35**
Şekil 1.8 : İki yapraklı biküspid aort kapak **36**
Şekil 1.9 : Ekokardiyografi görüntüleme yöntemi. **37**
Şekil 2.1 : Aort kapak KSE çözüm alanı. **43**
Şekil 2.2 : Newton tipi, dilatant ve pseudoplastic viskozite eğrileri. **44**
Şekil 2.3 : Kan viskozitesinin kayma hızına göre değişimi. **46**
Şekil 2.4 : Yapı elamanına etki eden gerilme bileşenleri. **55**
Şekil 2.5 : İteratif kapalı yöntemi özeti. **62**
Şekil 2.6 : Farklı fiziksel problemler için önerilen etkileşim metotları. **64**
Şekil 2.7 : İteratif kapalı yöntemi döngüleri. **65**
Şekil 2.8 : Uygulanan iteratif kapalı KSE yönteminin genel şeması. **66**
Şekil 2.9 : Etkileşim alanlarındaki bükme kuvvetleri. **67**
Şekil 2.10 : KSE yakınsama grafikleri. **68**
Şekil 2.11 : KSE İteratif kapalı stabilite problemi. **70**
Şekil 3.1 : Ekokardiyografiden elde edilen aort kapak görüntüleri. **72**
Şekil 3.2 : Ekokardiyografi görüntülerinin boyutlandırılması. **72**
Şekil 3.3 : Kapak girişindeki kan akış hızı. **74**
Şekil 3.4 : Ansys WorkBench KSE genel şeması. **75**
Şekil 3.5 : İki boyutlu kontrol model hız konturları. **76**
Şekil 3.6 : İki boyutlu kontrol model akım çizgileri. **76**
Şekil 3.7 : İki boyutlu kontrol model için hesaplanan hız vektörleri. **77**
Şekil 3.8 : Simülasyon ve Eko görüntülerin karşılaştırılması. **77**
Şekil 3.9 : Hastalıklı durumların hız konturları ve açılma oranları. **78**
Şekil 3.10 : Hastalıklı durumların akım çizgileri. **79**
Şekil 3.11 : Hastalıklı durumların hız vektörleri. **79**
Şekil 3.12 : Hastalıklı durumların basınç konturları. **80**
Şekil 3.13 : Hastalıklı durumların duvar kayma gerilmesi vektörleri. **80**
Şekil 3.14 : Sağlıklı aort kapak, türbülans kinetik enerjisi. **82**
Şekil 3.15 : Türbülans kinetik enerjisi kıyaslaması. **82**
Şekil 3.16 : Üç boyutlu aort kapak modelleme tasarım parametreleri. **83**
Şekil 3.17 : Kan akış alanının elde edilmesi için yapılan işlemler. **84**
Şekil 3.18 : Akış alanı eleman sayısı yakınsama çalışması. **86**
Şekil 3.19 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan akış parametreleri **87**
Şekil 3.20 : Katı alanı eleman yakınsama çalışması. **88**
Şekil 3.21 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan katı parametreleri. **89**
Şekil 3.22 : Hastaya özel oluşturulmuş üç boyutlu modeller. **90**
Şekil 3.23 : Sağlıklı kontrol model Eko görüntüleri. **91**
Şekil 3.24 : Sağlıklı kontrol modeli (hasta 1) Doppler ölçümleri. **91**

Sensitivity: Public

Şekil 3.25 : Kireçli model (hasta 2) Eko görüntüleri. **92**
Şekil 3.26 : Kireçli aort kapak model (hasta 2) Doppler ölçümleri. **92**
Şekil 3.27 : İki yapraklı model (hasta 3) Eko görüntüleri **93**
Şekil 3.28 : İki yapraklı model (hasta 3) Doppler ölçümleri. **93**
Şekil 3.29 : Sağlıklı model hız konturleri. **94**
Şekil 3.30 : Sağlıklı model akım çizgileri. **95**
Şekil 3.31 : Sağlıklı model hız vektörleri. **95**
Şekil 3.32 : Üç boyutlu sağlıklı, kireçli ve iki yapraklı aort kapak modelleri basınç konturları ve hız akım çizgileri. **97**
Şekil 3.33 : Üç boyutlu sağlıklı, kireçli ve iki yapraklı aort kapak modelleri duvar kayma gerilmesi konturleri. **97**
Şekil 3.34 : Üç boyutlu aort kapak kan akış hızlarının gerçek sonuçlarla karşılaştırılması. **98**
Şekil 3.35 : Üç boyutlu aort kapak şekil değiştirmelerinin gerçek sonuçlarla karşılaştırılması. **99**
Şekil 3.36 : Kateter anjiyografi basınç ölçüm yöntemi. **100**
Şekil 3.37 : Kireçli aort kapak hastası anjiyo sonuçları. **100**
Şekil 3.38 : Biküspid aort kapak hastası anjiyo sonuçları **101**
Şekil 3.39 : Kireçli aort kapak hastası için ölçülen basınç değerleri. **101**
Şekil 3.40 : Kireçli aort kapak hastası, KSE ve deneysel anjiyo ölçüm sonuçlarının kıyaslanması. **102**
Şekil 3.41 : Biküspid aort kapak hastası, KSE ve deneysel anjiyo ölçüm sonuçlarının kıyaslanması. **102**
Şekil 4.1 : Aort kapak çekme testi sonuçları. **105**
Şekil 4.2 : Çekme test verisinin uydurulmuş olan hiperelastik malzeme modelleri ile kıyaslanması. **108**
Şekil 4.3 : Aort kapak malzeme yönleri. **109**
Şekil 4.4 : Aort kapak geometrisi tasarım parametreleri. **111**
Şekil 4.5 : Aort kapak yapı ve kan akış alanları eleman yapısı. **111**
Şekil 4.6 : KSE analizlerinde kullanılan zamana bağlı basınç profili. **112**
Şekil 4.7 : Aort kapak şekil değiştirmeleri **114**
Şekil 4.8 : Aort kapak efektif orifis alanı. **115**
Şekil 4.9 : EAO görüntü işleme hesaplamaları için kullanılan şekil değiştirme şekilleri **116**
Şekil 4.10 : Zamana bağlı EOA profilleri. **117**
Şekil 4.11 : Maksimum asal gerilmeler a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli. **119**
Şekil 4.12 : Aort kapak gerilme kontrol noktaların konumu. **120**
Şekil 4.13 : Maksimum asal gerimle eğrileri a) nokta 1 b) nokta 2 c) nokta 3. ..... **121**
Şekil 4.14 : Modellere göre hesaplanan en büyük maksimum asal gerilme mertebeleri **122**
Şekil 4.15 : Gerilmelerin simetri özelliğini incelemek için belirlenen noktalar **122**
Şekil 4.16 : Hesaplanan en büyük, maksimum asal gerilmeler a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli **123**

Sensitivity: Public

AORT KAPAĞI KAN AKIMININ KATI-SIVI ETKİLEŞİM YÖNTEMİYLE SAYISAL İNCELENMESİ

ÖZET

Günümüzde, insan ölümlerinin başlıca sebebi kalp hastalıkları olup bu hastalıkların çoğu ise kapak kusurları ile ilgilidir. Bu kusurların tedavisinde uygulanacak tedavinin kararlaştırılmasında, kusurun karakterize edilmesi ve hastalığın ciddiyetinin belirlenmesi hayati önem taşımaktadır. Günümüzde bu teşhisler, tıbbi görüntüleme temellidir ve teşhisi yapan hekimin tecrübesine bağlı olarak özel biçimde yapılmaktadır. Bununla birlikte, ileri seviyede hastalıklarda aort kapaklarının mekanik ve prostetik kapaklarla değişimi sağlanmaktadır. Yapay kapakların tasarımı ve kullanılan malzemenin, gerçek aort kapak fonksiyonunu yerine getirecek şekilde belirlenmesi için, aort kapak dinamiği ve malzemesinin mekanik özelliklerinin doğru bir şekilde anlaşılması gerekmektedir.

Bu tez, aort kapağının elastisitesi ve geçen kan akışının sayısal ortamda modellenmesi ile ilgilidir. Çalışma kapsamında, aort kapağında gerçekleşen kan akışı ve kapak elastodinamiğinin sayısal olarak modellenmesi için bir metodoloji oluşturulması hedeflenmiştir. Bu metodoloji ile kapak kusurlarının kan akışı üzerinde oluşturduğu etkiler doğru ve hassas şekilde modellenebilecektir.

Aort kapak yapısı, kan akışının oluşturduğu dinamik basınçlar altında deforme olarak kalpten bütün vücuda doğru tek yönlü kan akışını sağlamaktadır. Bu sebepten kan akışı ve aort kapak yapısı güçlü bir etkileşim içindedir. Kan akışı ve kapak elastodinamiğini gerçeğe yakın ve doğru bir şekilde modellemek için her iki çözüm alanı olan kan akış alanı ve aort kapağı katı alanının eş zamanlı ve birlikte çözülmesi gerekmektedir.

Bu tez çalışması kapsamında, ileri bir mühendislik tekniği olan katı-sıvı etkileşim metotları kullanılarak, kan akışı ve aort yapısal alanlarının eş zamanlı çözülmesi için bir modelleme metodolojisi oluşturulmuştur. İlk aşamada iki boyutlu ideal aort kapak modelleri oluşturularak aort kapak üzerinde meydana gelen kireçlenme probleminin kapak dinamiği üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bir sonraki aşamada ise farklı hastalık grupları belirlenerek gerçek ve hastaya özel üç boyutlu katı-sıvı etkileşim modelleri oluşturulmuştur. Sayısal sonuçlar gerçek ölçüm sonuçlarıyla karşılaştırılmış ve metodolojinin hassasiyeti değerlendirilmiştir.

Tezin son bölümünde ise aort kapak malzemesinin doğrusal olmayan mekanik özelliklerinin kan akışı ve kapak dinamiği üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu aşamada, üç farklı malzeme modeli kullanılarak farklı katı-sıvı etkileşim kontrol modelleri oluşturulmuştur. Bu şekilde, kapak malzemesinin doğrusal olamayan özelliklerinin kapak stabilizasyonu ve ayrıca kireçlenme riski üzerindeki ektisi detaylı ve sayısal olarak incelenebilmiştir.

Yapılan hesaplamalara göre kolajen fiberlerinin kapak kapanış evresindeki titreşimini düşürüp, kapağın kararlılığını artırdığı gözlemlenmiştir. Ayrıca, kolajen fiberlerinin

Sensitivity: Public

çevresel yöndeki konumlanması, aort kapağın başlangıç pozisyonuna daha hızlı ve rahat şekilde dönmesini sağladığı ve bu şekilde kapak boyunca tek yönlü akışın sağlanmasında önemli rol üstlendiği gözlemlenmiştir. Öte yandan, radyal yönde konumlanan elastin fiberlerden dolayı, oluşan gerilmelerin ciddi derecede düştüğü ve bu sebepten kireçlenme ve stenoz riskinin azaldığı sonucuna varılmıştır.

Sensitivity: Public

NUMERICAL INVESTIGATION OF THE AORTIC VALVE BLOOD FLOW USING FLUID-STRUCTURE APPROACH

SUMMARY

The human heart is the key component of the cardiovascular system. The heart pumps the oxygenated blood to the whole body through the aortic valve (AV) which lies at the junction of the left ventricle and the aorta. The AV is normally comprised of three luminal leaflets. However, in some cases it is found that the AV has congenitally only two cusps. The cusps are anatomically restricted to open in one direction to ensure the unidirectional flow of the blood flow through the aortic valve. Therefore, the efficient transport of blood cells to the whole body relies on the proper function of three cusps. Any structural abnormality of the leaflets can lead to serious diseases associated with high mortality and morbidity unless treated properly.

The narrowing of the AV opening during the systole phase which is the most prevalent of all valve disorders is called aortic stenosis. Aortic stenosis may be caused by a congenital heart defect or by other conditions such as the accumulation of calcium deposits on the AV leaflets. Aortic valve regurgitation is yet another serious leaflet dysfunction, which is associated with diastolic backflow of the blood from aorta to the left ventricle.

The severity of AV diseases is evaluated by several test standards. Depending on the severity of the disease different treatment plans can be adapted by physicians. Since AV disease is a structural dysfunction, it can be managed only using mechanical treatments. For mild conditions, some medications can be prescribed to control the symptoms and the complications. These medications help open blood vessels or tame the heart rhythm. In moderate cases, the narrowed aortic valve can be repaired using balloon valvuloplasty. In this Procedure, a balloon is guided through artery up to the aortic valve. By the inflammation of the balloon, the stenosed valve is stretched. However, the procedure does not provide a permanent treatment, and the valve narrows again by the time.

For patients with severe AV diseases, aortic valve replacement is the most effective treatment standard, in which the AV is replaced with a mechanical or biological one. Through the different options for valve replacement operations, transcatheter aortic valve replacement is known to be less invasive and traumatic. However, the valve which is used for the replacement should offer proper hemodynamic performance and lifelong durability quality. Disturbed hemodynamics can lead to serious conditions like hemolysis which is associated with high shear stresses. The valve tissue should guarantee perfect physiological hemodynamics and be safe for blood-material reactivity. By this means, efforts to create stronger durable valves using tissue engineering are rising between researchers. Although bold steps have been made toward creating functional valve tissue, the developed materials still need better biocompatibility and bi-functionality.

Sensitivity: Public

The successful evaluation of the aortic valve disease severity and development of the functional artificial valve tissue solely relies on an accurate and detailed investigation of the natural human valve structure. However, the current medical imaging techniques including the echocardiography and Doppler velocimetry have limited accuracy and are not sufficient for a detailed and quantified evaluation of the valve problem. Moreover, more accurate measurement methods such as angiography is an invasive procedure which can lead to severe complications.

As an alternative to medical imaging procedures, numerical methods can be adopted to investigate the dynamics of the aortic valve and the blood flow. However, realistic and accurate modeling of the valve deformations using numerical models comes with many challenges. The blood flow and the leaflet structure are in strong interaction with each other. The blood flow exerts hydrodynamic pressure on the leaflets and leaflets are deformed elastically under these pressure variations between the downstream and upstream of the aortic valve. Thus, solving these fields separately will neglect this interaction and may lead to incorrect results.

On the other hand, the aortic valve leaflets are complex thin structures which made up of a various networks of cells and microstructures. Various compositions of these molecules through the thickness of the leaflets form distinctive layers. Each layer contributes to enensuring optimal hemodynamic and mechanical environment without any abnormal hemodynamic disturbance. The deformation of the aortic valve tissue under blood flow forces is highly non-linear due to these distinctive layers.

In this thesis, it was aimed to solve the aortic valve structure and the blood flow fields simultaneously using an iterative implicit method. This fluid-structure interaction method will ensure that the interaction between the flow fields and structure fields will be captured accurately. Using this method in each time step the flow and structure fields are solved simultaneously with separate computational fluid dynamics and finite element methods solvers. At the end of each time step, the information regarding the pressure field of the blood flow and the deformation of the leaflets are shared between solvers using an iterative method.

At first, the iterative implicit method for fluid-structure interaction analyses was studied in detail. A general procedure for employing the interaction between the blood flow and the structure fields was created. Any potential errors or stability problems and available solutions within this method were studied for ensuring accurate results during simulations.

Afterwards, two-dimensional aortic valve geometries were generated based on real echocardiography images of a patient. The interaction between the blood flow and flexible leaflets was employed using itterative implicit fluid-structure interaction method. Valve inlet velocity, measured from Doppler echocardiography from the patient was used as a velocity boundary condition in the model. The results of the numerical simulations were compared and verified with real valve movements. Later, three different two-dimensional models with varying leaflet stiffness values were developed to represent healthy, mild and severe aortic stenosis. The velocity contours, streamlines, and vectors were plotted to investigate and compare the blood flow characteristics in each model.

In the next part, patient-specific three-dimensional models were developed for the patients with normal tri-leaflet valves, stiffened stenosed tri-leaflet valves and congenital bicuspid valves. The dimensions of the aortic valve and the blood flow velocities were captured using real medical measurements of the patients. For each

Sensitivity: Public

model, the peak pressure difference, velocity profiles, vortex formation downstream of the valve, and peak shear stress levels on the leaflets were evaluated in detail. The deformations of the leaflets through simulations were compared to echocardiography movies for validation. In addition, pressure catheterization data were used to verify the numerical models. The results were in good agreement with experimental pressure catheterization data and the numerical approach was verified.

In the last part of the thesis, it was aimed to investigate the effect of AV material properties on the valve deformations, by implementing different non-linear properties of the AV leaflets in three different material models. By comparison of the iterative implicit simulation results of these three models, the effects of material non-linearity and anisotropy on the valve deformations were studied in detail.

To evaluate the calcification risk, the mechanical stress levels on different parts of the leaflets were calculated. While the calculated mechanical stress in the free edges area was near zero, high-stress regions were observed in coaptation and leaflet roots. The results suggested that the calcification patterns on the leaflets first initiate from the coaptation and leaflet root surfaces. The comparison of stress levels between models shows that the non-linear aortic valve model is prone to slightly lower mechanical stresses distribution on the leaflets. This suggests that, the non-linear character of the aortic valve reduces the risk of calcification.

Furthermore, for an accurate and quantitative comparison of the performance of each control model, the time-dependent orifice area profiles for each control model were captured by processing the images created by simulation results. The orifice area profiles revealed the fact that the material nonlinear properties have a dominant effect on the aortic valve dynamics. The results show that the collagen fiber orientation in the circumferential direction has a noticeable effect on stabilizing the valve deformations, which leads to lower oscillations and fewer flutters of the leaflets. Similarly, the orifice area profiles also revealed that the closing phase of the AV leaflets is also affected strongly by the collagen fibers. By this means, the role of the added rigidity in circumferential direction became more apparent for helping the leaflets to retain their closed shape.

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

1. GİRİŞ

Günümüzde, ölümlerin başlıca sebebi %39 oranla kalp hastalıklarıdır (Türkiye İstatistik Kurumu, 2019) [1]. Kalp hastalıklarının çoğu ise, kapak kusurlarıyla ilgilidir. Aort kapak sol karıncık ve aort damarı arasında yer almaktadır ve kanın tek yönlü akışını sağlamaktadır. Aort kapağında meydana gelebilecek hasarlar, kan akışını doğrudan etkilediğinden insan sağlığı için ciddi derecede önemlidir [2].

Aort kapak kusurların tedavisinde uygulanacak tedavi kararında, kusur ciddiyetinin belirlenmesi, hayati derecede önemlidir. Günümüzde bu teşhisler, tıbbi görüntüleme temellidir ve teşhisi yapan hekimin tecrübesine bağlı olarak özel biçimde yapılmaktadır. Bu incelemeler niteliksel olarak kusur ciddiyeti hakkında bilgi vermekle beraber, niceliksel olarak kapak davranışını tanımlamada önemli hatalara yol açabilmektedir. Hassas incelemeler ise ancak invazif müdahale gerçekleştirilerek mümkün olmaktadır. Öte yandan, ileri seviye aort kapak hastalıklarına sahip hastalarda, aort kapağın yapay kapaklarla değişimi sağlanmaktadır. Yapay kapaklarda kullanılan malzemenin kan ile olan etkileşimi ve hemodinamik yükler altındaki dinamik performansı, hasta sağlığını doğrudan etkilemektedir. Ancak, insan aort kapağı farklı tabakalardan oluşmaktadır ve her tabaka farklı doğrusal olmayan özeldekiler sahip olduğundan, kapağın mekanik özellikleri net bir şekilde bilinmemektedir.

Bu sebepten doğal aort kapak dinamik davranışın hassas bir şekilde incelenmesi, hastalıkların karakterizasyönü ve ayrıca yapay dokuların geliştirilmesi için son derece önemlidir. Farklı aort kapak kusurların ve malzeme özelliklerinin, kapak dinamiği ve kan akışı üzerinde etkisini hassas ve sayısal şekilde incelmek, ancak aort kapak ve kan akışı arasında olan etkileşimin doğru modellenmesi ile mümkündür. Bu modelleme yöntemleri kullanarak kusurlar sayısal olarak değerlendirilebilir ve tedavi için en iyi yöntem seçilebilmektedir.

Sensitivity: Public

1.1 Tezin Amacı

Bu tezin amacı, aort kapak üzerinde gerçekleşen kan akışının ve bununla beraber aort kapağın gerçekleştirdiği şekil değiştirmelerinin doğru ve hassas bir şekilde modellenmesi için bir yöntem geliştirmektir. Hassas ve gerçeğe yakın bir modelleme için kan akışı ve kapak yapısı arsındaki güçlü etkileşimin katı-sıvı etkileşim (KSE) metotlarıyla modellenmesi amaçlanmıştır. Ayrıca oluşturulan metodun deneysel ölçümlerle, sayısal ve görsel olarak doğrulanması hedeflenmiştir.

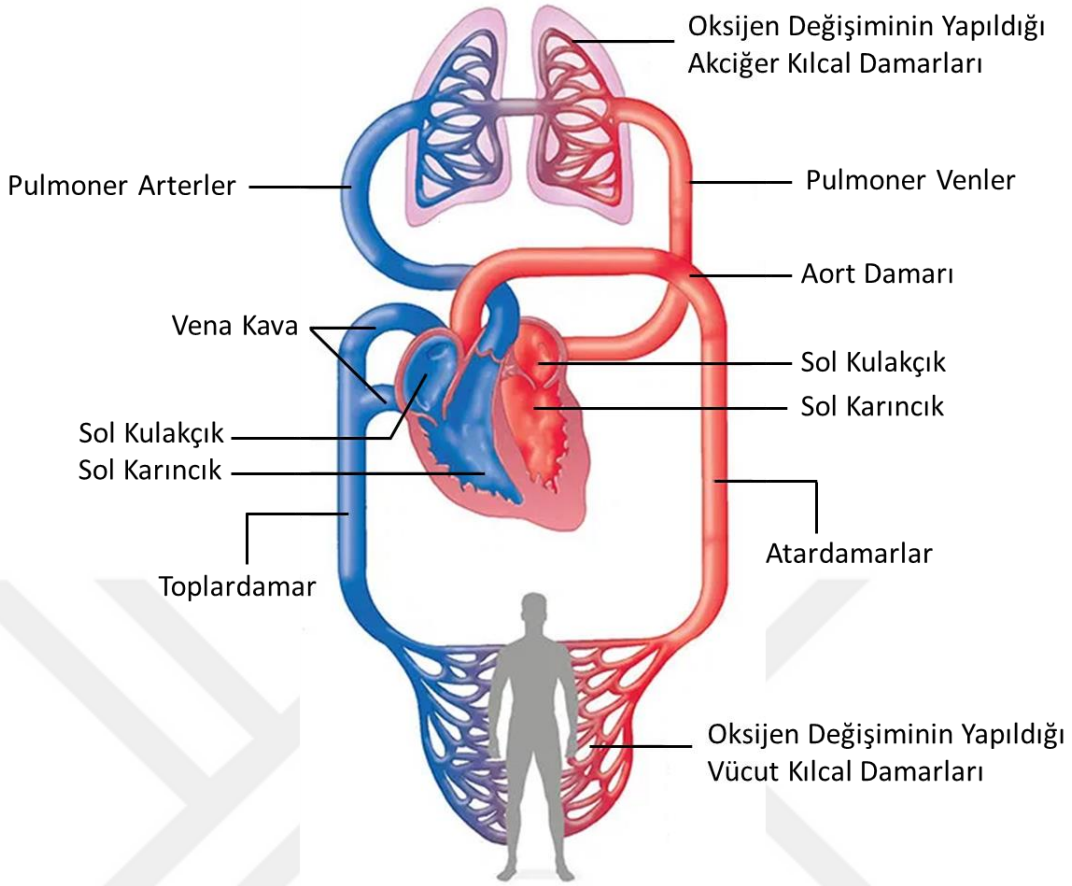
Çalışmanın sonucunda aort kapak kusurlarının sayısal olarak incelenmesi için doğrulanmış bir hesaplama aracı elde edilecektir. Bu hesaplama aracı kullanılarak farklı malzeme özelliklerinin ve yapısal etkilerin aort kapak dinamiği üzerindeki etkisi sayısal ve hassas bir şekilde incelenebilecektir.

1.2 Literatür Araştırması

1.2.1 İnsan kardiyovasküler sistemi

Kalp, damarlar ve vücutta bulunan kan, insan kardiyovasküler sistemini oluşturur ve bu sistem, kanın sağlıklı bir şekilde bütün vücutta sirkülasyon gerçekleşmesini sağlar. İnsan vücudundaki hücrelerin hayatına devam edebilmesi için sürekli olarak oksijen, besinler ve hormonlarla takviye edilmesi gerekmektedir. Bu maddeler, farklı insan organları tarafından üretilip vücuttaki kanın içine aktarılmaktadır. İnsan kalbi sürekli çalışan bir organ olarak, kanı bütün vücut hücrelerine pompalar. Hücreler kan içeresindeki maddelerden beslenip, karbondioksit ve üre gibi atık maddelerini kan akışına salarak vücuttan uzaklaştırılmak üzere ilgili organlara gönderir. İnsan kardiyovasküler istemini oluşturan bileşenler Şekil 1.1’ de gösterilmiştir.

Sensitivity: Public



Şekil 1.1 : İnsan vücudu kan dolaşım sistemi. [3]

1.2.2 İnsan kalbi ve anatomisi

İnsan kalbi anne karnında embriyo sürecin üçüncü haftasından oluşmaya başlar ve insan yaşam hayatının sonuna kadar düzenli olarak vücuda kan pompalamaya devam eder [4]. Ortalama 200 ile 350 gram arasında kütleye sahip olan insan kalbi bütün ömrü boyunca 3.5 milyar kereden fazla atar. Göğüs kemiğinin iç ve sol kısmında yer alan bu hayati organ, gün boyunca yaklaşık 8,000 litre kanın sirkülasyonunu sağlar [5].

Kalp yapısı et kalınlığı boyunca üç farklı tabakadan oluşur. Bu katmanlar dıştan içe doğru olmak üzere; Perikart, Miyokart ve Endokart katmanları olarak adlandırılmaktadır. Kalbin dış yüzeyinde yer alan Perlikard katmanı ise kendi içinde iki farklı tabakadan oluşur; Fibröz ve Seröz tabakaları. Fibröz tabaksı bu katmanın rijitliğini artırır ve kalbin dıştan gelebilecek olası darbelerden koruma sağlar. Öte yandan, Seröz tabaksında yer alan sıvı, kalbin hareketini kolaylaştır ve sessiz çalışmasını sağlar. Ortada yer olan Miyokart katmanı ise, diğer katmanlara göre daha kalındır. Kalbin kanı pompalamak için gerek olan kasılma kabiliyeti bu katmanda

Sensitivity: Public

bulunan yoğun kas fiberleri sayesindedir. Endokart ise kalbin iç kısımda yer alır ve aynı zamanda en ince katmandır. Bu katman kalbin odacıkları ve kapaklarına destek sağlar [6].

Öte yandan, kalbin içinde 4 odacık bulunmaktadır. Bu odacıklar, sağ kulakçık, sağ karıncık, sol kulakçık ve sol karıncık olmak üzere kalpte sağ bölge ve sol bölge olmak üzere iki ayrı bölge oluşturur. Kalp içindeki tek yönlü akış her bölme çıkışında bulunan kapaklarla sağlanır [7].

1.2.3 İnsan kalbi tahrik ve çalışma mekanizması

Kanı pompalamak için gerekli olan enerji Miyokart da bulunan kasların kasılmasıyla oluşur. Ancak düzenli ve tek taraflı kan akışının sağlanması için güçlü bir kas kontrol mekanizmasına ihtiyaç vardır. Bu kontrol kalpte bulunan ileri bir iletim sistemi ile sağlanır. Kalp iletim sistemi sinoatryal ve atriyoventriküler düğümlerinden oluşmaktadır [8].

Sinotoryal düğüm sağ kulakçığın üst bölümünde yer alır. Bu düğümde bulunan hücreler uyarı sistemin başlangıç noktasıdır. Bu düğümde oluşan elektriksel uyarıların sıklığı kalbin nabzını ayarlar. Sinotoryal hücreleri, uyarıları başlamak için hiçbir dış etkene ihtiyacı yoktur ve kendiliğinden çalışır. Ancak adrenalin gibi bazı hormonlar uyarıların sıklığını ve bununla beraber kalp nabzını değiştirebilmektedir. Bu düğümde oluşan elektriksel uyarı kalbin iki kulakçığında bulunan kasların kasılmasına sebep olur. Öte yandan bu uyarılar kalp içinde ilerleyerek bir sonraki düğüm olan antriventrükel düğümüne ulaşır. Bu düğüm sağ kulakçığın alt kısmında yer alır ve elektriksel uyarıların yaklaşık 100 ms içinde karıncık bölgesinde yer alan kaslara ulaşmasını ve kasılmasına sebep olur.

Boyun ve kol bölgelerinde bulunan hücrelerdeki kan, üst toplardamar yolundan ve vücudun alt bölgelerden gelen kan ise alt toplardamar yolundan sağ kulakçık odacığına girer. Sinotoryal düğümden gelen uyarı ile birlikte sağ karıncık da bulunan kaslar kasılır ve kanın triküspid kapaktan geçip sağ kulakçığın içine yönlenmesini sağlar. Elektriksel uyarılar yaklaşık 200 ms sonra atriyoventriküel düğüm vasıtasıyla kulakçıklarda bulunan kaslara iletilir ve kulakçık kasları kasılarak kanın sağ kulakçıktan pulmuner kapaktan geçerek akciğerlere yönlenmesini sağlar. Kirli kan akciğerden geçerek oksijenle zenginleştikten sonra tekrar kalbin içine ve sol kulakçık bölgesine akar. Yine sinotoryal düğüme iletilen uyarı sol kulakçık kasların kasılmasına

Sensitivity: Public

sebep olup kanın mitral kapaktan geçerek sol karıncık bölgesine girmesini sağlar. Atriyoventrükel uyarı ile birlikte sol karıncık kasları kasılır ve kanın aort kaptan geçerek aort atar damarına girmesine sebep olur. Kalp kasların kasılma evresine sistol fazı ve gevşeme evresine ise diyastolik fazı denilir.

1.2.4 Kalp hastalıkları

Kalp haslıkları kalbin yapısını ve işlevini etkileyen ve farklı nedenlerden oluşabilen birçok hastalıklardan oluşmaktadır. En yaygın doğal ölüm sebebi olan kalp hastalıkları koroner atardamar hastalıkları, kalp ritim bozukluğu ve kapak hastalıkları şeklinde sınıflandırılabilir [9].

Koroner atardamarlar kalbi oksijen ve zengin maddelerle beslemektedir. Kolesterol seviyesinin artması gibi farklı nedenlerden dolayı damarlar içinde oluşan plaklar, damarların tıkanmasına sebep olmaktadır. Bununla birlikte damarların sertleşme veya incelmesi, düzenli kan akışını bozarak kalp sağlığını ciddi derecede etiketlemektedir. Bu durum en çok görülen kalp hastalığı olarak bilinmektedir ve tedavi edilmediği sürece hayati tehlike içerir ve ölümle sonuçlanabilmektir.

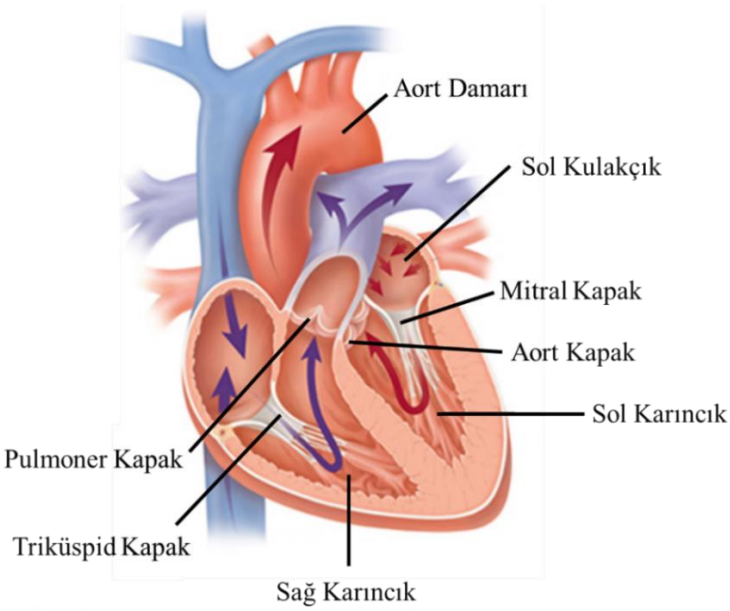
Aritmi olarak da bilinen kalp ritminin düzensizleşmesi bir diğer hastalık grubu şeklinde insan sağlığını tehdit etmektedir. Bu hastalıklar sonucunda kalbin çok hızlı, çok yavaş atması veya stabil hızla atması gibi etkiler gözükmektedir. Bu düzensizlik, kalbin kan pompalama kapasitesini etkilerken, ciddi rahatsızlıklara sebebiyet verebilmektedir. Bu rahatsızlığı, kalp kaslarının zarar görmesi, yüksek kan basıncı, kas iltihabı veya elektrolit denge bozuklukları gibi bir çök etken tetikleyebilmektedir.

Diğer önemli bir kalp hasatlık grubu ise, kalp kapakları ile ilgili hastalıklardır. Kalp doğal yapısının bozulması veya doğuştan bozuk olmasından meydana gelen bu hastalıklar, düzenli kan akışının sağlanmasını engellemektedir. Bu hastalıklar da erken evrelerde tedavi edilmediği taktirde insan hayatını doğrudan tehdit etmektedir.

1.2.5 İnsan kalbinde bulunan kapaklar

Kalp içinde bulunan 4 kapak pasif olarak çalışıp, kanın tek yönlü akışını sağlamaktadır. Sağ bölgede Triküspid ve Pulmoner kapaklar, sol bölgede ise mitral ve aort kapakları bulunmaktadır. İnsan kabinde bulunan kapaklar Şekil 1.2’ de gösterilmiştir.

Sensitivity: Public



Şekil 1.2 : İnsan kalbinde bulunan kapaklar. [10]

Sağ atriyoventrükel kapak olarak bilinen triküspid kapak, sağ kulakçık ve sağ karıncık arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Bu kapağın boyutları sağ kulakçık anatomisine göre değişiklik göstermektedir. Bununla beraber, triküspid kapağın formu kapağın fonkisyonu üzerinde büyük etkiye sahiptir. Bu kapağın çapı bir diğer antriventrükel kapak olan mitral kapağına göre daha büyüktür. Bu kapağın ana fonksiyonu sağ karıncık kasılma (sistol) evresinde, kanın sağ karıncıktan sol karıncığa geri dönüşünü engellemektir. İnsan kalbindeki triküspid kapak genellikle 3 yapraktan oluşmaktadır. Ancak bazı nadir durumlarda insanlarda iki yapraklı triküspid kapak teşhis edilmektedir [11].

Pulmoner kapak sağ karıncık ve pulmoner arter arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Ventrikül diyastol evresinde sağ karıncık içine dolan kan, karıncıkların kasılmasıyla beraber pulmoner kapaktan geçerek akciğere yönlenir. Karıncıkların gevşemeye başlamasıyla beraber (Ventrikül diyastol) pulmoner kapak kapalı pozisyona geçer ve kanın pulmoner arter' den sağ karıncığa geri dönüşünü engeller. Bu kapak kanın kalbin dışına açılan iki kapaktan birisidir ve ön, sol ve sağ yaprak olmak üzere 3 hilal şeklinde yapraktan oluşmaktadır [12].

Sol atriyoventrükel kapak olarak da bilinen mitral kapak, sol kulakçık ve sol karıncık arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Akciğerde oksijenle zenginleştirilmiş kan, pulmoner venler damarından sol kulakçığın içine dolar. Kulakçıkların kasılmasıyla beraber kan mitral kapaktan geçerek sol karıncık kısmına yönelir. Mitral kapak kalbin

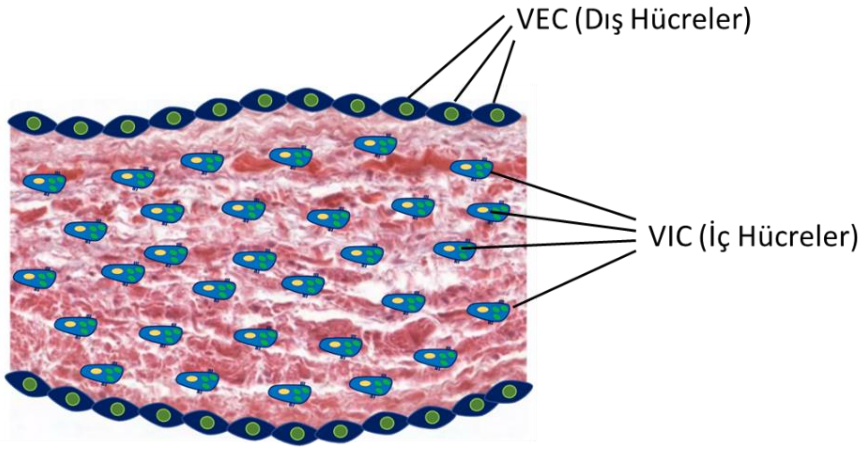
Sensitivity: Public

içinde yer alan tek iki yapraklı kapaktır. Mitral kapağın çevresinin çapı ve formu bir kardiyak döngü içinde değişilmektedir. Kapağın pasif olarak çalışan yaprakları kulakçıkların kasılma evresinde kan akışına engel olmazken, karıncık kasılma evresinde kapalı pozisyonu alır ve kanın sol karıncıktan sol kulakçığa geri dönüşünü engeller [13].

Kalbin dışına çıkan kanı kontrol eden ikinci kapak olan aort kapağı, sol karıncık ve aort damarı arasındaki bağlantıyı sağlamaktadır. Sol karıncığın kasılmasıyla sıkışan kan aort kapağından geçer aort ve damarına yönelir. Karıncığın kasılma evresinin sona ermesiyle beraber aort kapağı kapalı pozisyonuna geçer ve karıncıkların gevşeme evresinde kanın aort damarından kalbin içine geri dönüşünü engeller. Aort kapağı pulmoner kapak gibi 3 hilal şeklinde olan yapraktan oluşmaktadır. Vücudun bütün bölgelerine pompalanan kan bu kapaktan geçtiğinden aort kapağı diğer kapaklara göre daha büyük yüklere maruz kalmaktadır [14].

1.2.6 Aort kapak histolojisi

Kapak dış yüzeyi VEC (Valve Endothelial Cells) hücreleriyle kaplıdır. İç tabakalarda ise VIC (Valve Interstial Cells) hücreleri bulunmaktadır. VEC hücreleri (Dış Hücreler) kapağın geçirgenlik, hücrelerin birleşmesi ve hücreler arasındaki iletişimi dengeleyerek biyolojik dengeyi sağlamaktadır. VIC hücreleri (İç Hücreler) ise kapak iç kısmının farklı bölgelerinde farklı seviyelerde Elastin, Kolajen (Collagen) ve Glycosaminoglycans hücrelerin oluşmasını sağlar ve böylece kapağın mekanik mukavemet ve dengesini sağlanmaktır [64]. Aort kapak malzemesini oluşturan VEC ve VIC hücreleri Şekil 1.3 ‘te gösterilmiştir.



Şekil 1.3 : Aort kapak iç ve diş hücrelerin dağılımı

Sensitivity: Public

İç hücrelerin oluşturduğu en önemli proteinlerden biri kolajendir. Kolajen vücuttaki hareket sistemlerinin yapı taşlarını oluşturan bir malzemedir. Bütün vücuttaki proteinin %25-%35 arası kolajenden oluşmaktadır ve vücuttaki en çok görülen yapısal proteindir. Aort kapağın da yaklaşık yarısı kolajenden oluşmaktadır. Vücutta yaklaşık 29 tip kolajen bulunmaktadır. Ancak vücutta bulunan kolajenin %90'nı Tip 1 olduğu bilinmektedir. Aort kapakta ise %74 Tip1, %24 Tip 3 ve %2 Tip 3 kolajen bulunmaktadır. Kolajen çekme dayanımı yüksek olan fiberlerden oluşmaktadır. Bu sebepten kolajenin en önemli özelliği yüksek çekme dayanımıdır [65].

İç hücrelerin yarattığı diğer bir protein ise elastin malzemesidir. Aort kapak yaklaşık %13 elastinden oluşmaktadır. Bu düşük yüzdeden dolayı, Elastinin kolajen kadar kapak mekanik özelliklerini etkilemediği düşünülmektedir. Elastin tek başına düşük rijitliğe sahip ve yüksek mertebede genişletebilir bir malzemedir. Çevresel yönde kapağın rijitliğine katkısı çok düşüktür ayrıca doğrusal olmayan bir davranış göstermektedir. Vücudun birçok yerindeki esneklik özelliği elastinin yumuşaklığı ve yüksek elastiklik özelliği sayesindedir [66].

Aort kapağın iç kısmında iç hücreler tarafından üretilen diğer bir malzeme ise Glycosaminoglycan maddesidir. Bu madde amino şeker türevlerinden oluşmaktadır. İçindeki hidroksil, karboksil ve sülfat gruplarından dolayı hidrofilik özelliği gösterir ve darbe emici görevi yapmaktadır. Bileşik şeker adı verilen bu madde, birbirinden farklı ve su seven moleküller tarafından oluşur ve çevrelerindeki her şeyi nemli tutar. Bu malzeme basma yönündeki yükleri büyük ölçüde taşır ancak arasında yer aldığı katmanların birbirine göre kaymalarına izin vermektedir. İçinde tuttuğu su molekülleri sayesinde aort kapak yapısına viskoelastik özellik sağlamaktadır. Bu malzeme vücudun farklı bölgelerinde bulunmaktadır, ancak bulunduğu organa göre farklı mekanik özellikleri gösterebilmektedir.

1.2.7 Aort kapak yapısını oluşturan katmanlar

Elastin, kolajen ve glycosaminoglycan maddelerinin aort kapak et kalınlığı boyunca farklı dağılımı, 3 farklı belirgin katmanın oluşmasına sebep olmaktadır. Bu katmanlar Şekil 1.4'te gösterilmiştir. Her tabaka kendi içinde farklı malzeme özellikleri olan maddelerden oluşmaktadır. Bu katmanlar sol karıncıktan aort damarı tarafına doğru sırasıyla;

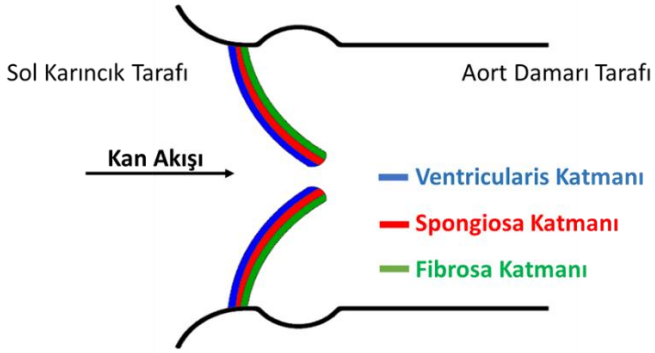
1. Ventricularis Katmanı

Sensitivity: Public

2. Spongiosa Katmanı

3. Fibrosa Katmanı

olarak adlandırılmaktadır.



Şekil 1.4 : Aort kapak katmanları; ventricularis, spongiosa ve fibrosa.

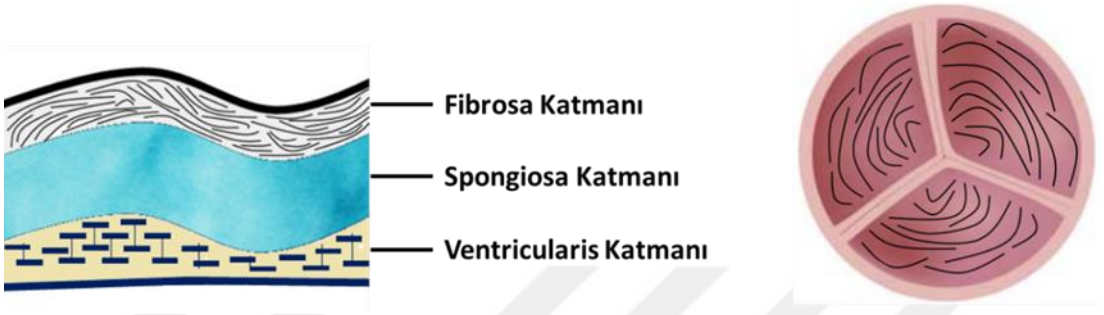
Ventricularis katmanı aort kapağın en ince katmanıdır. Et kalınlığı yaklaşık 0,15 mm olarak ölçülmektedir. Katmanın kalınlığı farklı noktalarda değişmemektedir ve sabit bir değere sahiptir. Bu katman çoğunlukla kolajen ve elastin fiberler içermektedir. Elastin fiberler radyal yönde, kolajen fiberler ise çevresel yönde konumlanmıştır. Bu nedenle bu katmanın esnekliği yüksek mertebede yöne bağlıdır. Bütün fiber malzemeden oluşan yapılar gibi bu katmanın belirli bir yöndeki rijitliği, o yönde konumlanmış fiberlerin yüzdesi ile orantılıdır. Kolajen fiber, elastin fibere göre daha rijit bir yapıya sahip olduğundan ve ayrıca bu katmanda kolajen fiberleri büyük ölçüde çevresel yönde konumlandığından dolayı bu katmanın çevresel yöndeki rijitliği radyal yöndekine göre yaklaşık iki kat daha yüksektir [67].

Spongiosa katmanı ise jel şeklinde olup, Glycosaminoglycan malzemeden oluşmaktadır. Bu katmanın su içeren yapısından dolayı, darbe sönümleme özelliği yüksektir. Basma yönünde yüklere karşı mukavemeti yüksek olan bu katmanın fibrosa ve ventricularis katmanları arasındaki kaymaya izin vermektedir.

Fibrosa katmanı kolajen fiber malzemeden oluşmaktadır. Bu katmanın kalınlığı yaklaşık 0,3 mm olarak ölçülmektedir. Bu fiberler dairesel olarak konumlanmış durumdadır. Fibrosa katmanı aort kapak kapalı olduğu pozisyonda, kapağa gelen yükleri taşıyabilmesini sağlamaktadır. Fibrosa üzerindeki kırışıklar kapak açılınca düzleşir, böylece aort kapağın büyük derecede genişlemesine izin vermektedir. Bu katmanın esnekliği de yüksek mertebede yöne bağlıdır. Fibrosa katmanı çevresel yönde radyal yöne göre yaklaşık 3 kat daha rijittir [68]. Kolajen fiberlerin Fibrosa

Sensitivity: Public

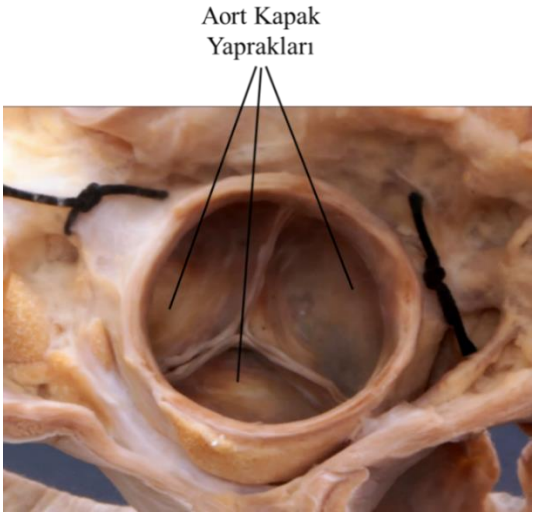
katmanındaki oryantasyonu Şekil 1.5' te gösterilmiştir. Öte yandan fibrosa katmanı çevresel yönde, ventricularis katmanına göre yaklaşık iki kat daha rijittir. Ancak radyal yönde yaklaşık aynı rijitliğe sahipler. Öte yandan Fibrosa katmanı Ventricularis katmanına göre yaklaşık iki kat daha kalındır. Hem daha kalın olduğu için ve hem çevresel yönde daha rijit olduğu için çevresel yöndeki yükün karşısında çoğunlukla bu katman direnç göstermektedir [69, 70].



Şekil 1.5 : Aort kapak katmanları ve kolajen fiberlerin oryantasyonu.

1.2.8 Aort kapak hastalıkları

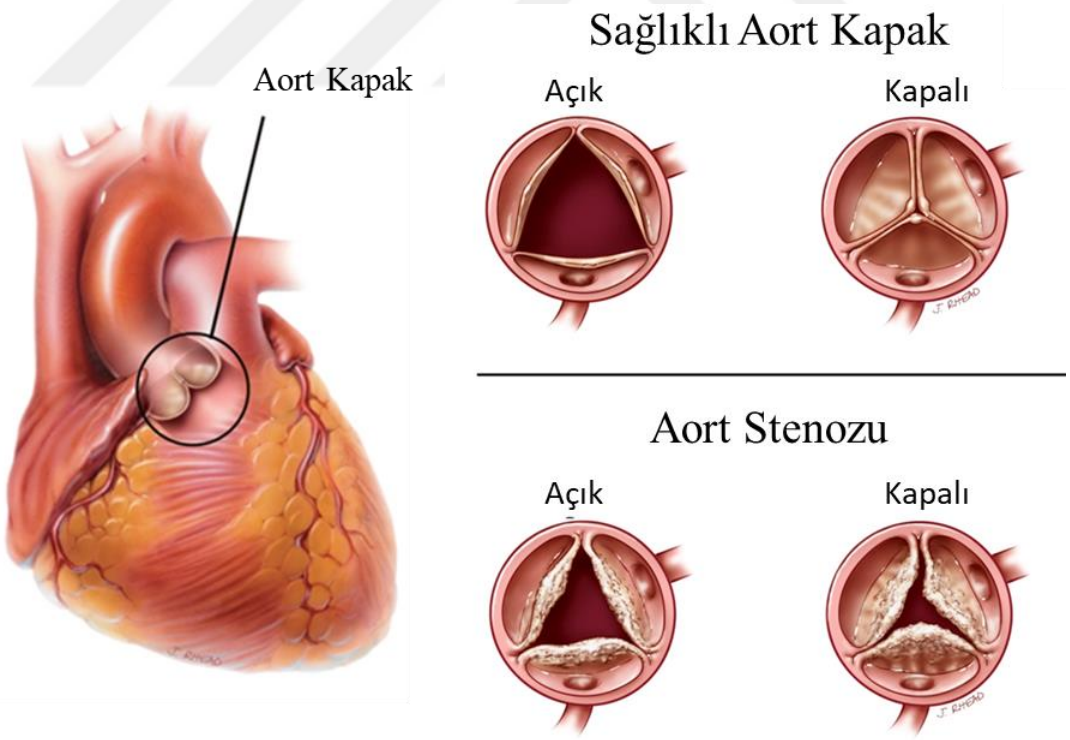
Aort kapak yapısı, 120 derece açıyla birbirinden ayrılan 3 farklı yapraktan oluşmaktadır. Yapraklar kan akışının sağladığı basınçla beraber pasif bir şekilde açılıp kanın sol karıncıktan aort damarına akmasını sağlamaktadır. Yaprakların yapısı sebebiyle kanın ters yönde, yani aort damarından sol karıncığa girmesi mümkün değildir. Kanın düzenli bir şekilde kalpten bütün vücuda toplanamasın bu yaprakların verimli ve doğru şekilde çalışmasına bağlıdır. Bu sebepten, yaprakların yapısında oluşan herhangi bir hasar kan akışını engelleyeceğinden ciddi hayati risklere yol açabilmektedir. Aort kapak yapısı Şekil 1.6' da gösterilmiştir.



Şekil 1.6 : Aort kapak hilal şeklindeki yaprakları. [15]

Sensitivity: Public

Normal bir aort kapak, ventriküler sistol (kasılma) sırasında tamamen açılır ve ventriküler diyastol (gevşeme) sırasında tamamen kapanır. Kusurlu bir kapak ise bazı durumlarda, sistol esnasında tam açılamayarak, ventrikül basıncın artmasına sebep olur. Diğer bir hastalık durumunda ise, diyastol sırasında kusurlu kapak tam kapanamayarak, sol ventriküle bir kısım kanın geri gelmesine sebep olabilmektedir. Kapakçığın tam açılamama durumu stenoz, tam kapanamama durumu regürjitasyon olarak adlandırılır [16]. Dünya geneli için yapılan bir çalışmaya göre, aort regürjitasyon görülme sıklığı bayanlarda her yüz kişiden 8,5 kişi ve erkeklerde her yüz kişiden 13 kişidir [17]. Aort stenoz ise gelişmiş ülkelerde en sık görülen kalp kusurudur ve her 100 kişiden 23 kişi de görülmektedir [18]. Aort stenozu farklı sebeplerden oluşabilmektedir. Bunlardan en önemlisi, kapak üzerinde biriken kalsiyumun yol açtığı kireçlenmedir. Kalsiyum kanda bulunan önemli minerallerden biridir. Kapak üzerinden gerçekleşen sürekli kan akışı, kapak yüzeyinde kalsiyum parçacıkların birikmesine sebep olabilir. Kireçlenmeye bağlı aort stenozu çoğu zaman geç yaşlara kadar kapak fonkisyonu üzerinde etkili olmamaktadır. Kireçlenmeye bağlı aort stenozu Şekil 1.7 ’de gösterilmiştir.

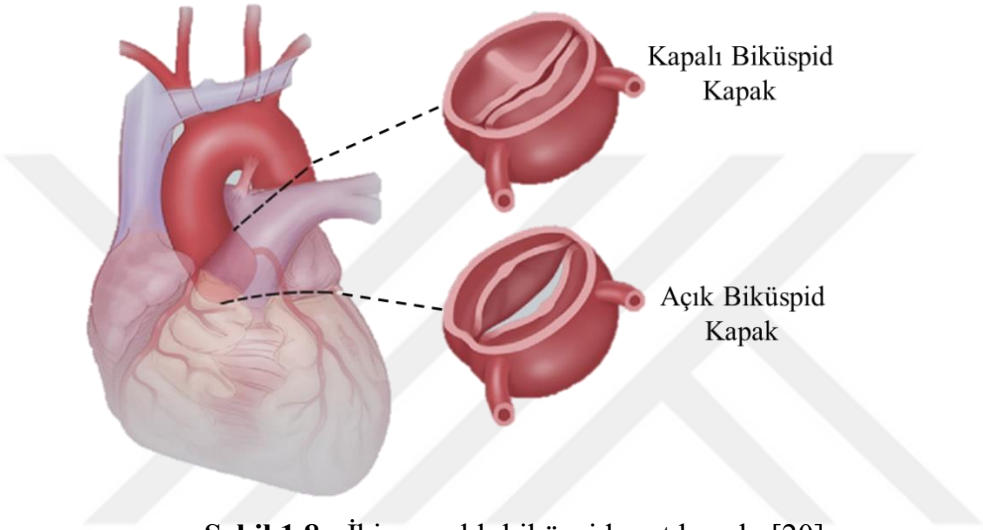


Şekil 1.7 : Aort kapak stenozu. [19]

Bununla birlikte bazı doğuştan kapak kusurları, kapak bölgesinde daralma ve aort stenozuna sebep olmaktadır. En çok rastlanan doğuştan aort kapak kusuru, kapağın iki

Sensitivity: Public

yapraklı olarak oluşmasıdır. Bu durum Biküspid aort kapak olarak adlandırılır. Bu durumda yine çoğu zaman, kişi hiç semptom göstermeden normal hayatına devam eder. Ancak bazı kişilerde, bu durum kapak daralmasına veya aort damardan kalbe kan kaçışlarına sebep olabilmektedir [20]. Biküspid aort kapak Şekil 1.8' de gösterilmiştir. Stenoza yol açan bir diğer hastalık ise, romatizmal ateşidir. Özel bir bakterinin yol açtığı bu boğaz enfeksiyonu, aort kapak dokusunun hasar görmesine sebep olabilir. Hasar gören dokular aort kapağın daralmasına yol açabilir. Öte yandan, doku üzerinde oluşan hasar kalsiyum parçacıkların daha kolay birikmesine sebep olabilir.



Şekil 1.8 : İki yapraklı biküspid aort kapak. [20]

1.2.9 Aort kapak hastalıklarının klinik teşhisi ve tedavisi

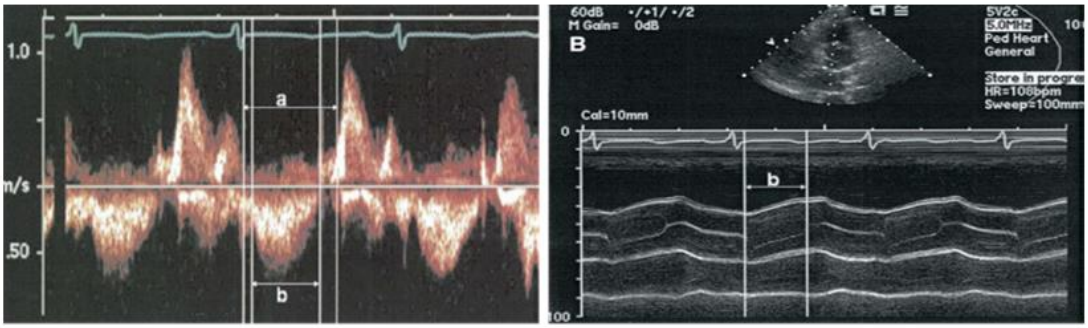
Aort kapak kusurlarının erken evrelerde teşhisi, hastalığın ilerlemesinin önlenmesi ve tedavi başarı yüzdesi açısından oldukça önemlidir. Kapak kusurları genellikle ekokardiyografi cihazları kullanarak hekimler tarafından değerlendirilir. Bu cihaz yüksek frekanslarda ses dalgalarını vücuda gönderir ve ses dalgalarının yansıması grafiklere dönüştürülerek, kalp hareketi ve kan akışı resimler şeklinde monitöre yansır. 1 boyutlu (M-mod) ve 2 boyutlu ekokardiyografi yöntemi ile kalp yapısının hareketi kontrol edilirken, Doppler ekokardiyografi ile kan akışı karakterize edilebilir [21].

Aort kapak kusurlarının erken evrelerde teşhisi, hastalığın ilerlemesinin önlenmesi ve tedavi başarı yüzdesi açısından oldukça önemlidir. Kapak kusurları genellikle ekokardiyografi cihazları kullanarak hekimler tarafından değerlendirilir. Bu cihaz yüksek frekanslarda ses dalgalarını vücuda gönderir ve ses dalgalarının yansıması grafiklere dönüştürülerek, kalp hareketi ve kan akışı resimler şeklinde monitöre yansır. 1 boyutlu (M-mod) ve 2 boyutlu ekokardiyografi yöntemi ile kalp yapısının hareketi

Sensitivity: Public

kontrol edilirken, Doppler ekokardiyografi ile kan akışı karakterize edilebilir [21]. Bu yöntem kullanarak basitleştirilmiş Bernoulli denklemi yardımıyla kapağın farklı bölgelerinde basınç farklı hesaplanabilir. Ancak bu yöntemde, zamana bağlı dinamik ve viskoz etkiler ihmal edildiğinden dolayı, sonuçlar belirli bir hata payına sahiptir. İnsan kalbinden yapılan örnek bir Doppler ve M-mod ekokardiyografi ölçümü sırasıyla Şekil 1.9'a ve b' de gösterilmiştir.

Kapak kusurlarının daha hassas ve nicel değerlendirmesi invazif bir yöntem olan Anjiyografi yöntemi ile mümkündür. Bu yöntem, vücuttaki damarlara ince tüplerle giriş yapılıp ve bu sayede damarlardaki akış parametrelerini hassas teşhis edilmesini sağlamaktadır. Bu yöntem Tezin üçüncü bölümünde detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu yöntem diğer invazif yöntemler gibi, belirli riskler içerdiğinden bazı komplikasyonlara yol açabilmektedir.



(a) (b)

Şekil 1.9 : Ekokardiyografi görüntüleme yöntemi a) Doppler ekokardiyografi b) m-mod ekokardiyografi. [22]

Aort kapak kusurunun büyüklüğüne göre farklı tedavi yöntemi uygulanabilmektedir. Aort kapak hastalıkları yapısal bozukluklar olduğundan dolayı, kusurların giderilmesi sadece mekanik tedavilerle sağlanabilmektedir. Hafif derecedeki kusurlar çoğu zaman mekanik bir tedavi gerekmezken, şiddetli kusurlar için geçici bir tedavi yöntemi olan balon Valvüloplastite ile kapağın genişletilmesi sağlanabilir. Şiddetli aort kapak kusurların kalıcı tedavisi ancak ameliyatla kapağın değişmesiyle sağlanabilmektedir. Bu yöntemde kusurlu kapak, yapay veya biyolojik bir kapak ile değişimi yapılır. Mekanik kapaklar sorunsuz bir şekilde omur boyu kullanılabilir. Ancak kanda pıhtılaşma problemi meydana gelebilir. Biyolojik kapaklarda ise kullanım ömrü, daha düşüktür ancak pıhtılaşma riski yoktur. Değişim işlemi iki farklı yöntem olan açık kalp ameliyatı veya kapalı transkateter kapak değişim yöntemleriyle gerçekleşebilir. İkinci

Sensitivity: Public

yöntem açık ameliyat gerektirmediğinden dolayı daha az risklidir ve hastada daha az komplikasyon oluşur [23].

Gerçekleşecek olan herhangi bir tedavi yönteminde olumlu sonuçlar alınabilmesi için kusur şiddetinin hassas bir şekilde belirlenmesi gerekmektedir. Öte yandan, kapak değişim gerektiren hastalarda ise, kullanılan kapak malzemesinin kan ile olan dinamik etkileşimi hassas bir şekilde incelenmesi hayati derecede önemlidir. Bu sebepten son yıllarda aort kapağın malzeme özellikleri, hastalıkları ve kapak yapısının kan akışı ile olan etkileşimini mühendislik ve sayısal yöntemlerle modellenmesi ve incelenmesi birçok araştırmacının ilgi odağı olmuştur.

1.2.10 Aort kapak dinamiğinin sayısal yöntemlerle modellenmesi

Stenoz ciddiyetinin değerlendirilebilmesi için, kapak orifis alanının ve kapak etrafındaki basınç artışının belirlenmesi gereklidir. Benzer şekilde, regürjitasyonun ciddiyetini değerlendirmek için, geri kaçan kan miktarının ve geri kaçan kanın ileri pompalanan kan miktarına oranı olan regürjitasyon oranının belirlenmesine ihtiyaç vardır [24]. Öte yandan, kapak değişimi için optimum dokuların geliştirilmesi için ise doğal aort kapak dokusunun kan ile olan etkileşimin hassas bir şekilde incelenmesi gerekmektedir. Literatürde araştırmacılar tarafından gerçekleştirilen sayısal modelleme ve simülasyon çalışmalarında çoğunlukla bu üç konuya odaklanılmıştır. Bu çalışmalar aşağıda belirtilen gruplarda sınıflandırılabilir.

- Aort kapağın statik olarak modellenip ve kapak üzerindeki gerilmelerin tek bir an için incelenmesini içeren çalışmalar.
- Aort kapak hareketi dinamik olarak modellenip ve bir kardiyak döngü boyunca, kapak yapısında oluşan gerilmelerini inceleyen çalışmalar.
- Kardiyak döngü boyunca hem kapak yapraklarına gelen yükleri hem de değişen kan akışını, katı-sıvı etkileşimi metotları kullanarak inceleyen çalışmalar.

Bu konuda yapılan ilk çalışmalarda, aort kapak statik olarak modellenmiş, kardiyak döngünün belirli bir anında yapraklara gelen yükler incelenmiştir. İncelenen statik durumlar genellikle ya kapakçığın tam açık olduğu sistol evresi, ya da kapakçığın tam kapalı olduğu durumdaki diyastol evresidir. Bu kapsamda gerçekleştirilen bir çalışmada [25], yapay kapak dokularının şekil ve mekanik özelliklerinin, kapaktaki

Sensitivity: Public

gerilmelere etkisini, sabit basınç sınır koşullu ile üç boyutlu katı bir model geliştirerek incelenmiştir. Bu modelde, diyastol evresi sonlu elemanlar yöntemi kullanarak modellenmiş ve bu anda oluşan gerilmelerin, dokunun mekanik özelliklerinden çok, doku şekline bağlı olduğu gözlenmiştir. Benzer diğer bir çalışmada ise [26] diyastol anında, kapak yaprak şekillerinin oluşan gerilmelere etkisi sonlu eleman yöntemleri ile incelemiştir. Bu çalışmada, dokuz farklı hastanın MR görüntülerinden oluşan modeller geliştirmiş ve yapraklarda var olabilecek morfolojik asimetrikliklerin, yaprak üzerindeki gerilmelerin dağılımlarını değiştirebileceğini gösterilmiştir.

Bir diğer çalışmada [27] ise, yaprak mekanik özelliklerinin yaprak hareketine olan etkisi sonlu elemanlar yöntemi kullanılarak yine statik olarak incelemiştir. Kapağın sistol ve diyastol anlarını ayrı ayrı simüle eden modellerle, doğrusal olmayan mekanik özelliklerle kurulan yaprak modellerin, doğrusal modellere göre deneysel kapak hareketiyle daha uyumlu hareket ettiği görülmüştür. Benzer başka bir çalışmada ise, aort kapak malzemesinin yöne bağlı olarak anizotropik modellenmesinin önemi incelenmiştir [28]. Geliştirilen modelde, diyastol evresindeki gerilmeler incelenmiş ve izotropik modellere göre, anizotropik modellerde maksimum gerilmenin oluştuğu bölgenin farklı olduğu ve gerilme seviyelerinin de daha yüksek mertebelerde olduğu hesaplanmıştır. Bu araştırmalar, aort kapak sayısal modelleme çalışmalarında, gerçeğe yakın kapak geometrilerinin kullanımı ve deneysel verilere uygun malzeme mekanik özelliklerinin tanımlamasının çok önemli olduğunu göstermektedir.

Statik modelleme yöntemlerinden farklı olarak, sistol evresinde kapak yaprakların zamana bağlı açılma hareketi, dinamik modelleme metotları kullanarak incelenebilir. Bu modellerde, genellikle deneysel olarak ölçülmüş zamana bağlı değişken ventriküler basınç değerleri veya kan kaşı hızı sınır koşulu olarak tanımlanır. Bu şekilde hesaplamalar yapılarak, basınç kuvvetlerinin etki ettiği kapak yapraklarında, oluşan şekil değiştirmeler elde edilir.

Dinamik modelleme metodolojisi kullanarak gerçekleştirilen bir çalışmada [29], sistol evresinde aort kökünün radyal yönde genişlediğini ve bu esnada yaprakların ise eksenel yönde hareket ettiği hesaplanmıştır. Bu modelde ayrıca, kapak yapraklarının rijitleşmesinin, kapak orifisinin küçülmesine sebebiyet verdiği görülmüştür. Başka bir dinamik modelleme çalışmasında ise aort kapak yaprakları ve kökünün etkileşimleri incelenmiştir [30]. Bu çalışmada, kapak kökünün yapraklar açılmaya başlamadan önce, önemli ölçüde açıldığı bulunmuştur. Kapak yaprak ve kökü etkileşimleri ile ilgili

Sensitivity: Public

benzer başka bir dinamik model çalışmasında ise [31], kapak kökünün rijitleşmesinin, kapak yapraklarının açılmasını geciktirdiği, açılmayı asimetrik hale getirdiği ve kapak orifis alanını azalttığı gösterilmiştir. Bu çalışmalar, kapak yapraklarındaki şekil değiştirme ve gerilmelerin incelenmesinde, dinamik etkilerin modellenmesinin önemini ve sonuç hassasiyeti üzerindeki etkisini açıkça göstermektedir.

Özetlenen çalışmaların tümünde, kapağa etki eden gerilmeler ve kapak şekil değiştirmelerini incelemek amacıyla, sadece aort kapak yapısal alanı sayısal modellemeye dahil edilmiştir. Aort kapak etrafındaki kan akış alanı çözülmediğinden, kan akışının aort kapak şekil değiştirmesiyle olan etkileşimi tamamıyla ihmal edilmiştir. Bu sebepten bu metotların hassasiyeti sınırlıdır. Ancak, kan akışı ve doku yapısının arasındaki bu güçlü etkileşim, Katı-Sıvı Etkileşimi (KSE) metotları kullanarak yakalanabilmektedir. Bu yöntemde, akış ve yapı alanı eş zamanlı modellenip çözülmektedir. Bu etkileşimi içeren hesaplamalı modeller, gerçeğe en yakın ama aynı zamanda çözülmesi en zor modellerdir.

KSE yaklaşımı kullanan bir çalışmada [32], sol ventrikül, mitral ve aort kapak, iki boyutlu olarak, eş zamanlı modellenmiştir. Kullanılan basitleştirilmiş geometriye rağmen modelin, ventriküler akışın ana karakteristiklerini yakaladığı görülmüştür. Başka benzer bir çalışmada ise [33], KSE metodu kullanarak biküspid ve normal üç yapraklı aort kapak modellenmiş ve iki modelden elde edilen sonuçlar kıyaslanmıştır. Modelleme sonuçlarına göre, biküspid kapak orifisinin normal kapağa göre daha küçük oluşacağı ve ayrıca oluşan gerilmelerin de daha yüksek mertebelerde olduğu hesaplanmıştır.

Kan ve etkileşim halinde olduğu dokuyu bir arada modellemek birçok zorluğu içermektedir. Geçtiğimiz yıllarda bu zorlukları en aza indirmek için çok sayıda teknik geliştirilmiştir. En bilinen tekniklerden biri Arbitrary Lagrangian Eulerian (ALE) tekniğidir. Bu teknikte, akış ve yapı alanın sınırlarını belirleyen düğüm noktaları ve ayrıca bütün eleman yapısının, ilk konumlarına göre hareketlerine izin verilir. Bu sebepten bu yöntemde, yapı elemanlarının yer değiştirme miktarlarının fazla olması, sıvı elemanlarının bozuk şekilli olmasına neden olabilir bu da çözüm hassasiyetini kötü etkileyebilir [34].

ALE tekniği kullanarak gerçekleştirilen bir güncel çalışmada [35], polimer malzemeden üretilen yapay aort kapaklarının doğrusal olmayan şekil değiştirmeleri

Sensitivity: Public

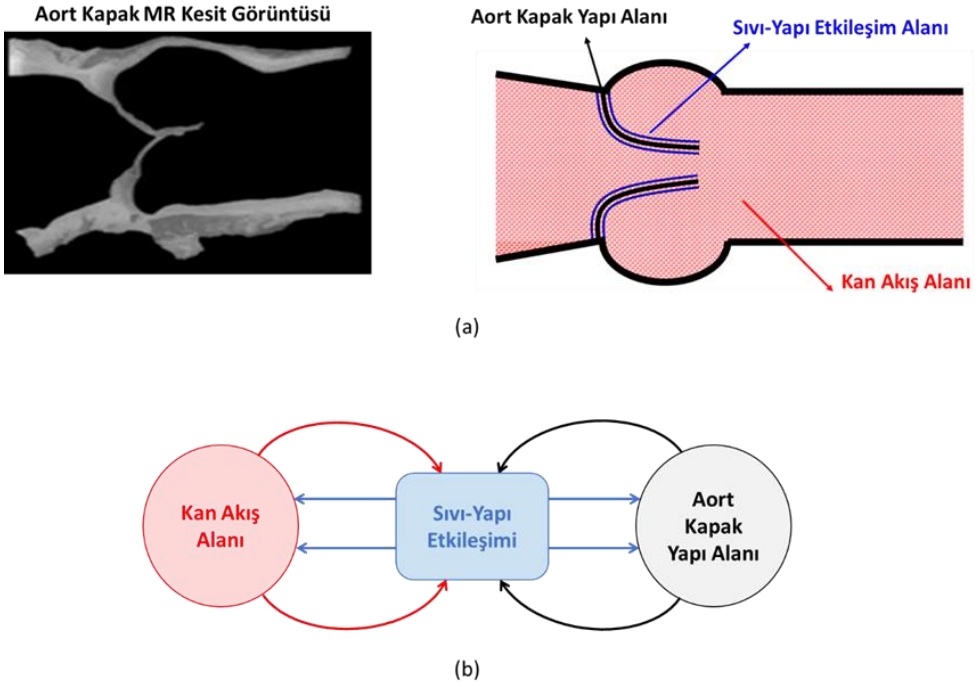
hesaplanmıştır. Bu çalışmada hesaplanan şekil değiştirme sonuçları, gerçek deneysel verilerle kıyaslanmış ve %15 hata pay ile sonuçlar doğrulanmıştır. Benzer bir diğer güncel çalışmada ise [36] sağlıklı aort kapak şekil değiştirmelerini modellemek için ALE tekniği kullanılmıştır. Bu çalışmada hesaplanan sonuçlar, deneysel PIV (Particle Image Velocimetry) ölçümleriyle kıyaslanmış, kullanılan ALE yöntemi %10 hata payı ile doğrulanmıştır. ALE tekniği kullanarak gerçekleştirilen başka bir çalışmada ise [37], doğal ve ayrıca mekanik iki yapraklı aort kapak modellerine KSE yaklaşımı uygulanmıştır. Bu çalışmada deneysel bir doğrulama gerçekleştirilmemiştir ve sadece iki modelde akış ve şekil değiştirme sonuçları kıyaslanıp, mekanik kapağın hemodinamik performansı değerlendirilmiştir. Bu tez çalışmasında, aort kapak yapısı ve etrafındaki kan akışına KSE etkileşiminin uygulanması için, bir ALE tekniği olan iteratif kapalı (Iterative Implicit) metodu kullanılmıştır. Bu tekniğin uygulanması için yapılan çalışmalar ayrıntılı bir şekilde tezin ikinci bölümünde anlatılmıştır.

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

2. AORT KAPAK KATI-SIVI ETKİLEŞİM MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Aort kapak hareketi ve kan akışının güçlü bir etkileşim içinde olmasından dolayı bu tez çalışmasında, kapak dinamik hareketi ve şekil değiştirmeleri ve ayrıca kan akışı, KSE yöntemi kullanarak nümerik olarak modellenmiştir. Bu etkileşimin hassas bir şekilde modellenmesi için iki yönlü iteratif kapalı KSE modelleme tekniği kullanılmıştır. Tezin bu bölümünde iteratif kapalı KSE simülasyon modelleri detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu yöntemde çözüm alanı, kan akış bölgesi ve kapak katı bölgesi olarak iki ayrı bölgeye ayrıştırılıp, kan akışı için bir HAD (Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği) çözücüsü, kapak hareketleri için ise ayrı bir SEM (Sonlu Elemanlar Metodu) çözücüsü kullanılarak çözüm sağlanmaktadır. Bu iki çözücü arasındaki etkileşim kapalı bir metot kullanılarak sağlanmaktadır. Aort kapak için belirlenen çözüm alanları Şekil 2.1 'de gösterilmiştir. Tezin bu bölümünde önce kan akışının çözümü ve bölümün bir sonraki kısımlarda ise katı alanın çözümü detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu bölümünün en son kısmında ise, akış ve katı alanındaki etkileşimin sağlanması için gerçekleştirilen adımlar ayrıntılı sunulmuştur.



Şekil 2.1 : Aort kapak KSE çözüm alanı a) çözüm alanlarının iki boyutlu gösterimi b) sıvı ve katı alanlarının etkileşimi.

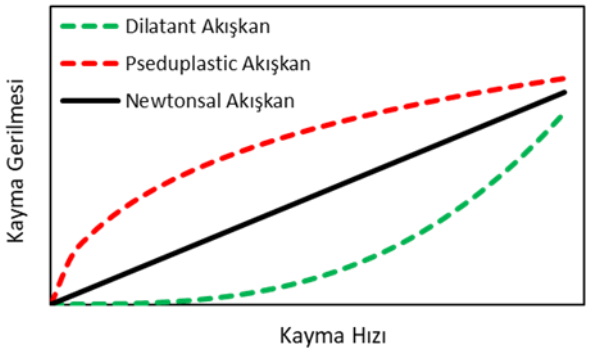
Sensitivity: Public

2.1 Kan Akış Alanı Çözümü

Kan, içinde bulunan özel fonksiyonel hücrelerin plazma olarak tanımlanan bir sıvının içinde heterojen olarak karışımından oluşmaktadır. Bu fonksiyonel hücreleri kırmızı kan hücreleri, trombositler ve beyaz kan hücrelerinden oluşmaktadır. Bu sebepten kan bir akışkan olarak sınıflandırılmaktadır. Hemodinamik, kan akış dinamiğini inceleyen ilgili bilim alanıdır. Kanın akışkan özellikleri ise Hemoreoloji bilim alanı dahilinde incelenmektedir [39].

2.1.1 Kan viskozite değerinin belirlenmesi

Kanın viskozite değeri kan miktarından bağımsız kanın yeğinsel bir özelliğidir. Bu değer, ardışık kan tabakalarının arasındaki kaymadan meydana gelen sürtünme seviyesine göre değişmektedir. Viskozite kaynaklı sürtünme, kan akış yönünde önemli bir direnç oluşmasına sebep olmaktadır. Kanın viskozitesi laboratuvar ortamında farklı yöntemlerle ölçülebilmektedir. Ölçülen kan viskozite değeri sıcaklığa bağlı değişmektedir. Ölçüm sıcaklığının artmasıyla beraber kan viskozite değeri düşmektedir. Bunun sebebi ise, sıcaklığın artmasıyla beraber kan moleküllerinin ısıl enerjisinin artması ve böylece moleküller arasındaki çekim kuvvetlerin daha az etkili duruma gelmesidir. Bu sebepten gerçeğe yakın sonuçlar elde etmek için, laboratuvar ortamında ölçülen kanın sıcaklığı, 37 derece olarak iklimlendirilmelidir [40]. Öte yandan kan viskozite değeri kan akış hızına göre değiştiğinden, kan Newton tipi olmayan bir akışkan olarak sınıflandırılmaktadır. Newton tipi olmayan akışkanlar, Pseudoplastic (kayma incelmesi) ve Dilatant (kayma kalınlaşması) olarak iki ayrı çeşit akışkan olarak sınıflandırılır. Dilatant akışkanlarda viskozite, akış kayma hızının artmasıyla beraber artarken, bu durum Pseudoplastic akışkanlarda tersi şeklindedir. Bu durum Şekil 2.2' de gösterilmiştir.



Şekil 2.2 : Newton tipi, dilatant ve pseudoplastic viskozite eğrileri. [39]

Sensitivity: Public

Newton tipi akışkanlarında kayma gerilmesi Newton viskozite yasası kullanarak hesaplanabilir. Bu kanun ifade (2.1)'de gösterilmiştir. Newton tipi olmayan akışkanlar için ise bu yasanın daha genişletilmiş hali olan üstel modeli veya farklı modeller kullanılabilir. Üstel model ifade (2.2) göterilmiştir [41].

$$\boldsymbol{\tau} = \mu \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial y} \tag{2.1}$$

$$\boldsymbol{\tau} = R \left(\frac{\partial \mathbf{u}}{\partial y}\right)^{r} \tag{2.2}$$

Bu denklemlerde;

τ: Kayma gerilmesi

μ: Dinamik viskozite

u: Akış hız vektörü

y: Akış sınır tabakasındaki konum

R: Kıvamlılık parametresi (SI: N/m^2s^n)

ve

r: Akış davranış endeksi olarak tanımlanmaktadır.

Kan akışkanı için, viskozite değeri kayma hızının artmasıyla beraber düştüğünden, kan Pseudoplastic akışkan olarak sınıflanmaktadır [42]. Kan gibi Pseudoplastic akışkanlarda viskozite değerinin kayma hızına göre değişimi Şekil 2.3'te gösterilmiştir. Literatürde kan viskozitesinin kayma hızına bağlı değişiminin modellenmesi için birçok çalışma yapılmıştır.

Bu tez çalışmasında kanın Newton tipi olmayan davranışını modellemek için ilk çalışmalarda kuvvet yasası kullanarak viskozite karakteristiği modellenmiştir. Ancak bu yöntem doğrusal olmadığından dolayı, çözüm sürelerinin artmasına sebep olmaktadır. Öte yandan, aort kan akımı gibi kayma hızının yüksek olduğu akışlarda, kan viskozite değerinin kayma hızına bağlı değişmediği bilinmektedir [43]. Bu sebepten tezin ilerleyen bölümlerinde, çözüm sürelerinin kısaltılması ve daha iyi yakınsama performansı için kanın viskozite değeri sabit olduğu varsayılmıştır ve değer olarak 0.003758 (Pa.s) viskozite değeri tanımlanmıştır [43].

Sensitivity: Public



Şekil 2.3 : Kan viskozitesinin kayma hızına göre değişimi.

2.1.2 Kan akışkan yoğunluğunun belirlenmesi

Kanın içinde bulunan fonksiyonel hücrelerin ve plazma sıvısının yoğunluğu, kanın toplam yoğunluğunu belirlemektedir. Plazma sıvısı, kanın %55'ini (hacimsel) oluşturmaktadır. Plazma hacminin yaklaşık %90'ını su molekülleri oluşturmaktadır. Kalan %10 ise protein, tuzlar, metabolizma atıkları, glikoz ve hormonlardan oluşmaktadır. Plazmanın yoğunluğu yaklaşık olarak 1025 kg/m^3 olarak ölçülmektedir. Kanın diğer %45' ise fonksiyonel kan hücrelerinden oluşmaktadır. Kırmızı kan hücreleri (alyuvarlar), beyaz kan hücreleri (akyuvarlar) ve trombositlerden oluşan bu kısmın yoğunluğu ise 1125 kg/m^3 olarak ölçülmektedir [44]. Bu tez çalışmasında, kanın ortalama yoğunluğu için 1060 kg/m3 değeri alınmıştır [45].

2.1.3 Aort kapak kan akışı sınır koşulu

KSE modelinin geliştirilmesiyle beraber, aort kapak etrafındaki kan akışı ve buna bağlı kapak şekil değiştirmelerinin modellenmesi hedeflenmektedir. Bu sebepten akış alanın çözümü için, aort kapak giriş bölgesindeki zamana bağlı akış bilgilerinin sınır koşulu olarak KSE modele tanıtılması gerekmektedir. Giriş sınır koşulu hız profili veya basınç profili olarak tanımlanabilmektedir. Tezin 3. bölümünde iki ve üç boyutlu KSE modeller için giriş hız sınır koşulu ve tezin 4. bölümündeki doğrusal olmayan malzeme özelliklerine sahip KSE modelleri için ise basınç sınır koşulu tanımlanmıştır. Bu sınır koşulları ile ilgili detaylı bilgiler ilgili bölümlerde açıklanmıştır. Aort kapak üzerinden geçen kan akışının, akışkanlar dinamiğinin 3 temel yasası olan, kütlenin korunumu, Newton' un ikinci yasası ve enerji korunum yasaları ile uyum içinde olması gerekmektedir. Bu yasalar Navier-Stokes denklemleri şeklinde ifade edilmektedir. Bu denklemlerin çözülmesiyle akış alanının simülasyonu gerçekleştirilebilir.

Sensitivity: Public

2.1.4 Kan akışı korunum denklemleri - kütle korunum yasası

Sol karıncıkta bulunan aort kapak giriş bölgesi ve aort damarındaki kapak çıkış bölgelerini kaplayan hacim, akış kontrol hacmi olarak tanımlanabilir. Kütle korunum yasası uygulandığında, bu kontrol hacmi sınırları içerisindeki kan kütlesinin değişimi, kontrol hacmine giren net kütlesel kan debisine eşit olmalıdır [46]. Bu yasanın integral formu (2.3)'de diferansiyel formu ise (2.4)'de gösterilmiştir.

$$\frac{\partial}{\partial t}\iiint_{V} \rho \, dV = -\oiint_{\mathbf{s}} \rho \, \mathbf{u} \, . \, d\mathbf{s} \tag{2.3}$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla . (\rho \mathbf{u}) = 0 \tag{2.4}$$

Bu denklemde;

ρ: Kan yoğunluğu

t: Zaman

V: Kontrol hacmi

ve

s: Kontrol hacmi giriş ve çıkış alanları olarak tanımlanmaktadır.

Denklemde kullanılan ∇, diverjans operatörü olarak tanımlanmaktadır. Bir vektörün diverjansı ifade (2.5)'de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$\nabla . \mathbf{u} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \tag{2.5}$$

Bir önceki bölümde belirtildiği gibi bu tez çalışmasında, kan yoğunluğunun sabit olduğu ve zamana bağlı değişmediği varsayılmıştır. Bu sebepten aort kapak etrafındaki kan akışı sıkıştırılamaz akış olarak tanımlanabilir. Böylece kan akışı için süreklilik denklemi ifade (2.6)'da gösterildiği gibi basitleştirilmektedir.

$$\nabla . \mathbf{u} = \frac{\partial u_1}{\partial x_1} + \frac{\partial u_2}{\partial x_2} + \frac{\partial u_3}{\partial x_3} = 0 \tag{2.6}$$

Sensitivity: Public

2.1.5 Kan akış korunum denklemleri - momentumun korunum denklemleri

Newton'un ikinci yasasına göre bir sisteme etki eden net kuvvet (**f**), sistem momentumunun (**p**) birim zamanındaki değişimine eşit olmalıdır. Bir diğer deyişle bir sisteme etki eden net kuvvet sıfır olduğu zaman, o sistemdeki momentum sabit kalır ve sistemim momentumunu korunur [47]. Aort kapak etrafındaki kan kontrol hacmine Newton'un ikinci yasası ifade (2.7)'de gösterildiği gibi uygulanabilir.

$$\frac{d\mathbf{p}}{dt} + \dot{\mathbf{p}}_{\text{giren}} - \dot{\mathbf{p}}_{\text{çıkan}} = \mathbf{f} \tag{2.7}$$

Bu ifadedeki ilk terim ($\frac{d\mathbf{p}}{dt}$) kontrol hacmindeki momentumunun, zamana göre değişimini ifade etmektedir. **f** ise kontrol hacmine etki eden toplan kuvveti ifade etmektedir. Zamana bağlı momentum değişimi ifade (2.8) kullanarak hesaplanır.

$$\frac{d\mathbf{p}}{dt} = \frac{d}{dt}\iiint_V \rho\,\mathbf{u}\,dV \tag{2.8}$$

İfade (2.7)' de yazılan ikinci ve üçüncü terimler ise kanın taşınım yoluyla (advekte olan) kontrol hacmine giren ve çıkan kan momentumunu ifade etmektedir. Advekte olan momentum ifade (2.9) kullanarak hesaplanır.

$$\dot{\mathbf{p}}_{\text{giren}} - \dot{\mathbf{p}}_{\text{çıkan}} = \oiint \rho\,(\mathbf{u}.\hat{n})\,\mathbf{u}\,d\mathbf{s} \tag{2.9}$$

İfade (2.7)'deki sağ tarafındaki terim (**f**) ise, alansal ve hacimsel kuvvetler olarak ikiye ayrılabilir. Yer çekimi (**g**) kaynaklı kuvvet, hacimsel kuvvet şeklinde kontrol hacminde bulunan bütün kan elemanlarına etki etmektedir. Öte yandan yüzeylerdeki basınç (P) dağılımından meydana gelen kuvvetler alansal olarak kan kontrol hacmi yüzeylerine etki etmektedir. Hacimsel ve alansal kuvvetler ifade (2.10) ve (2.11) kullanarak hesaplanabilmektedir.

$$\mathbf{f}_{\text{yer çekimi}} = \iiint \rho\,\mathbf{g}\,dV \tag{2.10}$$

$$\mathbf{f}_{\text{basınç}} = \oiint -P\,.\hat{n}\,d\mathbf{s} \tag{2.11}$$

Sensitivity: Public

Bu kuvvetler haricinde, kan tabakaların birbirine sürtünmesinden dolayı akışkan tabaka yüzeylerine viskoz kuvvetler uygulanmaktadır. Bu kuvvetler zamana bağlı kan tabakaların şekil değiştirmesiyle orantılıdır. Bu tanımalarla beraber momentum denkleminin integral formu aşağıdaki şekilde yazılabilir.

$$\frac{d}{dt}\iiint_V \rho\,\mathbf{u}\,dV + \oiint \rho\,(\mathbf{u}.\hat{n})\,\mathbf{u}\,d\mathbf{s} = \oiint -P\,.\hat{n}\,d\mathbf{s} + \iiint \rho\,\mathbf{g}\,dV + \boldsymbol{f}_{viskoz} \tag{2.12}$$

Akışkan hacmine etki eden normal gerilme ve kayma gerilmeleri, Cauchy gerilme tensörü ($\boldsymbol{\sigma}$) kullanarak ifade edilir. Bu tensör ifade (2.8)'de gösterilmiştir.

$$\boldsymbol{\sigma} = \begin{pmatrix} \sigma_{11} & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22} & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33} \end{pmatrix} \tag{2.13}$$

Cauchy tensörü ayrıca iki farklı matrise ayrıştırılarak yazılabilmektedir. Tensörün bu şekilde yazılmış formu ifade (2.9)'da gösterilmiştir.

$$\boldsymbol{\sigma} = -\begin{pmatrix} P & 0 & 0 \\ 0 & P & 0 \\ 0 & 0 & P \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} \sigma_{11}+P & \sigma_{12} & \sigma_{13} \\ \sigma_{21} & \sigma_{22}+P & \sigma_{23} \\ \sigma_{31} & \sigma_{32} & \sigma_{33}+P \end{pmatrix} \tag{2.14}$$

P hidrostatik basınç olarak tanımlanır ve ifade (2.15) kullanarak hesaplanır.

$$P = -\frac{1}{3}\,(\sigma_{11}+\sigma_{22}+\sigma_{33}) \tag{2.15}$$

Stokes 1845 yılında, Newton tipi akışkanlarda, şekil değiştirme gradyanlarını kullanarak gerilme tensöründeki elemanları hesaplamıştır. Bu gerilme elemanları için Stokes tarafından tanımlanan denklemler ifade (2.16), (2.17), (2.18), (2.19), (2.20) ve (2.21)' de gösterilmiştir.

$$\sigma_{11} = 2\mu\,\frac{\partial u_1}{\partial x_1} \tag{2.16}$$

$$\sigma_{22} = 2\mu\,\frac{\partial u_2}{\partial x_2} \tag{2.17}$$

Sensitivity: Public

$$\sigma_{33} = 2\mu \frac{\partial u_3}{\partial x_3} \tag{2.18}$$

$$\sigma_{21} = \sigma_{12} = \mu\left(\frac{\partial u_2}{\partial x_1} + \frac{\partial u_1}{\partial x_2}\right) \tag{2.19}$$

$$\sigma_{13} = \sigma_{31} = \mu\left(\frac{\partial u_1}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_1}\right) \tag{2.20}$$

$$\sigma_{23} = \sigma_{32} = \mu\left(\frac{\partial u_2}{\partial x_3} + \frac{\partial u_3}{\partial x_2}\right) \tag{2.21}$$

Bu tanımlamayla beraber sıkıştırılamaz Newton tipi kan akışı için momentum denkleminin diferansiyel formu x_1, x_2 ve x_3 eksenleri için sırasıyla ifade (2.22), (2.23) ve (2.24) 'de gösterildiği gibi yazılabilir.

$$\rho\left(\frac{\partial u_1}{\partial t} + u_1\frac{\partial u_1}{\partial x_1} + u_2\frac{\partial u_1}{\partial x_2} + u_3\frac{\partial u_1}{\partial x_3}\right) = -\frac{\partial P}{\partial x_1} + \mu\left(\frac{\partial^2 u_1}{\partial {x_1}^2} + \frac{\partial^2 u_1}{\partial {x_2}^2} + \frac{\partial^2 u_1}{\partial {x_3}^2}\right) + \rho g_{x_1} \tag{2.22}$$

$$\rho\left(\frac{\partial u_2}{\partial t} + u_1\frac{\partial u_2}{\partial x_1} + u_2\frac{\partial u_2}{\partial x_2} + u_3\frac{\partial u_2}{\partial x_3}\right) = -\frac{\partial P}{\partial x_2} + \mu\left(\frac{\partial^2 u_2}{\partial {x_1}^2} + \frac{\partial^2 u_2}{\partial {x_2}^2} + \frac{\partial^2 u_2}{\partial {x_3}^2}\right) + \rho g_{x_2} \tag{2.23}$$

$$\rho\left(\frac{\partial u_3}{\partial t} + u_1\frac{\partial u_3}{\partial x_1} + u_2\frac{\partial u_3}{\partial x_2} + u_3\frac{\partial u_3}{\partial x_3}\right) = -\frac{\partial P}{\partial x_3} + \mu\left(\frac{\partial^2 u_3}{\partial {x_1}^2} + \frac{\partial^2 u_3}{\partial {x_2}^2} + \frac{\partial^2 u_3}{\partial {x_3}^2}\right) + \rho g_{x_3} \tag{2.24}$$

2.1.6 Kan akış korunum denklemleri - enerji denklemi

Kan akışı için enerji denklemleri termodinamiğin birinci kuralı kullanılarak yazılabilir. Bu kanuna göre kan akışı kontrol hacmine aktarılan net ısıl enerji ve kontrol hacmi üzerindeki hacimsel ve alansal kuvvetlerden dolayı gerçekleşen işin toplamı, kan kontrol hacmi içindeki enerji değişimine eşittir. Ancak, aort kapak üzerindeki kan akışı yüksek hızlarda gerçekleşmektedir. Bu sebepten damarlardan kan akışına gerçekleşen

Sensitivity: Public

ısı transferi ihmal edebilecek kadar küçük olacağından, bu tez çalışmasında oluşturulan KSE modellerinde enerji denklemlerinin çözülmesine gerek duyulmamıştır.

2.1.7 Kan akışı türbülans denklemleri

Kan akışı için Reynolds sayısı, aort kapak çapı (D), kan akış giriş hızı (u), kan yoğunluğu (ρ) ve dinamik viskozitesi (μ) değerleri kullanarak hesaplanabilmektedir. Reynolds sayısı için kullanılan denklem ifade (2.25)' de gösterilmiştir.

$$\mathrm{Re} = \frac{\rho u D}{\mu} \tag{2.25}$$

Yetişkin bir kişinin aort kapak çapı ortalama olarak 20 mm boyutlarındadır. Öte yandan, kan giriş hızı ortalama 1 m/s, yoğunluğu 1060 kg/m^3, kan dinamik viskozite değeri 0.0037588 N.s/m^2 olarak tanımlandığı taktirde Reynolds sayısı, 5640 olarak hesaplanmaktadır. Aort kapak girişindeki kan akış hız profili periyodik olarak değişmektedir. Bununla beraber, kan akışının esnek yapıya sahip olan aort kapakla etkileşimi düşünüldüğü zaman kapak çıkış bölgesinde lokal türbülanslı bölgelerin oluşması beklenmektedir. Bu tezde, kanın türbülans davranışını modellemek için Realizable k-epsilon türbülans modeli kullanılmıştır. Ayrıca, duvar yakınlarındaki kan akışındaki fiziksel koşulları karşılamak için ise standart duvar fonksiyonları kullanılmıştır. Realizable k-epsilon modeli kullanarak jet akışlardaki yayma hızı hassas bir şekilde modellenebilmektedir [48].

Bu türbülans modelinde, ortalama akış değerleri çözülür, diğer türbülans detaylar ise modellenmektedir. İki transport denkleminden oluşan bu modelde, ilk denklemin transport değişkeni türbülans kinetik enerjisi (k), ikinci denklemin transport değişkeni ise türbülans kinetik enerjisinin disipasyon hızıdır (ε_t). Bu modelin standart k-epsilon modeline göre farkı ise, türbülans viskozitesi için yeni bir formulasyon içermesidir. Ayrıca Realizable modeli, türbülans disipasyon hızı için iyileştirilmiş bir taşınım denklemi içermektedir. Bu modelde türbülans kinetik enerjisinin hesaplanması için kullanılan denklem (2.26), türbülans kinetik enerjinin disipasyon hızının hesaplanması için kullanılan denklem ise ifade (2.27)'de gösterilmiştir [49].

Sensitivity: Public

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho k u_j) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left[(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k})\frac{\partial k}{\partial x_j}\right] + k_k + k_b - \rho\varepsilon_t - Y_M + S_k \quad (2.26)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho\varepsilon_t) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho\varepsilon_t u_j) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left[(\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_{\varepsilon_t}})\frac{\partial \varepsilon_t}{\partial x_j}\right] + \rho C_1 S\varepsilon_t - \rho C_2 \frac{{\varepsilon_t}^2}{k + \sqrt{\frac{\mu\varepsilon_t}{\rho}}} + C_{1\varepsilon_t}\frac{\varepsilon_t}{k}C_{3\varepsilon_t}k_b + S_{\varepsilon_t} \quad (2.27)$$

Bu denklemlerde;

$C_1 = \max\left[0.43, \frac{\eta}{\eta+5}\right]$, $\eta = S\frac{k}{\varepsilon}$, $S = \sqrt{2S_{ij}S_{ij}}$, $S_{ij} = 0.5\times(\frac{\partial}{\partial x_j}u_i + \frac{\partial}{\partial x_i}u_j)$

şeklinde tanımlanır.

Ayrıca denklemlerde kullanılan, k_k ortalama hız gradyanları sebebiyle türbülans kinetik enerjisi oluşumudur. k_b kaldırma kuvveti sebebiyle türbülans kinetik enerji oluşumudur. Y_M sıkıştırılabilir türbülanstaki salınımsal yayılmanın tüm enerji disipasyonuna katkısı ve μ_t türbülans viskozitesidir. Denklemde C_2 = 1.9, $C_{1\varepsilon_t}$ = 1.44, σ_k =1.0 ve $\sigma_{\varepsilon t}$ = 1.2 sabit sayılardır. S_k ve S_{ε_t} ise kullanıcı tanımlı kaynak terimleridir.

Bu modelde sınır şartlarının tanımlanabilmesi için, türbülans şiddeti değeri (Turbulence Intensity Value) doğru tanımlanmalıdır. Bu değer, Reynolds sayısına bağlı olarak değişmektedir. Bu değer literatürde [50] aort kapak kan akışı için 1.5 % olarak belirtilmiştir ve KSE simülasyonlarında bu değer kullanılmıştır.

2.1.8 Kan akış diferansiyel denklemlerin çözümü

Kan kontrol hacmi için tanımlanan akış denklemleri, doğrusal olmayan birbirine bağlı kısmi diferansiyel denklemlerinden oluşmaktadır. Bu denklemlerin analitik çözümü, aort kapak etrafındaki kan akışı ve bunun gibi birçok farklı karışık geometriye sahip problemlerde mümkün değildir. Ancak bu denklemler, hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) gibi sayısal teknikler kullanılarak yaklaşık olarak çözülebilmektedir. Bu yöntemle sürekli olan akış hacmi ayrıklaştırılmış hacimlere bölünür. Akış parametreleri bu ayrıklaştırılmış hacimlerde noktasal olarak hesaplanır. Bu değerler

Sensitivity: Public

kullanılarak, alan noktaları arasındaki bölgelerdeki akış parametreleri interpolasyonla bulunabilmektedir. Sürekli ortamların nümerik olarak ayrıklaştırılmış alanlara bölmek için literatürde birçok teknik bulunmaktadır. HAD problemleri için en güçlü ayrıklaştırma yöntemlerinden biri sonlu hacimler yöntemidir.

Sonlu hacimler metodu, akış korunum yasalarının integral formu kullanarak uygulanmaktadır. Tezin bir önceki bölümünde, kan akış hacmi için tanımlanan kütle korunum yasasının integral formu ifade 2.3' de ve momentum korunum yasasının integral formu ise ifade 2.12'de gösterilmiştir. Bu denklemler kullanarak bir akış hacmi için sonlu hacim çözümü elde edilebilir. İlk adım olarak akış alanı kontrol hacimlerine bölünmesi gerekmektedir. Bu kontrol hacimleri eleman olarak adlandırılmaktadır ve akış parametreleri elemanların merkezinde hesaplanacaktır. Bu elemanlar iki boyutlu problemlerde çokgen (üçgen veya dörtgen), üç boyutlu problemlerde ise çok yüzlü (dört yüzlü, altı yüzlü veya prizma) hacimler şeklinde tanımlanmaktadır. Sonlu hacim yönteminde, akış bölgesi V olarak tanımlanır ve ifade 11'de gösterildiği gibi ilk olarak toplam N hacim oluşturulur. Bu hacimler birbirinden tamamen ayrı ve girişimsiz şekilde tanımlanmalıdır.

$$\mathrm{V} \rightarrow \mathrm{V_i}\,(\mathrm{i} = 1, \ldots, \mathrm{N}), V_i \cap V_j = 0, \forall i \neq j \tag{2.28}$$

Hacimler oluşturulduktan sonra, her eleman için bilinmeyen çözüm parametresinin o hacim içindeki ortalaması (B_i), ifade 11'de gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$\mathrm{B_i} = \frac{1}{|\mathrm{V_i}|}\int_{\mathrm{Vi}} \mathrm{B}\ \mathrm{dV} \tag{2.29}$$

Bir sonraki aşamada ise, her bir eleman için önce bu elemanla ortak sınırı olan komşu elemanlar belirlenir ve bu eleman için korunum yasasının integral formu yazılır. Korunum yasasının integral formuna göre, bir kontrol hacmindeki bilinmeyen bir parametrenin zamana göre değişimi, o hacime komşu hacimlerin sınırlarından iletilen o parametrenin toplam akısına eşittir. Korunum yasasının integral formunun genel şekli (2.30)' de gösterilmiştir.

$$\frac{\partial}{\partial_\mathrm{t}}\int_{\mathrm{V}} \mathrm{B}\,\mathrm{dV} + \int_{\partial \mathrm{V}} \mathrm{f}\,(\mathrm{B}).\ \mathrm{d}\mathbf{s} = 0 \tag{2.30}$$

Sensitivity: Public

Eleman sınırlarından gerçekleşen gerçek akı, sayısal akı fonksiyonu g(x, y) kullanarak, aşağıdaki ifadede gösterildiği gibi yaklaşık olarak hesaplanabilir.

$$\int_{\partial \mathrm{V}} \mathrm{f}\,(\mathrm{B}).\ \mathrm{d}\mathbf{s} \approx \sum_{f_{jk \in \partial V}} g_{jk}\,(B_j, B_k) \tag{2.31}$$

Öte yandan, bilinmeyen parametrenin hacim içindeki zamana göre değişimi, ifade (2.29)' de gösterilen denklemden zamana göre türevi alınarak hesaplanabilir.

$$\frac{\partial}{\partial_{\mathrm{t}}} \int_{\mathrm{V}} \mathrm{B}\,\mathrm{dV} = |V_i| \frac{d}{dt} B_i \tag{2.32}$$

Bu şekilde her bir hacim için, korunum yasasının integral formu aşağıdaki ifadede gösterildiği adi diferansiyel denklemi şeklinde yazılabilir.

$$\frac{\mathrm{d}}{\mathrm{dt}} \mathrm{B_i} + \frac{1}{|\mathrm{V_i}|} \sum_{\mathrm{f_{jk \in \partial V}}} \mathrm{g_{jk}}\,(\mathrm{B_j}, \mathrm{B_k}) = 0 \quad \forall \mathrm{V_i} \in \mathrm{V} \tag{2.33}$$

Sayısal entegrasyon yöntemleri kullanarak adi diferansiyel denklemlerin çözümü sağlanabilmektedir. Sayısal entegrasyon için Euler metodu kullanıldığı taktirde bilinmeyen parametrenin zamana göre türevi ifade gösterildiği gibi yazılır.

$$\frac{\mathrm{d}}{\mathrm{dt}} \mathrm{B_i} \approx \frac{B_i^{n+1} - B_i^n}{\Delta t} \tag{2.34}$$

Böylece korunum yasasının integral formu tamamen sonlu hacim formülasyonuna çevrilmiş olacaktır.

$$B_i^{n+1} = B_i^n - \frac{\Delta t}{|V_i|} \sum_{\mathrm{f_{jk \in \partial V}}} \mathrm{g_{jk}}\left(B_j^n, B_k^n\right) = 0 \quad \forall \mathrm{V_i} \in \mathrm{V} \tag{2.35}$$

Sonlu hacimler yöntemi ile elden edilen çözümler sayesinde, bütün kontrol hacimlerindeki kütle, momentum ve enerjinin korunumu sağlanabilmektedir. Bu tez çalışmasında KSE modellerindeki kan akış denklemlerinin çözümü için sonlu hacim yöntemi kullanarak geliştirilen FLUENT ticari yazılımı (Ansys ® Academic Research, Release 18.1) kullanılmıştır.

Sensitivity: Public

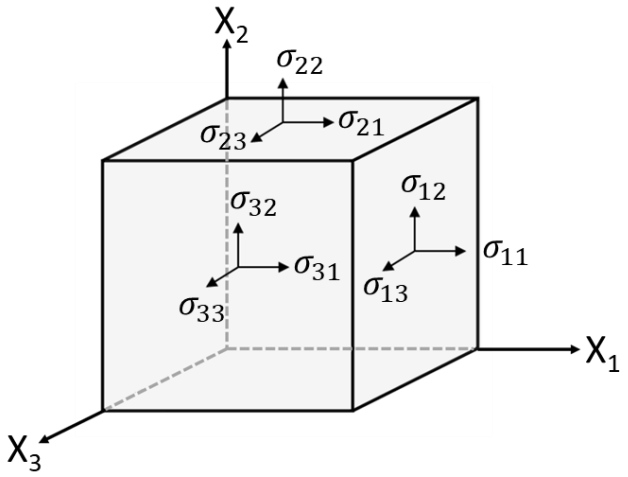
2.2 Kapak Yapı Alanın Çözümü

Aort kapağı sol karıncık ve aort damarı arasında yer almaktadır. Sol karıncığın kasılmasıyla beraber oluşan basınç farkı, kapağın açılmasına neden olup, bu şekilde kanın aort damarına geçişi sağlanabilmektedir. Kapağın açılıp kapanması tamamen oluşan basınç farkından meydana gelmektedir. Bu sebepten aort kapak esnek yapısı kan akışı ile güçlü bir etkileşim içinde olup, kan akışı kapak elastodinamiğini doğrudan etkilemektedir. Kanın uyguladığı basınç karşısında, kapağın verdiği tepkiyi modellemek için mühendislik analiz teknikleri kullanılabilir. Yapısal analiz olarak adlandırılan bu teknikler kullanılarak kan akışının sebep olduğu kuvvetlerinin kapak yapısı üzerindeki etkisi incelenebilmektedir.

Bu yöntemde, uygulamalı mekanik, malzeme bilimi ve uygulamalı matematik teorileri kullanarak kapak yapısındaki şekil değiştirmeler ve gerilmeler hesaplanabilmektedir. Yapısal analiz teknikleri yapısal mekaniğin 3 temel prensibine göre şekil almıştır. Bu prensipler denge, deformasyon ve bünye denklemleri olarak adlandırılmaktadır.

2.2.1 Aort kapak yapısı denge denklemleri

Aort kapak yapısına dışardan etki eden kuvvetler, kapak yapısının içerisinde iç kuvvetlerin oluşmasına sebep olmaktadır. Bu iç kuvvetlerin şiddeti, gerilme olarak adlandırılır ve toplam kuvvetin birim alana bölünmesiyle hesaplanmaktadır. Bir önceki bölümde anlatıldığı gibi yapı içinde oluşan gerilmeler, Cauchy gerilme tensörü ile ifade edilebilir [51]. Bir yapı elemanına etki eden Şekil 2.4' te gösterilmiştir.



Şekil 2.4 : Yapı elamanına etki eden gerilme bileşenleri.

Newton'un ikinci yasası kullanarak 1, 2 ve 3 eksenleri için denge denklemleri yazılabilir. Bu denklemler sırasıyla ifade (2.36), (2.37) ve (2.38)' da gösterilmiştir.

Sensitivity: Public

$$\frac{\partial \sigma_{11}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{12}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{13}}{\partial x_3} + \rho f_1 = \rho a_1 \quad (2.36)$$

$$\frac{\partial \sigma_{21}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{22}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{23}}{\partial x_3} + \rho f_2 = \rho a_2 \quad (2.37)$$

$$\frac{\partial \sigma_{31}}{\partial x_1} + \frac{\partial \sigma_{32}}{\partial x_2} + \frac{\partial \sigma_{33}}{\partial x_3} + \rho f_3 = \rho a_3 \quad (2.38)$$

Bu denklemlerde;

ρ: Aort kapak malzemesinin yoğunluğu, (f_1, f_2 , f_3) Sırasıyla 1, 2 ve 3 doğrultularındaki kapak elemanına etki eden hacimsel kuvvet vektörleri ve (a_1, a_2, a_3) Sırasıyla 1, 2 ve 3 doğrultularındaki kapak elemanında oluşan ivme vektörleri olarak tanımlanmaktadır.

2.2.2 Aort kapak yapısı şekil değiştirme denklemleri

Şekil değiştirme denklemlerinin tanımlanabilmesi için malzemenin sürekli ortam şartlarına uyması gerekmektedir. Bu şartlara göre, bir malzemenin bitişik elemanlarda olan ortak noktalardaki lokal şekil değiştirmeler eşit olmalıdır. Bir diğer deyişle şekil değiştirme sonucunda bitişik noktalar arasında mesafe açılmaz veya bu noktalar birbirine girişim sağlayamaz [52]. Birim şekil değiştirmeler (**ε**), simetrik 3×3 bir tensör ile ifade edilir ve bu tensör (2.39)'de gösterilmiştir.

$$\boldsymbol{\varepsilon} = \begin{bmatrix} \varepsilon_{11} & \varepsilon_{12} & \varepsilon_{13} \\ \varepsilon_{21} & \varepsilon_{22} & \varepsilon_{23} \\ \varepsilon_{31} & \varepsilon_{32} & \varepsilon_{33} \end{bmatrix} \quad (2.39)$$

Birim şekil değiştirme tensöründeki elemanlar, yer değiştirmelerin (**q**) türevleri olarak tanımlanabilir. Normal birim şekil değiştirmelerin hesaplanması için denklem (2.40) ve kayma açılarını hesaplamak için denklem (2.41) kullanılır.

$$\varepsilon_{11} = \frac{\partial q_1}{\partial x_1}, \quad \varepsilon_{22} = \frac{\partial q_2}{\partial x_2}, \quad \varepsilon_{33} = \frac{\partial q_3}{\partial x_3} \quad (2.40)$$

$$\varepsilon_{12} = \frac{\partial q_1}{\partial x_2} + \frac{\partial q_2}{\partial x_1}, \varepsilon_{23} = \frac{\partial q_3}{\partial x_2} + \frac{\partial q_2}{\partial x_3}, \quad \varepsilon_{13} = \frac{\partial q_1}{\partial x_3} + \frac{\partial q_3}{\partial x_1} \quad (2.41)$$

2.2.3 Aort kapak yapısı bünye denklemleri

Aort kapak yapısında oluşan gerilme ve birim şekil değiştirmelerinin birbirine olan ilişkisi, bünye denklemleri ile gösterilmektedir ve bu denklemler malzeme modelini

Sensitivity: Public

oluşturur. Yapısal malzemeler, uygulanan kuvvetler karşısında doğrusal veya bazen doğrusal olmayan deformasyon davranışları göstermektedir. Bu tepkinin türü ve bağlı olduğu parametrelere göre farklı malzeme modelleri oluşturulabilir.

En basit malzeme modeli doğrusal elastik (Hooke) malzeme modelidir. Bu malzeme modelinde gerilme ve birim şekil değiştirme arasında doğrusal bir ilişki vardır. Doğrusal elastik malzeme davranışı Hooke yasası kullanarak ifade edilir. Bu yasa (2.42) 'de gösterilmiştir. Bu yasaya göre gerilme tensörü ($\boldsymbol{\sigma}$), şekil değiştirme tensörünün ($\boldsymbol{\varepsilon}$) sabit bir sayıyla çarpmasından elde edilmektedir. Bu sabit sayı elastisite modülü (E) olarak tanımlanır.

$$\boldsymbol{\sigma} = \mathrm{E}\,\boldsymbol{\varepsilon} \tag{2.42}$$

Malzemeye tek yöndeki çekme veya basma gerilmesinin uygulanmasıyla beraber, bu yönde oluşan şekil değiştirmeye ilaveten diğer iki yanal doğrultuda da daralma veya genişleme meydana gelir. Bu davranış Poisson etkisi olarak tanımlanmaktadır. Yanal deformasyonların eksenel deformasyonla olan oranı, Poisson's oranı (ν) olarak tanımlanır ve

$$\nu = -\frac{\varepsilon_{\text{yanal}}}{\varepsilon_{\text{eksenel}}} \tag{2.43}$$

şeklinde ifade edilir.

Öte yandan, malzemede oluşan şekil değiştirmeler neticesinde, hacimsel olarak sıkışma veya genişleme meydana gelebilir. Malzemenin basınç (P) altında sıkışmaya gösterdiği direnç Bulk modülü (b) olarak tanımlanmaktadır ve (2.44)' de gösterilen denklem kullanarak hesaplanabilmektedir. Ayrıca Bulk modülü, (2.45)'de gösterildiği gibi elastisite modülü (E) ve Poisson's oranı (ν) değerleri kullanarak da hesaplanabilmektedir.

$$\mathrm{b} = -\mathrm{V}\frac{\partial \mathrm{P}}{\partial \mathrm{V}} \tag{2.44}$$

$$\mathrm{b} = \frac{\mathrm{E}}{3(1-2\nu)} \tag{2.45}$$

Aort kapak malzemesi sıkıştırılamaz bir malzemedir [58]. Bu sebepten malzemenin Bulk modülü sonsuzdur. Bulk modülü sonsuz olan bir malzemenin Poisson's oranı 0.5

Sensitivity: Public

değerinde hesaplanır. Bu sebepten diğer sıkıştırılamaz malzemelerde olduğu gibi, aort kapak yapı malzemesinin Poisson's oranı sayısal modelleme çalışmalarında 0.5 olarak tanımlanmalıdır. Bu tez çalışmasında aort kapak malzemesi için Poisson's oranı 0.499 olarak tanımlanmıştır. Bu değerin tam olarak 0.5 alınmamasının sebebi ise bu şekilde oluşabilecek nümerik hataların önüne geçilmesidir.

Öte yandan bazı malzemelerde gerilme ve birim şekil değiştirme arasındaki ilişki doğrusal değildir. Doğrusal olmayan bu davranışı doğrudan sayısal modelleme metotlarına entegre etmek birçok durumda mümkün değildir. Ancak hiperelastik idealleştirme yöntemi kullanılarak bu davranış hassas bir şekilde modellenebilir. İlk kez Ronald Rivlin ve Melvin Mooney tarafından kullanılan bu yöntemde, doğrusal olmayan bir malzeme için gerilme ve şekil değiştirme arasındaki ilişki şekil değiştirme enerji fonksiyonu kullanılarak hesaplanmaktadır [75].

Şekil değiştirme enerjisi (W), şekil değiştirmeye uğramış bir sistemde kaydedilebilmiş enerjiye eşittir. Doğrusal bir malzeme için şekil değiştirme enerjisi ifade (2.46) kullanılarak hesaplanır.

$$W = \int \frac{1}{2}\, \boldsymbol{\sigma} : \boldsymbol{\varepsilon}\ dV \tag{2.46}$$

Doğrusal olmayan malzemeler için ise asal şekil değiştirmeler kullanılarak şekil değiştirme enerji fonksiyonu oluşturulabilir. Belirli bir açı ile yönlendirilmiş düzlem elemanında kayma açısı oluşmaz ve bu durumda bu açı ile ilgili şekil değiştirmeler, asal uzama oranları $(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3)$ olarak adlandırılır. İzotropik malzemelerde, asal birim uzama oranı ve asal gerilme aynı doğrultudadır. 3 farklı yönde hesaplanan asal uzama oranının bazı kombinasyonları hiçbir zaman değişmez ve sabittir. Bu değişmezler invaryant olarak tanımlanır. Birinci invaryant (I_1) denklem (2.47), ikinci invaryant (I_2) denklem (2.48) ve üçüncü invaryant (I_3) ise denklem (2.49) kullanarak hesaplanabilmektedir.

$$I_1 = {\lambda_1}^2 + {\lambda_2}^2 + {\lambda_3}^2 \tag{2.47}$$

$$I_2 = {\lambda_1}^2{\lambda_2}^2 + {\lambda_2}^2{\lambda_3}^2 + {\lambda_3}^2{\lambda_1}^2 \tag{2.48}$$

$$I_3 = {\lambda_1}^2\, {\lambda_2}^2\, {\lambda_3}^2 \tag{2.49}$$

Sensitivity: Public

Literatürde doğrusal olmayan malzemelerin modellenmesi için farklı birçok hiperelastik malzeme modeli geliştirilmiştir. Tez çalışması kapsamında Neo-Hookean, Mooney-Rivlin ve Ogden malzeme modelleri incelenmiştir.

Neo-Hookean malzeme modeli Hooke yasasına benzer bir yapıya sahip olup ancak doğrusal olmayan malzemelerin gerilme-şekil değiştirme davranışını modellemek için kullanılmaktadır [76]. Bu malzeme modeline göre, şekil değiştirme enerji fonksiyonu, sıkıştırılamaz bir malzeme için (2.50)' de gösterilen denklem kullanarak hesaplanır.

$$W = C_{10}(I_1 - 3) \tag{2.50}$$

Bu denklemde C_{10} malzeme sabitidir.

Mooney-Rivlin malzeme modeline göre ise, şekil değiştirme enerji fonksiyonu iki invaryantın doğrusal birleşiminden oluşmaktadır. Bu malzeme modeli Neo-Hookean malzeme modelinin aksine yüksek şekil değiştirmelerde daha hassas sonuçlar sağlamaktadır [76]. Mooney-Rivlin hiperelastik malzeme modelinde, sıkıştırılamaz bir malzeme için şekil değiştirme enerji fonksiyonu (2.51)'de gösterilen denklem kullanarak hesaplanabilmektedir.

$$W = C_{10}\,(I_1 - 3) + C_{01}\,(I_2 - 3) + C_{11}\,(I_1 - 3)(I_2 - 3) \tag{2.51}$$

Bu denklemde C_{10}, C_{10} ve C_{11}malzeme katsayılarıdır.

Ogden hiperelastik malzeme modeli ise polimerler ve biyolojik uzuvlar gibi daha karmaşık doğrusal olmayan malzemelerin modellenmesi için kullanılmaktadır [77]. Birinci derece Ogden hiperelastik modeli için malzemenin şekil değiştirme enerji fonksiyonu ifade (2.52) kullanılarak hesaplanabilir.

$$W\,(\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3) = \frac{\mu_1}{A_1}\left({\lambda_1}^{A_1} + {\lambda_2}^{A_1} + {\lambda_3}^{A_1} - 3\right) \tag{2.52}$$

Bu denklemde μ_1 ve A_1 malzeme katsayılarıdır.

Aort kapak doğrusal olmayan bir malzeme özelliğine sahiptir. Öte yandan malzeme özellikleri yöne bağlı değişmektedir. Kapak mekaniğini doğru ve hassas bir şekilde modellemek için bu doğrusal olmayan davranışın uygun malzeme modelleri kullanarak modellenmesi gerekmektedir. Tez çalışmasının 3. bölümünde, KSE metodolojisine odaklanmak için bünye denklemleri doğrusal malzeme davranışı varsayımıyla tanımlanmıştır. Tezin 4. bölümünde ise aort kapak yapısal malzemesinin

Sensitivity: Public

doğrusal olmayan özellikleri detaylı bir şekilde incelenmiş, hassas ve gerçeğe yakın doğrusal olamayan bünye denklemleri oluşturulmuştur.

2.2.4 Aort kapak yapı alanı denklemlerinin çözümü

Aort kapak yapı alanında meydana gelen şekil değiştirmeler ve gerilmeleri hesaplamak için oluşturulan kısmi diferansiyel denklemlerin analitik çözümü mümkün değildir. Bu denklemlerin çözümü için nümerik ve yaklaşık bir yöntem olan sonlu elemanlar metodu kullanılabilir. Sonlu hacim metoduna benzer şekilde, sonlu eleman yöntemlerinde bir fiziksel problemin çözümü, çözüm alanının sonlu ve belirli bir sayıda elemana bölünerek mümkün olmaktadır. Bu elemanlar düğüm noktaları ile birbirine bağlanmaktadır. Çözümler bu düğüm noktalarında elde edilir ve iki düğüm noktası arasındaki çözüm interplasyon fonksiyonları kullanarak bulunur. Sonlu elemanlar tekniği kullanarak fiziksel problemin çözümünü sağlamak için genel olarak üç farklı yöntem kullanılabilir. Bu yöntemler doğrudan rijitlik metodu, ağırlıklı kalıntılar metodu ve varyasyon metotlarıdır.

Doğrudan rijitlik metodu, en yaygın kullanılan sonlu eleman yöntemlerinden biridir. Basit problemlerin çözümünde kullanılan bu yöntemle idealleştirilmiş yapılar modellenebilmektedir. Enerji metodu olarak da bilinen varyasyon metodu ise bir problemin gerçek fiziğini ele almakta olup ve toplam enerjinin deplasmanlara göre minimize edilmesi temeline dayanmaktadır [53]. Bir diğer metot ise ağırlıklı artık metodudur. Enerji metodunun aksine bu metot tamamen matematiksel bir yöntem olup kısmi diferansiyel denklemlerini yaklaşık bir çözüm şekline çevirmektedir. Bu yöntemde diferansiyel denklemlerin alt mertebelere düşürülmesi sağlanabilmekte ve denklemlerin çözülmesi mümkün olmaktadır. Bu yöntemde önce tahmin çözüm fonksiyonu yazılır. Bu çözüm yaklaşık olduğundan gerçek çözüm ile arasında bir hata fonksiyonu oluşmaktadır. Bu metotta hata fonksiyonunun ağırlıklı ortalamasının minimize edilmesi hedef alınır ve böylece gerçek çözüme en yakın cevap elde edilmiş olur [54].

Statik bir problemde, sonlu elemanlar metodunun uygulanmasıyla beraber, her bir eleman için (2.53)'de gösterildiği gibi bir sayısal denklem oluşur. Bu denklemde eleman rijitlik matrisinin $\mathbf{K_e}$, eleman düğüm noktaları bilinmeyenleri $\mathbf{B_e}$ ile çarpımından lokal yük vektörü $\mathbf{f}$ elde edilir.

Sensitivity: Public

$$\mathbf{K_e B_e} = \mathbf{f} \tag{2.53}$$

Bütün çözüm alanı boyunca bu işlem tekrarlanır ve bir sonraki aşamada ise bütün lokal eleman matrisleri birleştirilir ve global rijitlik matrisi elde edilir. Böylece kısmi diferansiyel denklemleri, birinci mertebeden sayısal denklemler şeklinde basitleşmektedir. Bu denklemler matris şeklinde (2.54)'de gösterilmiştir.

$$\mathbf{KB} \tag{2.54}$$

Bu denklemde;

K: Global rijitlik matrisi

B: Düğüm noktalarına ait bilinmeyenlerin global vektörü

ve

f: Uygulanan yükün global vektörü olarak tanımlanmaktadır.

Elde edilen sayısal denklemler doğrudan veya iteratif yöntemlerle çözülebilir. Düşük elemanlı modellerde doğrudan çözücü tercih edilebilir. Bilinmeyenlerin hesaplanması için en basit doğrudan yöntem, rijitlik matrisinin tersinin hesaplanması ve yük matrisi ile çarpılmasıdır. Ancak bu yöntemin uygulanması büyük eleman sayılarına sahip modellerde nerdeyse imkansızdır. Ticari sonlu eleman yazılımları doğrudan çözücü olarak; Gauss, LUD, Cholesky veya QR dekompozisyon yöntemleri kullanmaktadır.

Öte yandan, doğrudan çözücüler büyük eleman sayılarına sahip ve ayrıca doğrusal olmayan modellerde kullanışlı olmadığından, bu gibi problemlerde iteratif çözücüler kullanılabilir. Doğrudan çözücülerin tersine iteratif çözücülerde, bilinmeyenleri hesaplamak için bir tahmini cevap belirleyerek çözüme başlanır. Yaklaşık çözümün nihai ve gerçek sonuca yakınsamasına kadar iterasyonlar devam eder ve denklemlerin çözümü sağlanır.

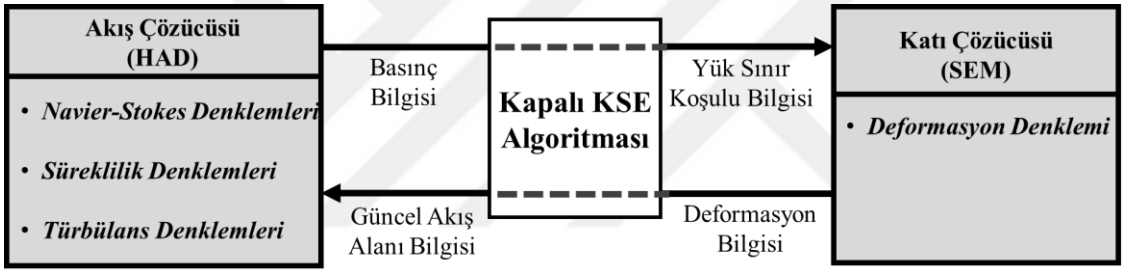
Bu tez çalışmasında aort kapak yapı alanına sonlu eleman yöntemini uygulamak için ticari bir çözücü olan ANSYS APDL (Ansys ® Academic Research, Release 18.1) sonlu eleman yazılımı kullanılmıştır. Bu yazılım ile aort kapağının zamana bağlı hareketi, belirlenen yükler altında hesaplanabilmektedir. Ayrıca çözüm alanı ile ilgili zamana bağlı deplasmanlar, şekil değiştirmeler, gerilmeler ve kuvvetler hesaplanabilmektedir. Kullanılan çözücüde atalet kuvvetleri de hesaplamalara dahil

Sensitivity: Public

edilmektedir ve böylece dinamik etkiler ihmal edilmeden gerçeğe yakın sonuçların elde edilmesi sağlanabilmektedir.

2.3 Kan Akışı ve Aort Kapak Yapısı Arasındaki Etkileşimin Modellenmesi

Sistol evresinde, sol karıncığın kasılmasıyla beraber kan akışı, aort kapak dış sınırları üzerinde basınç ve viskoz kuvvetleri oluşturur. Bu kuvvetler aort kapağın şekil değiştirmesine sebep olur. Bununla beraber deforme olan kapak, kan akış sınırlarının değişmesine sebep olur ve kan akış alanı değişir. Bu etkileşimin kapak yapısında yarattığı gerilmeler, şekil değiştirmeler ve ayrıca kan akış bölgesindeki hız ve basınç bilgilerinin KSE metotları kullanılarak hesaplanması mümkündür. Bu tez çalışmasında iteratif kapalı yöntemi kullanılarak aort kapak yapı alanı ve kan akış alanı arasındaki etkileşim sağlanmıştır. Bu yöntemde uygulanan metodun özeti Şekil 2.5' te gösterilmiştir.



Şekil 2.5 : İteratif kapalı yöntemi özeti.

2.3.1 Katı-Sıvı etkileşim modelleme yöntemleri

Kan akışının aort kapak üzerinde uyguladığı basınç sonucunda oluşan şekil değiştirmeler kan akışının kendisini doğrudan etkilemektedir. Sıvı ve yapı alanının arasındaki etkileşim seviyesine göre tek yönlü veya iki yönlü KSE metodu kullanılabilir. Akış ve yapı alanlarının çözülmesinde kullanılan KSE yöntemi bu iki alanın birbirleriyle olan etkileşim derecesi ve şiddetine göre sınıflandırılmaktadır. Bu etkileşim güçlü olduğu takdirde fiziksel problemin hassas bir şekilde modellenmesi için iki yönlü metotlar gibi daha güçlü nümerik yöntem kullanılmalıdır. Ancak, daha zayıf etkileşimde olan katı-sıvı alanları için tek yönlü yöntemler gibi zayıf nümerik yöntemler de kullanılabilmekledir [55].

Tek yönlü KSE yöntemlerinde bir alan için yakınsamış bir çözüm elde edilir. Bu çözüm diğer çözüm alanı için sınır koşulu olarak kullanılır. Sadece zayıf etkileşimde olan çözüm alanları için uygun olan bu yöntemde, yapılarda akış kaynaklı oluşan

Sensitivity: Public

maksimum gerilmelerin incelenmesi için kullanılabilir. Ancak yapıda oluşan birim şekil değiştirmeler akış alanını etkilemeyeceğinden dolayı, aort kapak gibi yüksek şekil değiştirmelere maruz kalan yapılarda bu yöntemin kullanılması gerçeğe yakın sonuçlar sağlamayacaktır.

Öte yandan iki yönlü yöntemlerde, katı-sıvı etkileşiminin şiddetine göre kapalı veya açık yöntemler kullanılabilmektedir. Açık yöntemde çözüm toplam zamanı, zaman aralıklarına bölünerek her zaman aralığında sıvı ve yapı alanları birbirinden bağımsız çözülür. Çözümler arasında bağlantı olmamasından dolayı gerçek dişi enerjiler oluşabilmektedir ve bu nedenle stabilite anlamında sonuçların kontrol edilmesi gerekmektedir. Kapalı yöntemlerde ise, iki alan arasındaki etkileşim her zaman aralığı için yakınsanır ve bu şekilde şekil değiştirmelerin daha yüksek olduğu fiziksel problemlerde daha tutarlı sonuçlar elde edilir.

Her bir zaman aralığında sıvı ve yapı alanlarının aynı anda çözülmesi için iki farklı yöntem kullanılabilir. Birinci yöntemde her bir zaman aralığında tekrarlı iterasyonlar yaparak çözümün yakınsaması sağlanır. Bu yöntem iteratif kapalı metot olarak bilinmektedir. Diğer yöntemde ise sıvı ve katı alanları için tek bir monolotik çözüm matrisi oluşturulur ve çözüm ağlanır.

Fiziksel problemin türü ve katı-sıvı alanları arasındaki etkileşimin şiddetine göre en uygun KSE metodu seçilmelidir. Şekil 2.6’ da farklı fiziksel problemler ve katı-sıvı alanları arasındaki etkileşimin şiddetine göre, önerilen KSE metotları özetlenmiştir [56].

Sensitivity: Public



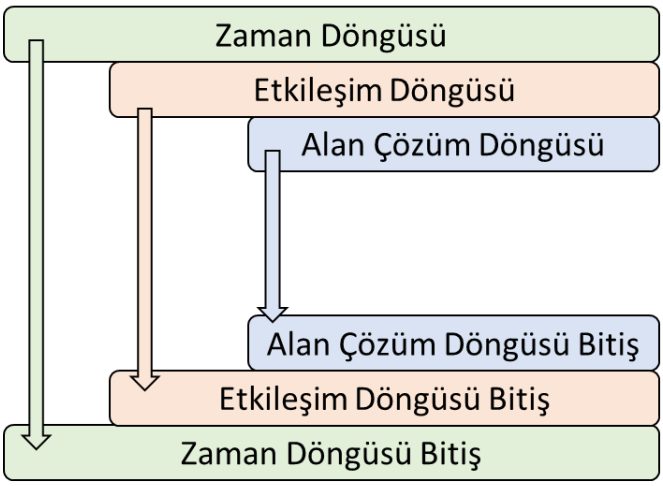
Şekil 2.6 : Farklı fiziksel problemler için önerilen etkileşim metotları.

2.3.2 İteratif kapalı metodu

Şekil 2.6'da gösterildiği gibi aort kapak gibi biyolojik problemlerde, sıvı ve yapı alanların arasındaki etkileşimin şiddetli olması sebebiyle, hassas ve tutarlı sonuçlar için daha güçlü bir etkileşim metodun kullanılması gerekmektedir. Bu tez çalışmasında aort kapak yapısı ve kan akışı arasındaki etkileşimi modellemek için iteratif kapalı metodu kullanılmıştır. Bu yöntemde kan akışı kaynaklı kuvvetler ve aort kapak yapı şekil değiştirme bilgisi akış ve yapı çözücüleri arasında transfer edilerek, iki alan arasındaki etkileşim sağlanmaktadır.

Bu yöntemin uygulanması için 3 farklı döngünün oluşturulması gerekmektedir [57]. Bu döngüler Şekil 2.7'de gösterilmiştir. Birinci döngü olan zaman döngüsü, belirlenen zaman aralığı değeri aralıklarıyla, toplam simülasyon zamanı süresince ilerler. Belirlenen toplam analiz süresine erişildiği taktirde bu döngü tamamlanır. İkinci döngü olan etkileşim döngüsü dahilinde ise, kuvvet ve şekil değiştirme bilgileri iki çözüm alanı arasında güncellenir. Bu döngü kuvvet ve şekil değiştirme değerlerinin yakınsama hedeflerine ulaşmasına kadar devam eder. Yakınsama hedefi ulaşılmadığı durumlarda ise, başta belirlenen maksimum etkileşim döngü iterasyon sayısı ulaşıldığı taktirde bu döngü tamamlanır.

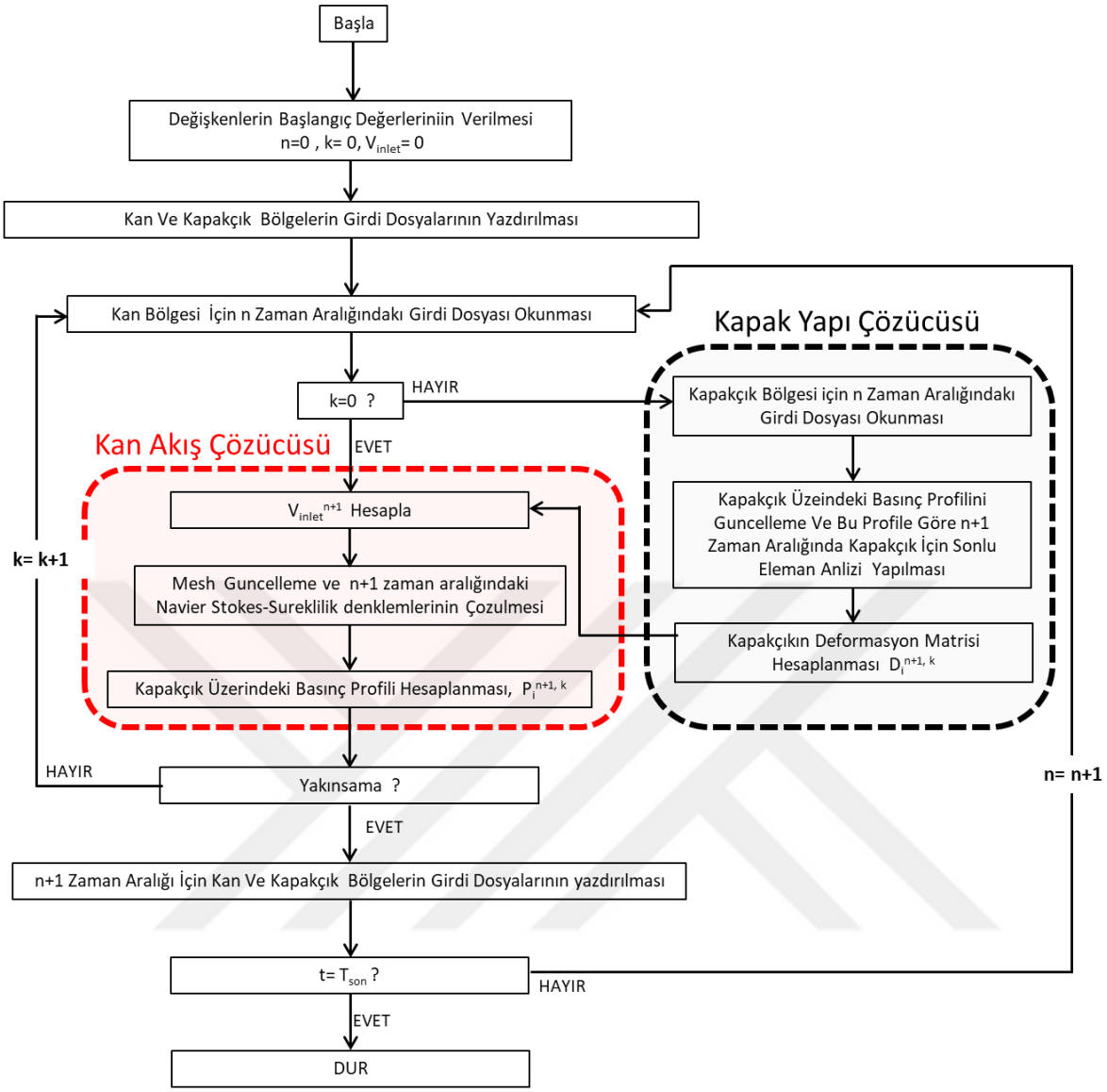
Sensitivity: Public



Şekil 2.7 : İteratif kapalı yöntemi döngüleri.

Üçüncü döngü olan alan çözücü döngüsü ise, her çözüm alanının kendi içinde yakınsaması gerçekleşene kadar devam eder. Çözüm yakınsaması gerçekleşmemesi durumunda ise, başlangıçta tanımlanan maksimum alan döngü iterasyon sayısı gerçekleşene kadar bu döngü devam eder. Örnek olarak, belirli bir problem için toplam zaman aralık sayısı 5, Etkileşim döngüsü için ise maksimum iterasyon sayısı 10 ve ayrıca maksimum akış alan döngü için iterasyon sayısı 50 olarak tanımlandığı taktirde, akış alanında yapılacak maksimum iterasyon sayısı (5×10×50) 2,500 olarak hesaplanabilir. Bu yöntemin genel şeması Şekil 2.8' de gösterilmiştir.

Sensitivity: Public



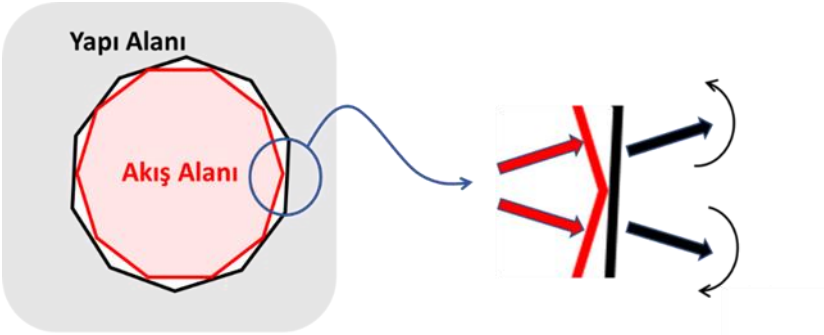
Şekil 2.8 : Uygulanan iteratif kapalı KSE yönteminin genel şeması.

2.3.3 İteratif kapalı KSE metodunun uygulanması

Bu tez çalışmasında iteratif kapalı KSE metodunu uygulamak ve çözüm alanları arasında bilgi transferini sağlamak için Ansys Coupling (Ansys ® Academic Research, Release 18.1) Modülü kullanılmıştır. Bu modülü uygulamak için önce, kan akış ve aort kapak yapı alanları için ayrı eleman dosyaları oluşturulması gerekmektedir. Akış ve yapı alanları arasındaki etkileşimin olduğu yüzey alanları, etkileşim alanı olarak adlandırılır. Akış ve yapı için oluşturulan eleman yapı dosyaları, etkileşimin gerçekleştiği yüzeylerde üst üste gelmemesi durumunda gerçek dışı eğilme kuvvetleri oluşabilmektedir. Bu durum Şekil 2.9'da gösterilmiştir. Bu sebepten eleman yapıların oluşturma aşamasında, etkileşim alanlarında akış ve yapı elemanlarının üst üste

Sensitivity: Public

gelmesine dikkat edilmelidir. Ayrıca etkileşim alanlarında daha sık eleman yapısının kullanılması bu durumun önlenmesine yardımcı olacaktır.



Şekil 2.9 : Etkileşim alanlarındaki bükme kuvvetleri.

Atalet kuvvetlerinin hesaplamalara dahil edilmesi için zamana bağlı çözüm seçilmesi gerekmektedir. Öte yandan, şekil değiştirmelere bağlı başlangıç rijitlik matrislerinin güncellenebilmesi için büyük şekil değiştirmeler seçeneği açık olması gerekmektedir. Aort kapak yaprakları arasındaki teması modellemek için, yaprakların temas yüzeylerini belirleyip, yüzeyler arasında kayar temasların KSE modeline tanımlanması gerekmektedir. Akış sıkıştırılamaz olduğundan stabilite sorunlarını önlemek için, temas algoritması için minimum uzaklık değeri girilmesi gerekmektedir. Bu şekilde kapalı kontrol hacim oluşması önlenebilmektedir.

Bir sonraki adımda ise, KSE çözümü için kan akış parametrelerin tanımlanması gerekmektedir. Aort kapak yapısının deforme olmasıyla beraber kan akış bölgesi değişecektir. Bu sebepten her zaman aralığında akış alanın eleman dosyası güncellenmesi gerekmektedir. Bu işlem dinamik mesh algoritması yöntemi kullanarak uygulanır.

Diğer bir adımda ise etkileşim alanlarının akış çözücüsüne tanımlanması gerekmektedir. Tanımlanan bu yüzeylerde akış basınç kuvvetleri hesaplanıp, etkileşim modülü vasıtasıyla yapı alanına transfer edilecektir. Daha önce de bahsedildiği gibi, kan akışı sıkıştırılamaz oluğundan, kapalı kan kontrol hacminin oluşması durumunda, yapı alanında oluşacak en küçük şekil değiştirme, akış alanında sonsuz basınç değişimine neden olur ve sonuçların yakınsaması mümkün olmaz.

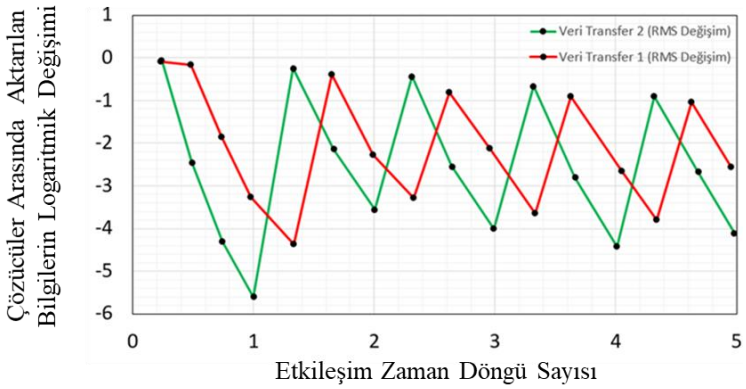
Bir sonraki aşamada ise, etkileşim döngüsü için izin verilen maksimum iterasyon sayısının belirlenmesi gerekmektedir. Bu iterasyon sayısı çözümün kapalı şeklinde

Sensitivity: Public

yapılmasını sağlayacaktır. Maksimum iterasyon sayısı bir olarak belirlendiği taktirde, çözüm açık olacaktır. Aort kapak KSE modellenmesinde etkileşim döngüsü için iterasyon sayısı en az 5 olacak şekilde tanımlandığı taktirde daha tutarlı sonuçların elde edildiği görülmüştür. Öte yandan etkileşim için uygun zaman aralığının belirlenmesi gerekmektedir. Düşük etkileşim döngü sayıları kullanıldığı taktirde, zaman aralıklarının oldukça küçük olması gerekmektedir. Bu da sırasıyla çözümleme sürelerinin aşırı bir şekilde artmasına sebep olacaktır. Kararlı sonuçların daha makul zamanlarda elde edilmesi için zaman aralığı ve etkileşim iterasyon sayısının optimum şekilde seçilmesi gerekmektedir. Çözüm sürelerin düşürülmesi için akış alanı ve yapı alanının farklı işlemcilerde çözülmesi gerekmektedir. Bu tez çalışmasında 32 işlemcili bir bilgisayar kullanılmıştır. 18 işlemci akış alanı çözüm için, 9 işlemci yapı alanı çözümü için, 5 işlemci ise etkileşim modülünün çalışması için serbest kullanılmıştır.

2.3.4 İteratif kapalı KSE metodunun yakınsaması

KSE analizleri sonucunda elde edilen sonuçların hassas ve gerçeğe yakın olması için, iterasyonların tutarlı bir şekilde yakınsaması gerekmektedir. Yakınsamayı etkileyen birçok farklı parametre bulanmaktadır. Zaman aralığı, stabilite kontrol parametreleri, akış alanı çözüm iterasyon sayısı, etkileşim döngüsü iterasyon sayısı ve etkileşim relaksasyon çarpanları yakınsama performansını doğrudan etkilemektedir. Olası yakınsama hatalarını önlemek için sıvı ve yapı alanları arasındaki etkileşimi uygulamadan önce, kan akış alanı ve aort kapak yapı alanlarının makul sınır koşulları tanımlanarak, tekil olarak çözülmesi ve tanımlamaların doğruluğu kontrol edilmelidir. KSE uygulandıktan sonra, çözüm alanları arasındaki iterasyonların yakınsama performansı Şekil 2.10'da örnek olarak gösterilen yakınsama grafikleri kullanarak kontrol edilebilir.



Şekil 2.10 : KSE yakınsama grafikleri.

Sensitivity: Public

Şekil 2.10' da gösterildiği gibi yakınsama grafiği iki farklı eğriden oluşmaktadır. Eğrilerin biri kan akış alanından aort kapak yapısına aktarılan kuvvet değerlerinim değişimini göstermektedir. Diğer eğri ise aort kapak yapı alanından kan akış alanına aktarılan şekil değiştirme değerlerinin değişimini göstermektedir. Düşey eksen iki çözücü arasında transfer edilen bilgilerin logaritmik skaladaki değişimini temsil etmektedir. Yatay eksen ise zaman döngüsündeki sayıyı temsil etmektedir. Her zaman aralığı farklı etkileşim iterasyon adımlarını kapsamaktadır. Her zaman aralığında veri transferlerinin yakınsaması için, transfer edilen değerlerin değişimleri, daha önce tanımlanmış olan belirli bir seviyenin altında olması gerekmektedir. Şekil 2.10' daki eğrilerden anlaşılacağı gibi bu değer logaritmik skalada -3 yani 0.001 değerindedir. Her KSE çözümünde, yakınsama eğrileri çizdirilerek, her zaman döngüsündeki yakınsama seviyeleri kontrol edilmelidir. Yakınsama problemi tespit edildiği taktirde hangi bilgi transferinde bu probleminin yaşandığının belirlenmesi ve gerekli düzelmeler ve iyileştirmelerinin yapılması gerekir.

Yakınsamayı etkileyen en önemli parametrelerden biri etkileşim zaman aralığıdır. Bu değer akış Courant sayısı ve ayrıca yapı alanında ilgi dahilinde olan en büyük doğal frekansın değerine göre belirlenmelidir. Öte yandan, etkileşim döngüsünde yapılan iterasyonların yakınsama performansını artırmak için gevşetme çarpmanları kullanılabilir. Bu metot, çözüm alanları arasında aktarılan verilerin belirli bir oranla kısıtlamasıyla çalışmaktadır. Bu şekilde her iterasyonda, kan akış alanından aort kapak yapı alanına aktarılan kuvvet değerleri ve yapı alanından kan akış alanına aktarılan şekil değiştirme değerleri kontrollü bir şekilde aktarılmış olacaktır. Gevşetme katsayılarının aktarılan verileri üzerindeki etkisini belirleyen denklemler, (2.55) ve (2.56)' da gösterilmiştir.

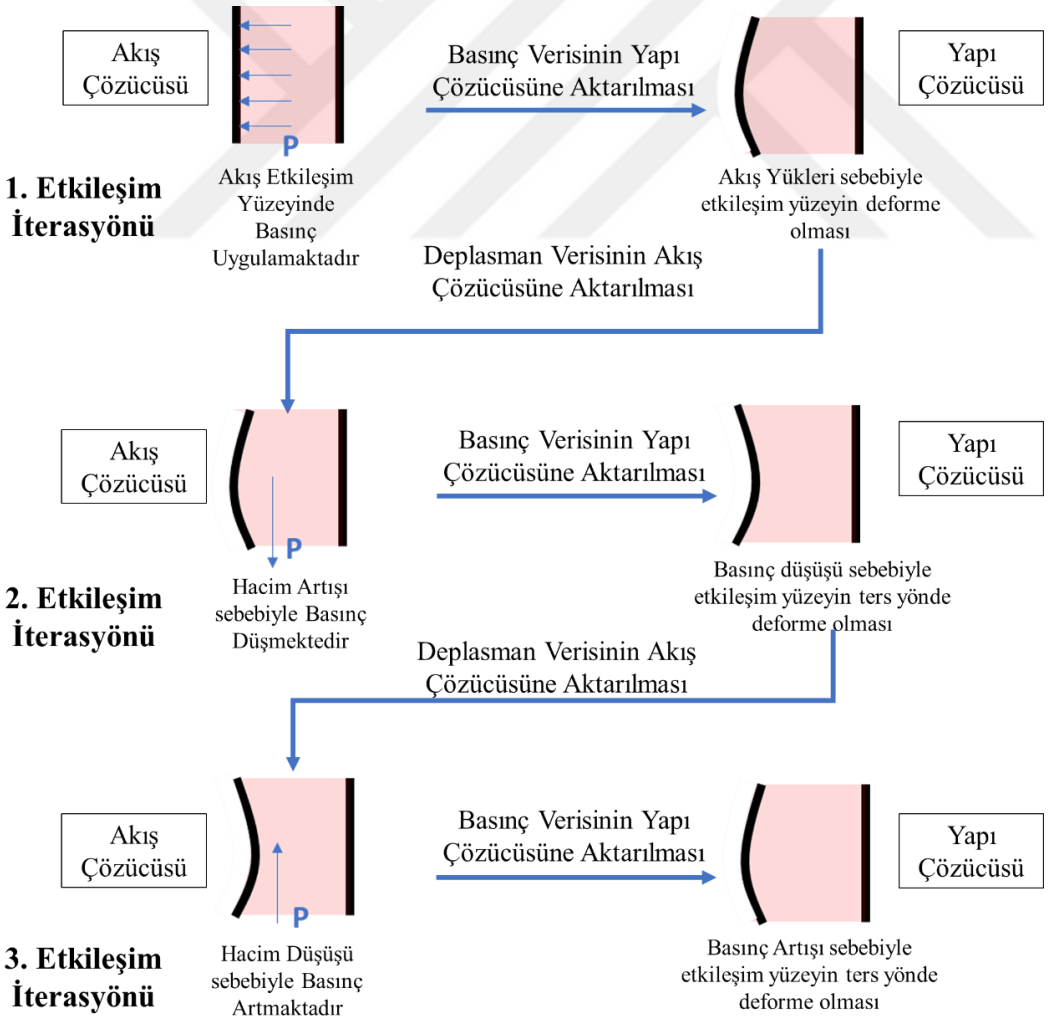
$$\%\,\Delta\,\text{Aktarılan Kuvvet} = \left(1 - (1 - \text{Gevşetme Çarpmanı})^{\text{İterasyon sayısı}}\right) * \%\,10 \tag{2.55}$$

$$\%\,\Delta\,\text{Aktarılan Deplasman} = \left(1 - (1 - \text{Gevşetme Çarpmanı})^{\text{İterasyon sayısı}}\right) * \%\,100 \tag{2.56}$$

İteratif kapalı metodunda kullanılan çözümleme metodolojisinin yapısı sebebiyle etkileşim alanında şekil değiştirmelerin artmasıyla beraber stabilite problemi meydana

Sensitivity: Public

gelebilmektedir. Bu durum Şekil 2.11' de görsel olarak gösterilmiştir. Etkileşim iterasyonları sonucunda akış alanındaki hacim değişiklikleri, basıncın ters yönde değişimine ve bunun da sırasıyla her iterasyonda yapı alanı etkileşim yüzeyin ters yönde deforme olmasına sebep olabilir. Ters yöne doğru gerçekleşen şekil değiştirmeler her iterasyonda artıp çözümün yakınsamamasına sebep olacaktır. Bu problemi çözmek için akış çözücüsüne, kullanıcı tarafından belirlemiş fonksiyonlar (UDF) yazılarak müdahale edilebilir. Bu fonksiyonlar, akış çözüm alanında süreklilik denklemi için tanımlanan matriste, etkileşim yüzeyindeki elemanların katsayıları değiştirir. Bu şekilde şekil değiştirme verilerinin akış alanına aktarılmasıyla beraber, akış alanındaki hacim değişiminden meydana gelen basınç değişimi yavaşlatmış olacaktır. Sönümlenmiş basınç cevabı sayesinde çözümün yakınsaması sağlanacaktır. Bu işlemin yakınsamış problemlerde, çözüm hassasiyeti ve doğruluğu üzerinde etkisi yoktur ve sadece yakınsamayı hızlandıracaktır.



Şekil 2.11 : KSE İteratif kapalı stabilite problemi.

Sensitivity: Public

3. HASTAYA ÖZEL İKİ VE ÜÇ BOYUTLU KSE MODELLERİNİN GELİŞTİRİLMESİ

Tezin bir önceki bölümünde, kullanılacak olan iteratif-kapalı KSE metodu detaylı bir şekilde incelenmiştir. Bu bölümde ise, ilk kısımda gerçek aort kapak görüntüleri kullanarak kurulan iki boyutlu KSE modelleri incelenmiş ve bu modellerin sonuçları görsel olarak gerçek sonuçlarla karşılaştırılmıştır. İlerleyen kısımlarda ise daha gerçekçi ve hassas modelleme için kurulan üç boyutlu modeller incelenip, sayısal olarak doğrulaması gerçekleştirilmiştir.

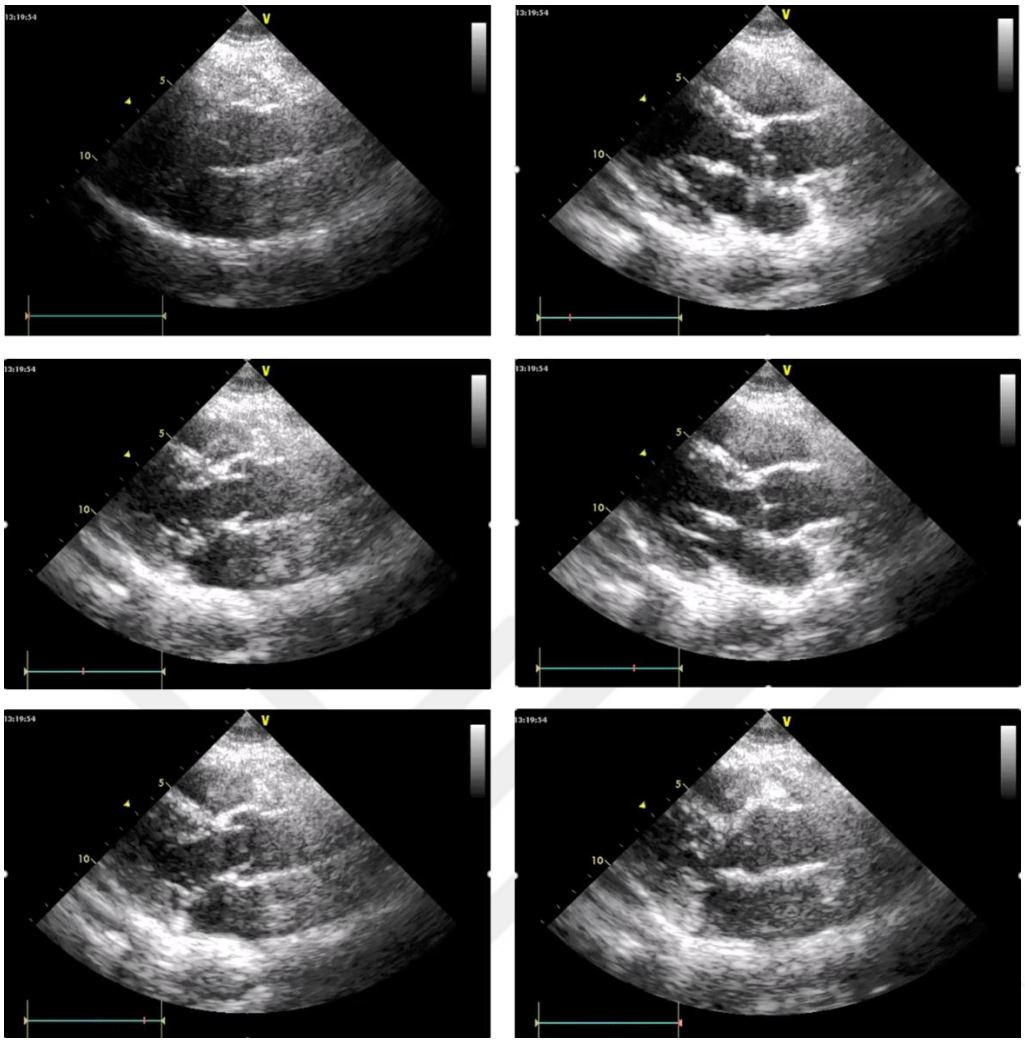
3.1 İdeal İki Boyutlu KSE Aort Kapak Modellerinin Oluşturulması

Aort kapak geometrisi karmaşık üç boyutlu geometriye sahiptir. Bu sebepten dolayı kapak şekil değiştirmesini ve kan akış dinamiğini doğru ve hassas bir şekilde modellemek için üç boyutlu modellerin oluşturulması gerekmektedir. Ancak, aort kapak yapısının akış yönüne paralel düzleminde oluşturulan 2 boyutlu modeller ile, kan akışını ve kapak dinamiğini belirli bir hassasiyetle modellemek mümkündür. Bu sebepten dolayı ilk aşamada KSE metodun uygulanmasına odaklanmak ve çözüm kaynaklı hataların en aza indirmek için ilk başta 2 boyutlu modeller oluşturularak öncül çalışmalar yapılmıştır.

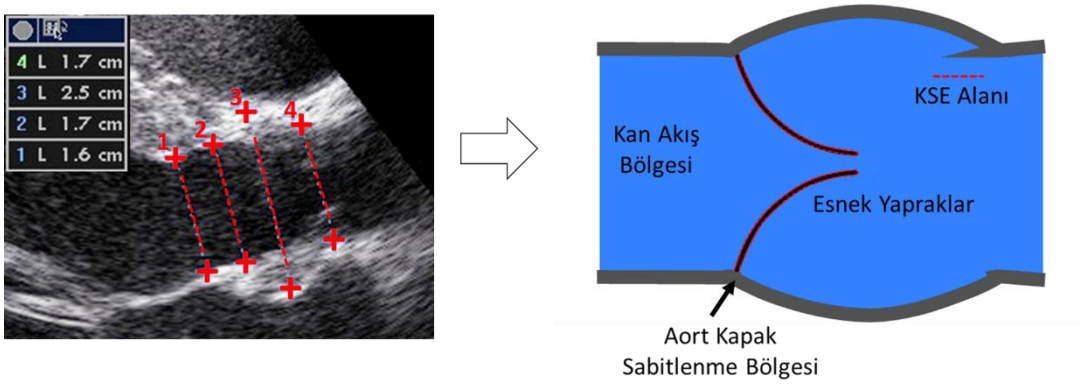
3.1.1 Aort kapak iki boyutlu geometrisi ve gözenek yapısı

İki boyutlu aort kapak modellerini oluşturmak için 29 yaşında bir bireyin aort kapak ekokardiyografi sonuçları kullanılmıştır. Farklı zaman dilimleri için ekokardiyografiden elde edilen aort kapak iki boyutlu görüntüleri Şekil 3.1’ de gösterilmiştir. Bu grafikler işlenerek kapak geometrisiyle ilgili farklı boyutlar elde edilmiştir. Bu şekilde, iki boyutlu ideal bir kapak geometrisi elde edilmiştir. Şekil 3.2’de gösterildiği gibi iki boyutlu çözüm alanı altı farklı bölgeden oluşmaktadır. Bu bölgeler, kan akış alanı, kan giriş bölgesi, kan çıkış bölgesi, esnek aort kapak alanı, rijit duvarlar ve KSE alanı olarak tanımlanmaktadır.

Sensitivity: Public



Şekil 3.1 : Farklı zaman dilimleri için ekokardiyografiden elde edilen aort kapak iki boyutlu görüntüleri.



Şekil 3.2 : Ekokardiyografi görüntülerinin boyutlandırılması ve çözüm alanların oluşturulması.

Sensitivity: Public

Aort damar ve sol karıncık duvarlarının, kan akışı ile olan zayıf etkileşimi yüzünden bu bölgeler rijit olarak modellenmiştir. Kan akış ve kapak yapı alanları için iki ayrı dosyada, süpürme metodu kullanarak üçgen elemanlardan, prizma eleman yapıları oluşturulmuştur. Bu eleman tipi 3 boyutlu olsa da eleman yüzeylerinde tanımlanan simetri koşulu sebebiyle, elde edilen sonuç 2 boyutlu çözüm sonucu olacaktır. Bu çözüm metodu 2,5 boyutlu çözümleme olarak da tanımlanmaktadır. Optimum eleman sayısı, eleman yakınsama çalışması yapılarak belirlenmiştir. Eleman yakınsama çalışması sonuçlarına göre akış alanı için 10000 ve yapı alanı için 77 eleman kullanarak eleman yapısı oluşturulmuştur. Oluşturulan eleman yapısı Şekil 3.2' de gösterilmiştir. Kapak bölgesi etrafındaki etkileşim alanı üzerinde yüksek hız gradyanları oluşmaktadır, bu sebepten bu bölgedeki akışı doğru bir şekilde modellemek ve ayrıca yapı ve sıvı bölgelerindeki elemanların üst üste gelmesini sağlamak için KSE etkileşim alanlarında daha sık eleman yapısı kullanılmıştır. Öte yandan, çözüm hassasiyeti ve daha iyi yakınsama performansı için akış ve yapı alanındaki elemanların maksimum çarpıklık oranının 0,6 altında olmasına özen gösterilmiştir.

3.1.2 Kan akış alanı sınır koşulunun tanımlanması

Tezin bu bölümünde, kan akışı giriş bölgesi için sınır koşulu zamana bağlı hız profili olarak tanımlanmıştır. Tanımlanan giriş hız sınır koşulu, aort kapak giriş bölgesindeki kan akış karakteristiğini akış hızına göre belirlemektedir. Böylece kan akış debisi ($\dot{m}$) ve momentum akışı girilen hız bilgisine göre hesaplanabilmektedir. Akış debisi ifade (3.7)' de gösterilen denklem kullanarak hesaplanır.

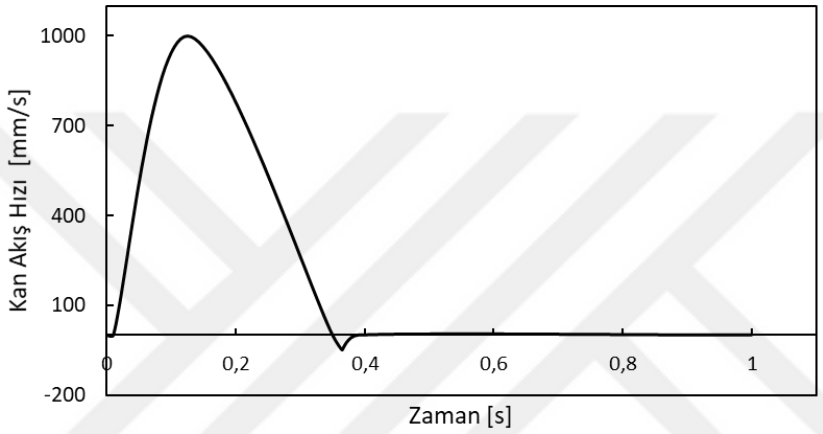
$$\dot{m} = \int \rho \mathbf{u}.\, d\mathbf{s} \tag{3.7}$$

Aort kapak girişindeki zamana bağlı kan akış hız profili Pulsed Wave (PW) Doppler yöntemi kullanarak elde edilebilmektedir. Bu yöntem Doppler etkisine göre çalışmaktadır. Doppler etkisi neticesinde hareket eden cisimler ses dalgalarının, karakteristiklerini değiştirir. Bu yöntemde kan akışına doğru ses dalgaları gönderilerek, bu dalgalardaki değişime göre kanın her bölgedeki hızı hassas bir şekilde ölçülebilmektedir [59].

Bir önceki bölümde, aort kapak geomterisi elde edilen 29 yaşında bireyde, Doppler uygulanarak, kapak giriş bölgesindeki kan akış hızı ölçülmüştür. İki boyutlu

Sensitivity: Public

modelleme çalışması için kullanılan bu akış hız sınır koşulu Şekil 3.3'te gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi bu sınır koşulunda, bir kalp döngüsü yaklaşık 1 saniye sürmektedir ve ayrıca aort kapağın açık kaldığı evre ise 0 ile 0.35 saniye aralığındadır. Sistol fazı olarak adlandırılan bu evrede kan sol karıncıktan aort damarına doğru akmaktadır. Şekilde gösterilen kan akış hız profili özel bir fonksiyon yazılarak akış çözücüsüne tanıtılmıştır. Kan çıkış bölgesi basınç koşulu şeklinde tanımlanmış, gösterge basıncı sıfır olarak belirlenmiştir. Kan akışı ve aort damarı arasındaki olası ısı transferi ihmal edilmiştir.



Şekil 3.3 : Kapak girişindeki kan akış hızı.

3.1.3 Yapı, akış ve KSE çözüm parametreleri

Akış alanı için daha önce de belirtildiği gibi, kanın dinamik viskozitesi 0.003758 Pa.s ve yoğunluğu ise 1060 kg/m^3 olarak tanımlanmıştır. Giriş bölgesi için Şekil 3.3' te gösterilen hız profili tanımlanmıştır. Bir sonraki adımda ise, akış bölgesindeki KSE alanı belirlenmiştir. Bu bölgede hesaplanan basınç değerleri KSE modülü kullanarak yapı alanına transfer edilecektir. Sıkıştırılamaz akış kabulü sebebiyle, basınç tabanlı çözücü kullanılmıştır. Bu çözücüde hız alanı, momentum denklemlerinden hesaplanmaktadır. Basınç alanı ise manipüle edilmiş süreklilik ve momentum denklemlerinden elde edilen düzeltilmiş basınç denklemleri kullanarak hesaplanmaktadır.

Tezin bu bölümünde kapak malzeme özelliklerin yöne bağlı değişmediği varsayılarak aort kapak yapısı izotropik malzeme olarak modellenmiştir. Yapı bölgesi için elastisite modülü 2 MPa olarak tanımlanmıştır [60]. Kapak bölgesindeki KSE alanı tanımlanıp, bu bölgede oluşan şekil değiştirmelerin KSE modülüne aktarılması sağlanmıştır.

Sensitivity: Public

Ayrıca akış çözücüsünde hesaplanan basınç değerleri ise yük sınır şartı olarak katı bölgesinin çözümünde kullanılacaktır. Aort kapak yapraklarının, aort damar duvarına bağlantı noktaları, sabitlenmiştir. Bir sonraki aşamada ise KSE metodunun uygulanması için akış ve katı bölgeleri arasında veri transfer bağlantısı kurulmuştur. Ansys WorkBench (Ansys ® Academic Research, Release 18.) yazılımında kurulan bu KSE modelin genel şeması Şekil 3.4' te gösterilmiştir. Zaman aralığı için hem akış ve katı bölgesi için tutarlı sonuçlar sağladığı gözlemlenen 0.005 s değeri tanımlanmıştır. Öte yandan, sonuçların tutarlı olması ve yakınsama problemi yaşanmadığından dolayı relaksasyon faktörü 1 olarak belirlenmiştir.

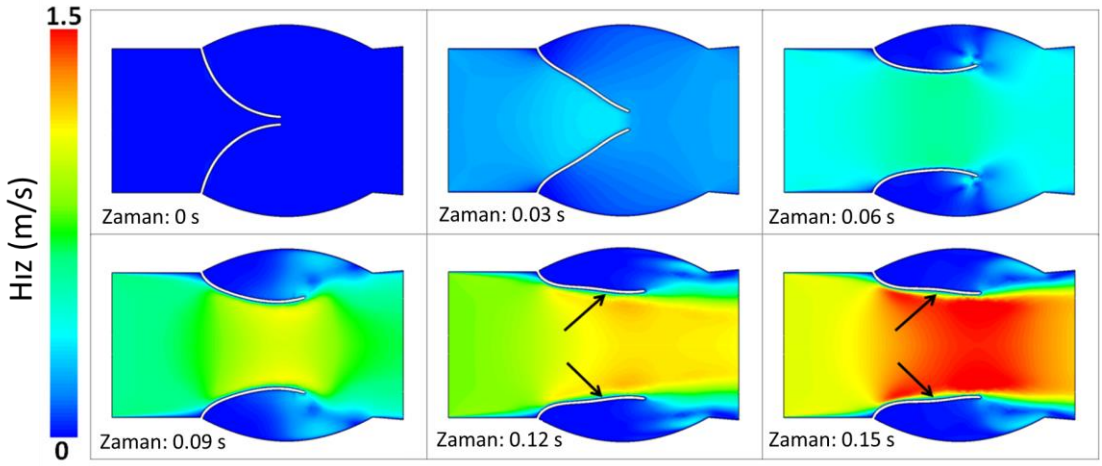


Şekil 3.4 : Ansys WorkBench KSE genel şeması.

3.1.4 İki boyutlu KSE sonuçlarının değerlendirilmesi

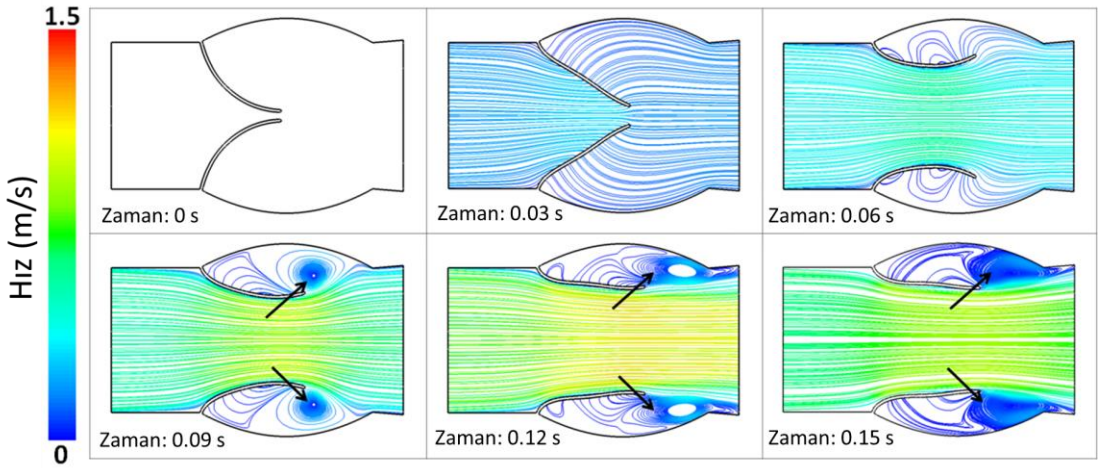
İki boyutlu model için kardiyak döngü boyunca farklı zaman aralıklarında hesaplanan hız konturleri Şekil 3.5' te gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, sistol fazının en tepe noktasında (0.15 s) aort kapak etrafında yüksek hız gradyanları oluşmaktadır. Yüksek hız gradyanları sebebiyle, bu bölgedeki duvar kayma gerilme mertebesi bu evrede yüksek olacaktır. Maksimum hız, beklendiği gibi kan akış jet bölgesinde oluşmaktadır.

Sensitivity: Public



Şekil 3.5 : İki boyutlu kontrol model hız konturları.

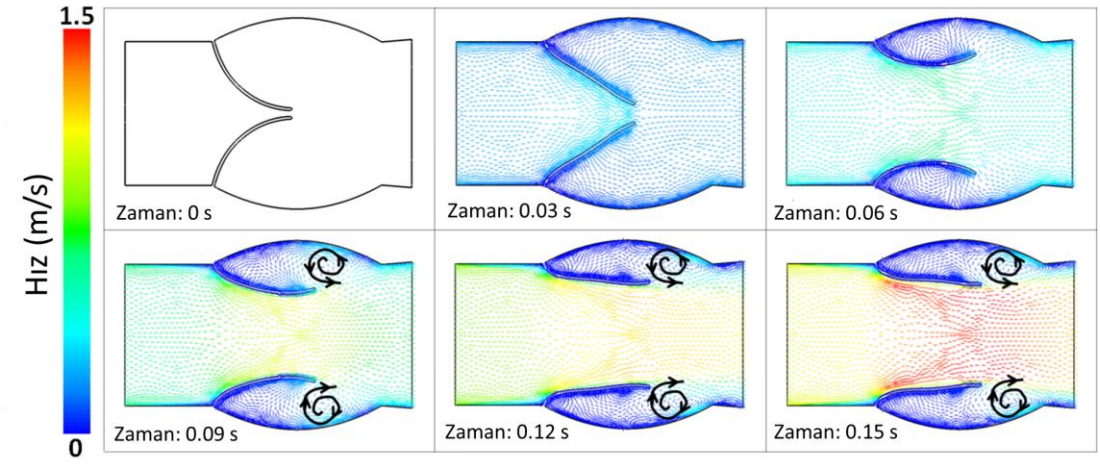
Şekil 3.6' da yine kardiyak döngünün farklı zaman aralıklarındaki kan akım çizgileri gösterilmiştir. Akım çizgileri detaylı bir şekilde incelendiğinde, aort damarı bölgesinde girdapların oluştuğu gözlenmektedir. Bu girdaplar şekilde oklarla gösterilmiştir.



Şekil 3.6 : İki boyutlu kontrol model akım çizgileri.

Şekil 3.7' de ise farklı zaman aralıklarda hesaplanan kan hız vektörleri gösterilmiştir. Hız vektörleri incelendiğinde, kapak kapanmaya başlarken aort damar bölgesinde kan akış girdaplarının oluştuğu gözlenmektedir. Girdapların yönü zamanla değişmemektedir, bu sebepten aort damar üzerinde oluşan kayma gerilmelerinin tek yönde olduğu ve osilasyon yapmadığı gözlenmektedir.

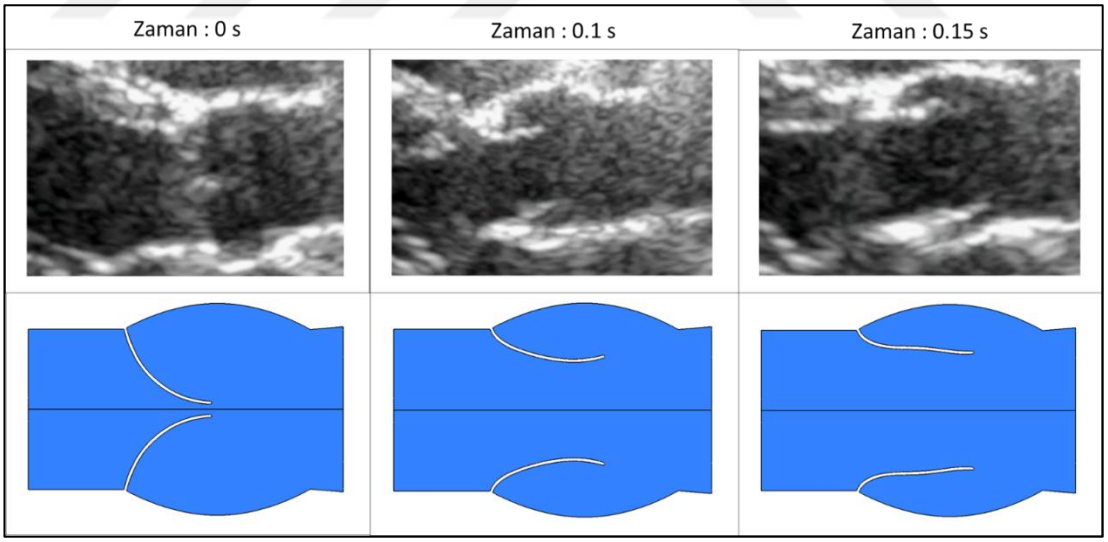
Sensitivity: Public



Şekil 3.7 : İki boyutlu kontrol model için farklı zaman evrelerinde hesaplanan hız vektörleri.

3.1.5 İki boyutlu KSE sonuçlarının eko görüntüleri ile karşılaştırılması

Yapılan analizlerin hassasiyetini değerlendirmek için simülasyon sonuçları gerçek Eko görüntüleri ile görsel olarak karşılaştırılmıştır. Şekil 3.8'de sistol evresinde kapak açılma ve kapanma evrelerinde, simülasyon ve eko görüntüleri kıyaslanmıştır. Kapak açıldıktan sonra, yapraklarda oluşan osilasyonun analizde ve gerçek durumda uyum içinde olduğu gözlenmiştir.



Şekil 3.8 : Farklı zaman evrelerinde simülasyon ve Eko görüntülerin karşılaştırılması.

3.1.6 Kireçlenme probleminin modellenmesi

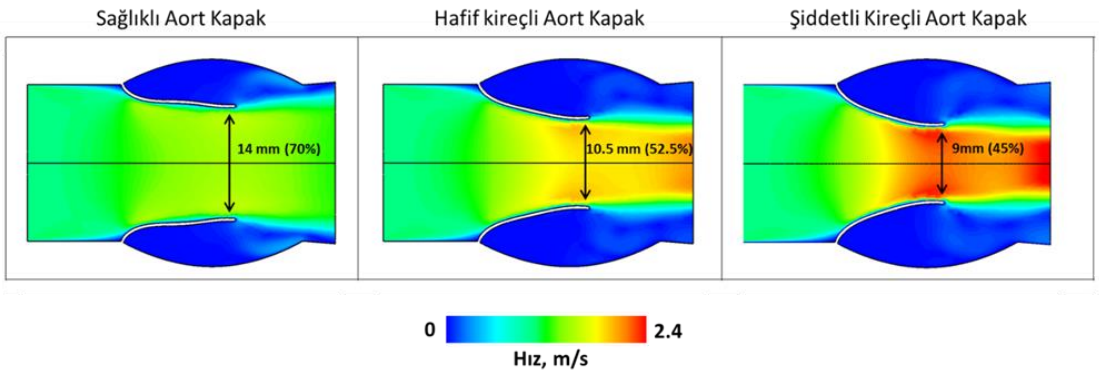
Tezin birinci bölümünde aort kapak hastalıkları ile ilgili detaylı bilgi verilmiştir. Kireçlenme problemi 65 yaşın üstünde olan bireylerin yüzde 1 ile 2'sinde oranında

Sensitivity: Public

görülmektedir [61]. Aort kapağın üzerinde oluşan kireç birikimleri sonucunda kapağın mekanik özellikleri değişmekte ve kapağın esnek yapısı etkilenmektedir. Kapağın yeterli seviyede açılması kısıtlanmakta ve kapak darlığı meydana gelmektedir. Bu durum yüksek basınç farkına sebebiyet verdiği için hayati problemler oluşturabilmektedir. Bu durumu nümerik yöntemle incelemek için geliştirilen iki boyutlu KSE modeli kullanılmıştır. Kireçlenme şiddetini temsil etmek için, kapak yapısının elastisite modülü için farklı değerler tanımlanmıştır. Sağlıklı kapak için 2 MPa olarak belirlenen elastisite modülü, hafif kireçlenmiş kapak için 5 MPa ve şiddetli kireçlenmiş kapak için 10 MPa olarak tanımlanmıştır.

Her 3 model için farklı zaman evreleri içim hesaplanan hız konturleri Şekil 3.9' da gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi aort kapağın açılma oranı stenozun büyüklüğünü belirlemek için hesaplanmıştır. Bu oran, kan akış orifis çapının kapak çapına oranı şeklinde hesaplanmaktadır. Sağlıklı model için orifis çapı 14 mm, hafif kireçli model için 10.5 mm ve şiddetli kireçlenmiş model için 9 mm olarak hesaplanmıştır.

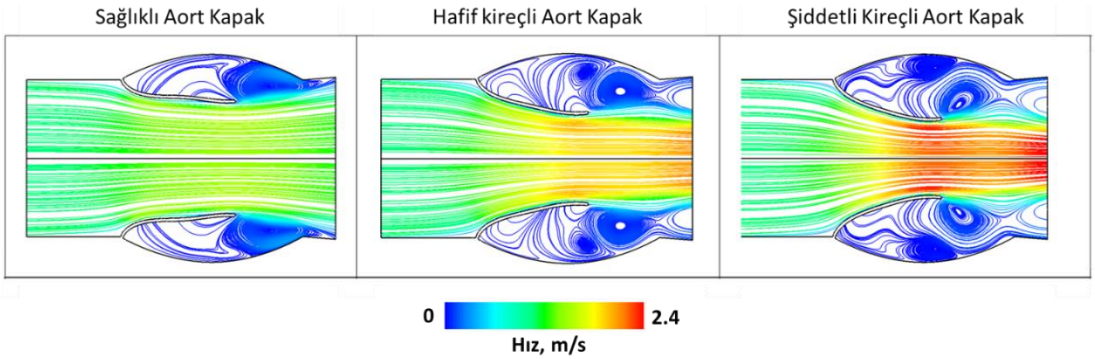
Açılma oranları ise sırasıyla, %70, %52,5 ve %45 olarak hesaplanmaktadır. Öte yandan kireçlenmenin etkisiyle, kan akış jetinde oluşan maksimum hız sağlıklı modelde 1,57 m/s, hafif kireçlenmiş modelde 2,18 m/s ve şiddetli kireçlenmiş modelde ise 2,38 m/s olarak hesaplanmaktadır.



Şekil 3.9 : Hastalıklı durumların hız konturları ve açılma oranları.

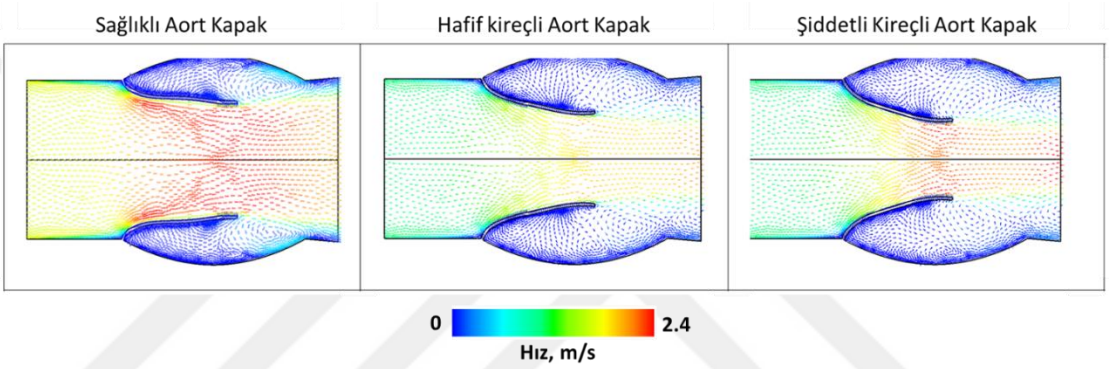
Şekil 3.10'dA sistol evresinde kan hızının maksimum olduğu zamanında hesaplanan akım çizgileri gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi kapak orifisinde paralel jet akışı bulunmaktadır. Her 3 modelde de sinüs bölgesinde girdapların oluştuğu gözlenmektedir. Oluşan girdapların şekli, konumu ve şiddeti kireçlenme şiddetine göre değişmektedir. Kireçlenmenin artmasıyla oluşan girdapların büyüklüğünün de arttığı görülmektedir.

Sensitivity: Public



Şekil 3.10 : Hastalıklı durumların akım çizgileri.

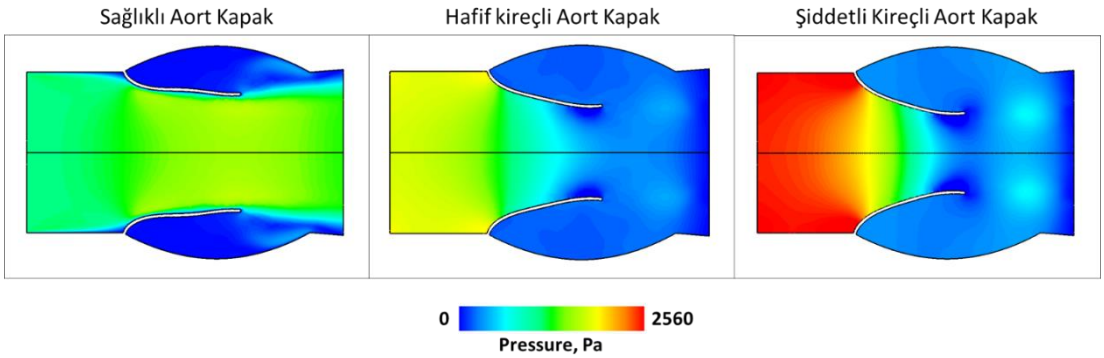
Şekil 3.11' de gösterilen hız vektörleri incelendiğinde, her 3 modelde alt sinüste girdapların saat yönünde, üst sinüste ise saatin tersi yönünde oluştuğu gözlenmektedir.



Şekil 3.11 : Hastalıklı durumların hız vektörleri.

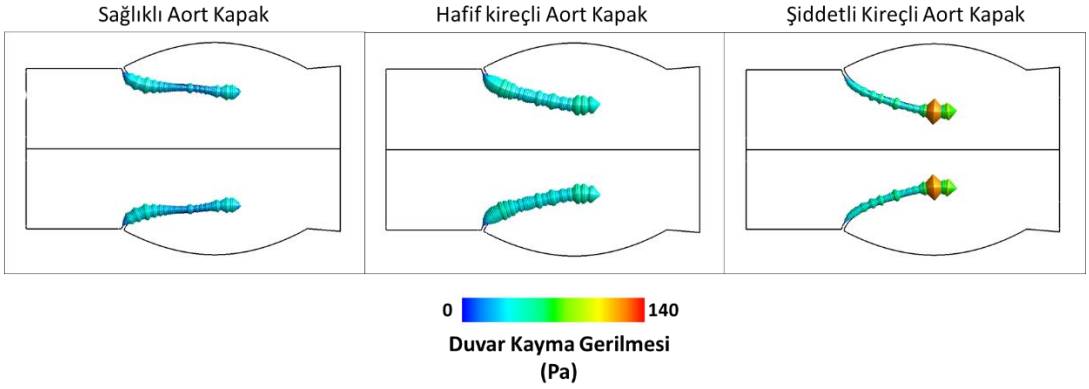
Bir sonraki aşamada ise, kapak etrafında kireçlenme sonucunda oluşan basınç düşüşünü belirlemek için, kapak boyunca basınç değerleri hesaplanmıştır. Şekil 3.12' de maksimum kan akış hızı anındaki basınç değerleri farklı 3 model için gösterilmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi, kireçlenme basınç farklarının kritik ölçüde artmasına sebep olmaktadır. Sağlıklı aort kapağında hesaplanan maksimum basınç farkı 633 Pa seviyesindedir. Ancak bu değer hafif kireçli kapak için 1995 Pa (%188 artış), çok kireçli aort kapak için ise 2559 Pa (%305 artış) olarak hesaplanmaktadır.

Sensitivity: Public



Şekil 3.12 : Hastalıklı durumların basınç konturları.

Kan akışının birim alan duvar yüzeyi üzerinde oluşturduğu sürtünme kuvveti, duvar kayma gerilmesi olarak tanımlanır ve kanın dinamik viskozitesinin kan akış hızı gradyanı ile çarpımından elde edilmektedir. Şekil 3.13' te farklı modeller için aort kapak üzerinde hesaplanan duvar kayma gerilmeleri gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi, kireçlenme şiddetinin artmasıyla beraber kapak üzerinde oluşan duvar kayma gerilmelerinin arttığı gözlenmektedir. Kapak yapraklarının uç kısımları en yüksek duvar kayma gerilmelerine maruz kalmaktadır. Sağlıklı aort kapak için maksimum kan akış hız anında yapraklar üzerindeki alansal duvar kayma gerilme ortalaması 13.3 Pa olarak hesaplanmaktadır. Bu değer hafif kireçlenmiş aort kapak için 17. Pa (32 % artış) ve şiddetli kireçlenmiş aort kapak için 22.5 Pa (%69 artış) olarak hesaplanmaktadır.



Şekil 3.13 : Hastalıklı durumların duvar kayma gerilmesi vektörleri.

Kapak üzerinde oluşan duvar kayma gerilmesi dağılımını incelemek için ön ve arka kısımda oluşan duvar kayma gerilmeleri ayrıştırılmış şekilde hesaplanmıştır. Sağlıklı aort kapak modelinde, alansal ortalama duvar kayma gerilmesi ön kısımda 27.5 Pa, arka kısım için 18.3 Pa olarak hesaplanmaktadır. Hafif kireçlenmiş model için ön kısım 39.7 Pa, arka kısım için ise 5.1 Pa ve son olarak şiddetli kireçlenmiş model için ön kısım 46.5 Pa ve arka kısım için 4.5 Pa olarak hesaplanmıştır. Bu sonuçlara göre

Sensitivity: Public

kireçlenmenin artmasıyla, kapak ön taraftaki duvar kayma gerilmelerin arttığı, arka tarafta ise duvar kayma gerilmesi değerinin düştüğü gözlenmektedir. Her 3 farklı aort kapak modeli için hesaplanan parametreler Çizelge 3.1' de özetlenmiştir.

Çizelge 3.1 : İki boyutlu modeller için hesaplanan akış parametreleri.

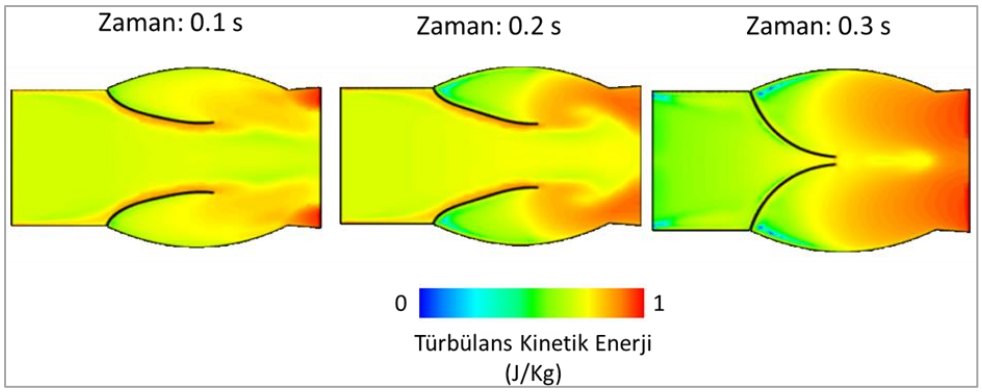
Model	Elastisite Modülü (Mpa)	Hesaplanan Maksimum Hız (m/S)	Maksimum Orifis Çapı (mm)	Maksimum Açılma Oranı (%)	Maksimum Basınç Farkı (Pa)	Duvar Kayma Gerilmesi (Pa)		
						Alansal Ortalamanın Kardiyak Döngü	Maksimum Hız Anında, Alansal Ortalama	Döngü Boyunca Maksimum
Sağlıklı	2	1,57	14	70	633	8,7	13,3	46,7
Hafif Kireçlenmiş	10	2,18	10,5	52,5	1995	10,3	17,5	62,8
Şiddetli Kireçlenmiş	20	2,38	9	45	2559	12,5	22,5	140,1

Son olarak, iki boyutlu modeller kullanarak, farklı modeller için türbülanslı akışın karakteristik özellikleri incelenmiştir. Sol karıncığın kasılmasıyla beraber aort kapaktan geçen kan, jet akışı şeklinde aort damarına aktarılmaktadır. Aort kapak yaprakların esnekliğinden kaynaklanan osilasyonlar, kan akışını bozup ayrışık bölgelerin oluşmasına sebep olmaktadır. Kapak boyunca kan akım çizgileri incelendiğinde, kapak arka bölgesinde büyük akış girdaplarının oluştuğu gözlemlenebilir. Aort kapağın kapanmasıyla birlikte bu girdaplar, daha küçük girdaplara kırılıp akışın bozulmasına sebep olmaktadır. Bu değişken akışın özelliklerini incelemek için, çalkantıların sebep olduğu kinetik enerji değeri kullanılabilir. Akış iki boyutlu olduğundan x_3 yönündeki hız çalkantısı sıfıra eşittir. İki boyutlu akış için türbülans kinetik enerjisi (k) aşağıda gösterildiği gibi hesaplanabilir.

$$k = \frac{1}{2}\left(\mathbf{u_1}^2_{\text{rms}} + \mathbf{u_2}^2_{\text{rms}}\right) \tag{3.8}$$

Bu denklemde $\boldsymbol{u}_{1_{rms}}$ ve $\boldsymbol{u}_{2_{rms}}$ iki ayrı doğrultudaki hız çalkantılarının karekök ortalaması olarak tanımlanmaktadır. Sağlıklı aort kapak için farklı zaman evrelerinde hesaplanan türbülans kinetik enerjisi Şekil 3.14'te gösterilmiştir.

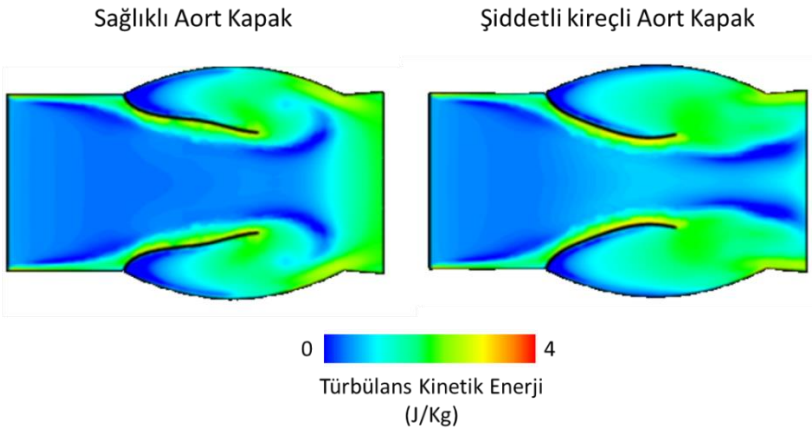
Sensitivity: Public



Şekil 3.14 : Sağlıklı aort kapak, türbülans kinetik enerjisi.

Türbülans kinetik enerjisi konturleri detaylı bir şekilde incelendiğinde, hız çalkantılarının kanın aort kapaktan geçişiyle birlikte başladığı görülmektedir. Ayrıca sistol evresinde akış pik hız noktası geçildikten sonra çalkantılarının büyüklüğü artmakta ve kan akış hızının düşme evresinde maksimum değerlere ulaşmaktadır. Yüksek hız gradyanları bu çalkantılara sebebiyet vermektedir. Beklendiği gibi jet akışının orta ekseni bölgesindeki hız çalkantıları daha düşük mertebedir.

Şekil 3.15' te ise sağlıklı ve şiddetli kireçlenmiş aort kapak modelleri için pik hız anındaki türbülans kinetik enerjisi konturleri kıyaslanmıştır. Şekilde görüldüğü gibi şiddetli kireçlenmiş aort kapak modelinde hesaplanan türbülans kinetik enerjisi daha yüksek mertebelerdedir. Ayrıca bu modelde türbülans bölgesi daha büyük ve geniş alana yayılmıştır.



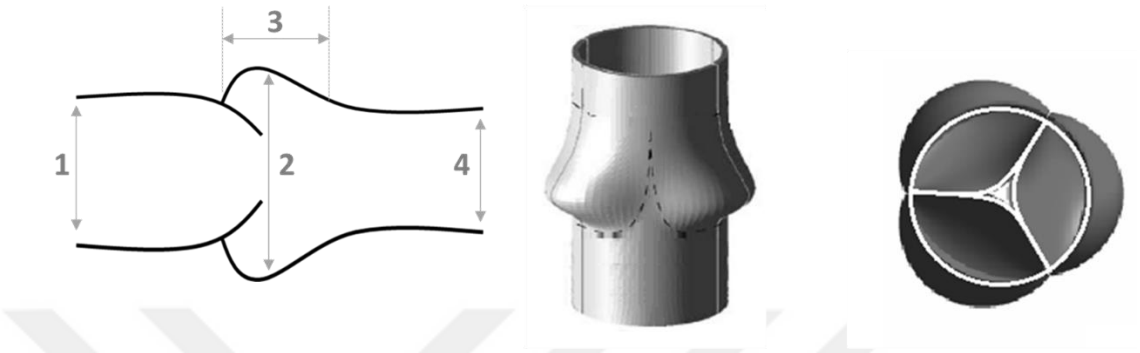
Şekil 3.15 : Türbülans kinetik enerjisi kıyaslaması.

3.2 Hastaya Özel Üç Boyutlu KSE Aort Kapak Modelleri

Tezin bu kısmında aort kapak davranışının gerçeğe daha yakın ve daha hassas modellenmesi için üç boyutlu KSE modelleri geliştirilmiştir. Üç boyutlu modellerde

Sensitivity: Public

4 ana geometrik boyut dikkate alınmıştır. Bu boyutlar Şekil 3.16' da gösterilmiştir. Şekilde gösterilen bu boyutlar numara sırasıyla kapak giriş çapı, sinüs çapı, sinüs uzunluğu ve aort damarı çapıdır. Üç boyutlu modelde, sinüsler 3 farklı kubbe şeklinde gerçeğe yakın şekilde modellenmiştir. Parametrik olarak kurulan bu model, her birey için aort kapak boyutlarına göre boyutlandırılabilir.



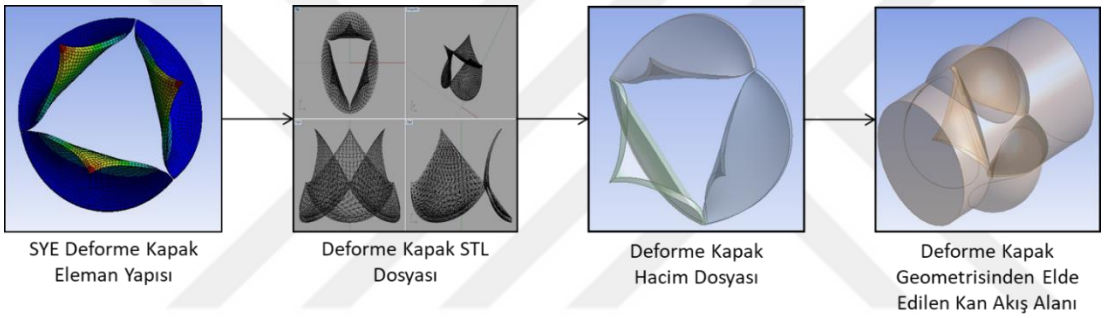
Şekil 3.16 : Üç boyutlu aort kapak modelleme tasarım parametreleri.

3.2.1 Üç Boyutlu akış çözüm alanlarının oluşturulması

Sıvı alanı kan akış bölgesini kapsamaktadır. Akış alanı üç boyutlu olduğundan, altı yüzlü veya dört yüzlü hacim elemanları kullanılabilir. Bilindiği üzere altı yüzlü elemanlar nümerik simülasyonlarda daha hızlı çözümler sağlamaktadırlar. Bunun sebebi ise bu elemanların arasındaki bağlantıların algoritmasının eleman matrisi bilgisinden bağımsız olmasıdır. Ancak çözmek istediğimiz akış alanı, karmaşık bir geometriden oluşmaktadır. KSE yöntemi uygulanacak olan bu akış alanında her zaman aralığında tekrarlı olarak eleman yapısı yenilenecektir. Sürekli tekrarlanan bu güncelleme sebebiyle altı yüzlü elemanların kullanması mümkün değildir. Bu sebepten akış bölgesi için dört yüzlü hacim elemanları kullanılmıştır. Eleman yapısının daha kaliteli olması içi elemanların büyüme oranı 1,35 olarak sınırlandırılmıştır. Öte yandan, yapraklar üzerindeki hız gradyanları yüksek olduğundan bu bölgede akış karakteristiklerini daha iyi yakalamak için daha sık ve küçük elemanlar kullanılmıştır. Bilindiği üzere elemanların büyüklüğü ne kadar küçük olursa akış karakteristiği daha hassas biçimde modellenebilmektedir. Ancak küçük elemanların kullanılması toplam eleman sayısını artıracaktır ve böylece toplam analiz süresi büyük ölçüde etkilenecektir. Hassas ve doğru bir analiz için elde edilen çözümün eleman sayısından bağımsız olması gerekmektedir. İdeal eleman sayısını elde etmek için akış bölgesi için eleman yakınsama analizleri yapılmıştır.

Sensitivity: Public

Eleman yakınsama çalışmaları için zamandan bağımsız statik analizler yapılmıştır. Kapak girişinde maksimum kan akış hızı tanımlanarak, kardiyak döngünün maksimum hız evre anındaki kan akış alanı statik olarak incelenmesi hedeflenmiştir. Bu anda kapak maksimum şekil değiştirmeye uğramaktadır ve ayrıca kapak üzerinde maksimum kan akışı sağlanmaktadır. Aort kapak yapısının bu andaki geometrisi ve şeklini elde etmek için ilk olarak öncül bir KSE analizi yapılmıştır. Kapak yapısının maksimum açıldığı andaki eleman yapısı, STL formatında "Rhinoceros" programına aktarılmıştır. Rhinoceros programı kullanılarak çizgilerden oluşan bu geometri, IGES formatında bir hacime dönüştürülmüştür. Bir sonraki aşamada ise, elde edilen deforme edilmiş kapak hacmi, kan akış bölgesi alanından çıkartılarak, bu andaki kan akış alanı elde edilmiştir. Kan akış alanının elde edilmesi için yapılan işlemler Şekil 3.17' de sıralı olarak özetlenmiştir.



Şekil 3.17 : Kan akış alanının elde edilmesi için yapılan işlemler.

İlk olarak elde edilen alan için 0.5 mm eleman büyüklüğünde öncül bir eleman yapısı oluşturulmuştur. Bu eleman yapısına toplam 89130 eleman sığdırılmıştır. Bir sonraki aşamada ise kan giriş bölgesinde 1 m/s kan akışı hızı tanımlanıp zamandan bağımsız, sadece akış alanı çözdürülmüştür. İki boyutlu modellemede olduğu gibi kan akışı sıkıştırılamaz ve 1060 kg/m^3 sabit yoğunluğunda tanımlanmıştır. Ayrıca kan Newton tipi olarak modellenip dinamik viskozite değeri 0.0037588 Pa.s olarak tanımlanmıştır. Simülasyon tamamlanarak, kan giriş ve çıkış bölgeleri arasındaki basınç farkı ve kapak üzerinde oluşan ortalama kayma gerilmeleri hesaplanmıştır. Bir sonraki aşamada daha yüksek sayıda ve daha yoğun bir eleman yapısı oluşturulup analizler tekrarlanmıştır. Bu işlem 8 farklı eleman yapısına göre tekrarlandıktan sonra hesaplanan parametrelerin değişimi incelenmiştir. Her bir senaryo için oluşturulan eleman yapısı ve hesaplanan kan akış parametreleri Şekil 3.18' de gösterilmiştir. Eleman sayısına göre hesaplanan parametrelerin değişimi Çizelge 3.2'de gösterilmiştir. Bu verilere göre akış bölgesindeki çözüm 250000 sayısının üstündeki eleman yapılarında

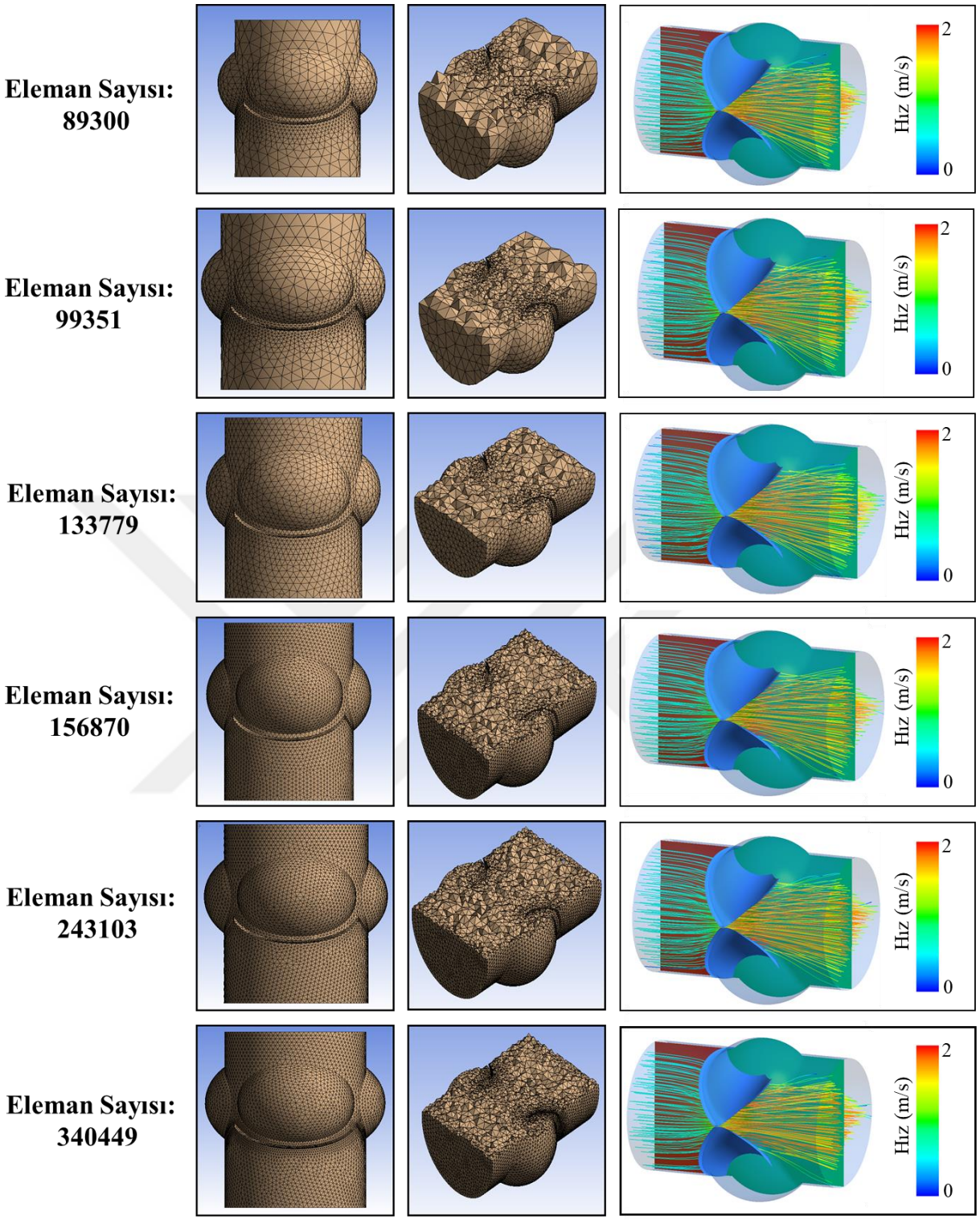
Sensitivity: Public

değişmemektedir. Bu sebepten üç boyutlu KSE modelleri için kan akış bölgesine 250000 mesh sayısı referans olarak alınmıştır. Şekil 3.19' da farklı eleman sayıları için kan alanı parametrelerinin yakınsama performansı gösterilmiştir.

Çizelge 3.2 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan akış parametreleri

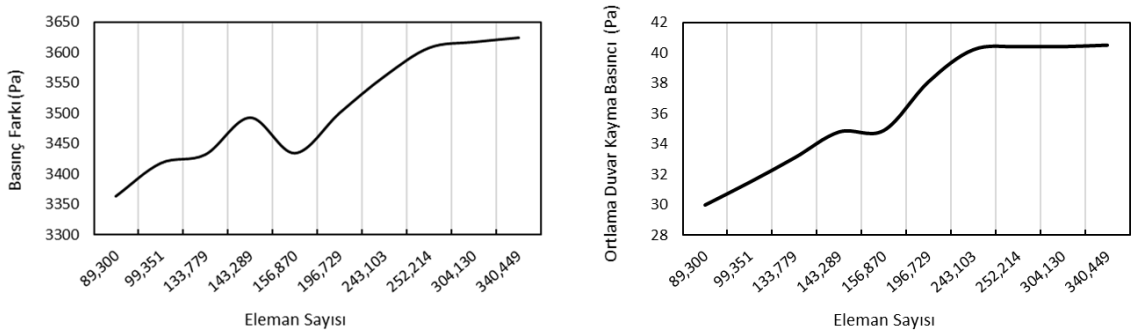
Eleman Sayısı	Maksimum Çarpıklık	Ortalama Çarpıklık	Çıkış Baısnç (Pa)	Giriş Basınç (Pa)	Basınç Farkı (Pa)	Ortalama Duvar Kayma Basıncı (Pa)
89300	0,9052	0,2324	-13,9	3349,3	3363,2	30,0
99351	0,8941	0,2324	-7,4	3410,1	3417,5	31,5
133779	0,8941	0,2300	-17,6	3414,2	3431,8	33,1
143289	0,8941	0,2315	-9,4	3483,1	3492,5	34,8
156870	0,8941	0,2341	-4,3	3429,7	3434,0	34,9
196729	0,8941	0,2340	-15,1	3485,1	3500,2	38,1
243103	0,8157	0,2305	-15,4	3544,9	3560,3	40,2
252214	0,7868	0,2304	-10,2	3597,1	3607,3	40,4
304130	0,8475	0,2319	-7,0	3609,8	3616,8	40,4
340449	0,7785	0,2269	-7,0	3616,9	3623,9	40,5

Sensitivity: Public



Şekil 3.18 : Akış alanı eleman sayısı yakınsama çalışması.

Sensitivity: Public

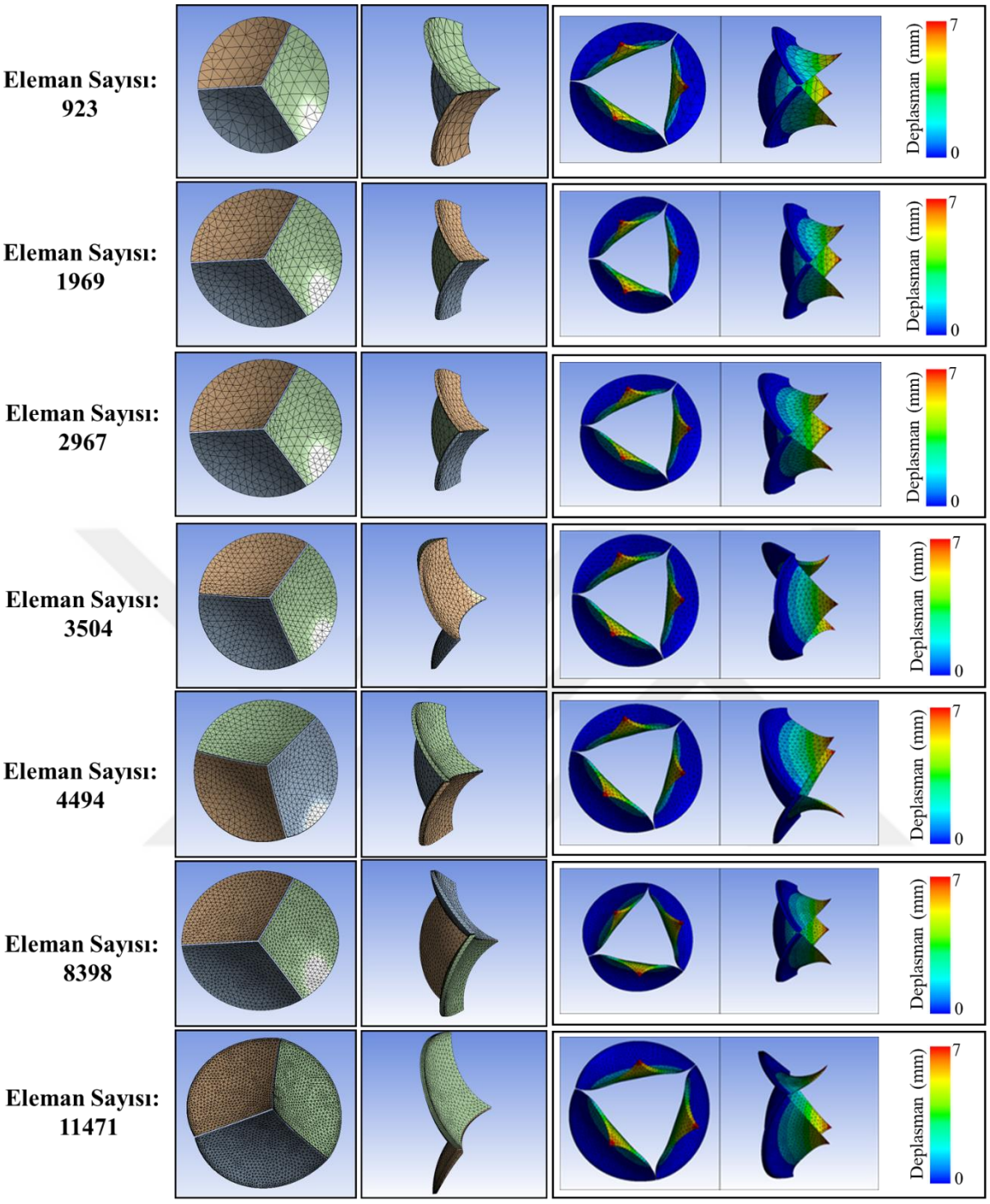


Şekil 3.19 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan akış parametreleri

3.2.2 Üç boyutlu katı çözüm alanının oluşturulması

Katı alanı kapak bölgesini kapsamaktadır. KSE yönteminde kan akışı ve kapak yapısının birbirine etkileşim içinde olduğu yüzeylerde elemanların üst üste gelmesi, modellerin çözüm hassasiyetini artırmaktadır. Bu sebepten kan akış bölgesindeki altı yüzlü elemanlar aynı şekilde yapı bölgesi için de kullanılmıştır. Katı alanı eleman yakınsama analizleri için, kapak bölgesine önce az sayıda düşük kaliteli bir eleman yapısı uygulanmıştır. Bir sonraki aşamada ise kapak yüzeyine 4 KPa büyüklüğünde sabit bir basınç uygulanmış ve kapakta oluşan maksimum şekil değiştirme ve gerilmeler hesaplanmıştır. Bu adımlar daha yüksek eleman sayılarına sahip ve daha kaliteli eleman yapıları için tekrarlanmıştır. Düşük eleman sayısına sahip modellerde kapak et kalınlığı boyunca tek bir eleman sığmaktadır. Eleman sayısı arttıkça kapak et kalınlığı boyunca 3 kata kadar eleman sığdırılmıştır. Şekil 3.20'de farklı eleman sayıları kullanarak oluşturulan kapak eleman yapıları ve her bir senaryo için hesaplanan şekil değiştirmeler gösterilmektedir.

Sensitivity: Public



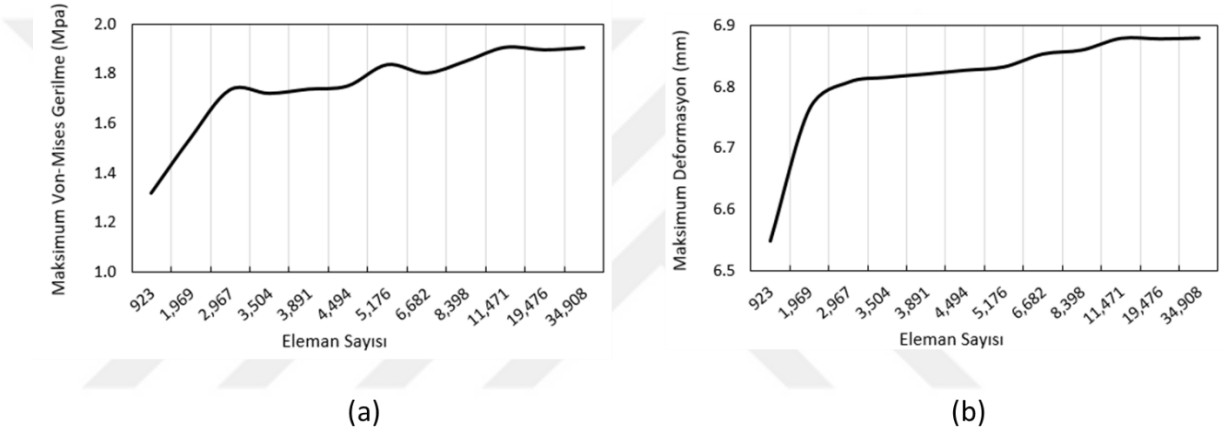
Şekil 3.20 : Katı alanı eleman yakınsama çalışması.

Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan maksimum şekil değiştirme ve maksimum gerilme değerleri Çizelge 3.3' te gösterilmiştir. Ayrıca bu parametrelerin eleman sayısına göre dışığımı Şekil 3.21'de görsel olarak gösterilmiştir. Bu verilere göre katı bölgesindeki çözüm alanında hesaplanan parametreler 11000 üstündeki eleman sayılarından sonra değişmemektedir.

Sensitivity: Public

Çizelge 3.3 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan yapı parametreleri

Eleman Sayısı	Maksimum Çarpıklık	Ortalama Çarpıklık	Maksimum Deformasyon (mm)	Maksimum Von-Mises Gerilme (Mpa)
923	0,972	0,6634	6,548	1,317
1969	0,970	0,4500	6,763	1,539
2967	0,889	0,3459	6,807	1,734
3504	0,880	0,3100	6,815	1,720
3891	0,878	0,2909	6,821	1,737
4494	0,863	0,2863	6,827	1,750
5176	0,850	0,2506	6,832	1,836
6682	0,914	0,2603	6,853	1,802
8398	0,850	0,2600	6,860	1,850
11471	0,948	0,2980	6,879	1,906
19476	0,932	0,3212	6,878	1,896
34908	0,953	0,2805	6,880	1,905



(a) (b)

Şekil 3.21 : Farklı eleman sayılarına göre hesaplanan katı alanı parametreleri.

Kullanılan altı yüzlü elemanların doğrusal yapısından dolayı, hesaplamalarda kayma kilitlenmesi meydana gelebilir. Kayma kilitlenmesi sonucunda elemanlar gerçekten daha fazla rijit davranış gösterecektir. Bu şekilde eğilme deplasmanları daha küçük hesaplanabilmektedir. Bu durumu önlemek için aort kapak et kalınlığı boyunca en az 3 eleman kullanılmasına özen gösterilmiştir.

3.2.3 Hastaya özel üç boyutlu modellerin oluşturulması

Tezin bu bölümünde, hastalara özel ve gerçek boyutlar kullanarak aort kapak etrafındaki kan akışı ve kapak şekil değiştirmeleri modellenmiş ve gerçek deney sonuçları kullanarak doğrulanmıştır. Tezin birinci bölümünde aort kapak hastalıkları detaylı bir şekilde incelenmiştir. Aort kapak dinamiğini etki eden en çok rastlanan yapısal hastalıklar arasında, kapağın kireçlenmesi sonucunda oluşan stenoz ve ayrıca kapağın doğuştan biküspid (iki yapraklı) olması durumlarıdır. Bu kusurların

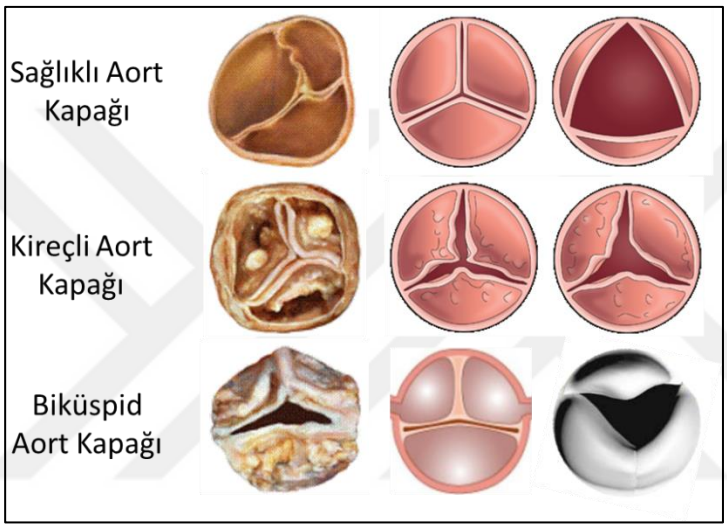
Sensitivity: Public

oluşturduğu bozuklukları detaylı bir şekilde incelemek için KSE tekniği kullanarak hastaya özel farklı üç boyutlu kontrol modelleri oluşturulmuştur. Bu modellerde kan akış karakteristiği ve kapak şekil değiştirmeleri irdelenmiştir. Modelleri gerçek girdilerle oluşturmak için İstanbul Üniversitesi Cerrah Paşa Tıp Fakültesi'nde tedavi gören 3 hasta belirlenmiştir.

Hasta 1: kontrol modeli (sağlıklı aort kapağı)

Hasta 2: kireçli model (daralmış aort kapağı)

Hasta 3: biküspid modeli (iki yapraklı aort kapağı)



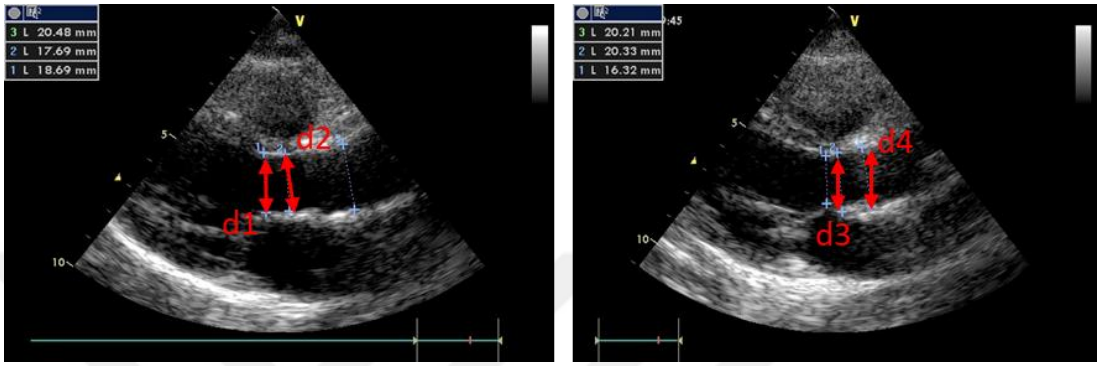
Şekil 3.22 : Hastaya özel oluşturulmuş üç boyutlu modeller.

Belirlenen her hasta için önce Eko yöntemi ile elden edilen görüntüler kullanılarak aort kapak fiziksel boyutları ölçülmüştür. Bu boyutlar kullanılarak gerçek hastaya özel KSE geometrileri oluşturulmuştur. Bir sonraki aşamada ise Doppler yöntemi ile elde edilen ölçümler kullanılarak aort kapak bölgesindeki kan akış hızları belirlenmiştir. Bu hızlar gerçek sınır koşulu olarak KSE modele tanımlanmıştır. Bir sonraki aşamada ise Anjiyografi işleminde elde edilen basınç profilleri kullanılarak KSE modellerinin doğrulanması sağlanmıştır.

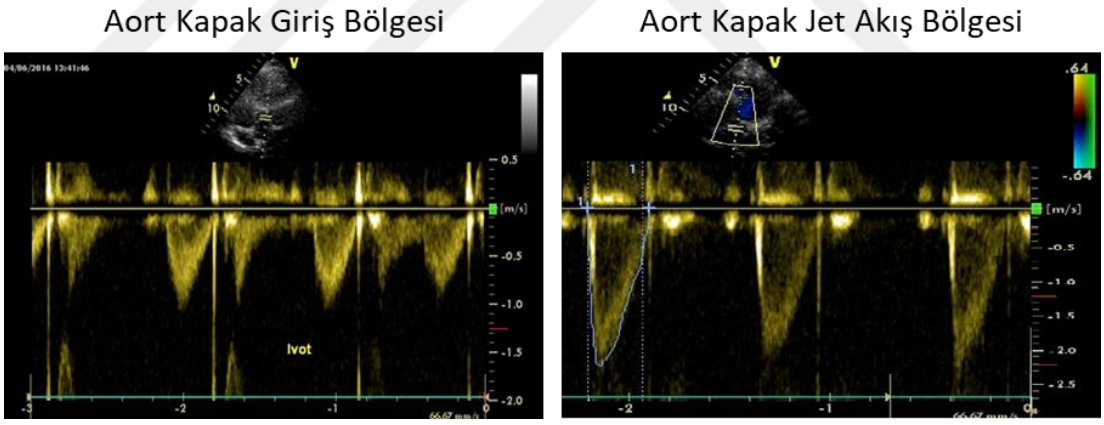
Sağlıklı aort kapak (hasta 1) modelini oluşturmak için kullanılan medikal görüntüler sağlıklı aort kapağa sahip bir bireyden elde edilmiştir. Hastaya ait enine kesit B-Mode ekokardiyografi görüntüleri Şekil 3.23' te gösterilmiştir. Bu kesit üzerinden kapak boyutları ölçülmüş, KSE geometrisi oluşturulmuştur. Kan akış bölgesi için 221440 ve aort kapak yapı bölgesi için 12143 altı yüzlü eleman kullanarak çözüm eleman yapısı oluşturulmuştur. Akış bölgesi için maksimum çarpıklık değeri 0,83, yapı bölgesi için

Sensitivity: Public

ise maksimum çarpıklık değeri 0,85 olarak sınırlandırılmıştır. Bir sonraki aşamada ise PW Doppler ölçüm sonuçları kullanılarak kapak giriş ve kapak boyunca olan kan akış hızları belirlenmiştir. Ölçülen hız değerleri Şekil 3.24' te gösterilmiştir. Bir önceki bölümde açıklanan ve bu çalışmada geliştirilen iteratif KSE metodolojisi kullanılarak hastaya özel KSE modeli oluşturulmuştur.



Şekil 3.23 : Sağlıklı kontrol model Eko görüntüleri, d1: sol karıncık giriş çapı, d2: sinüs çapı, d3: kapak çapı, d4: aort damar çapı.

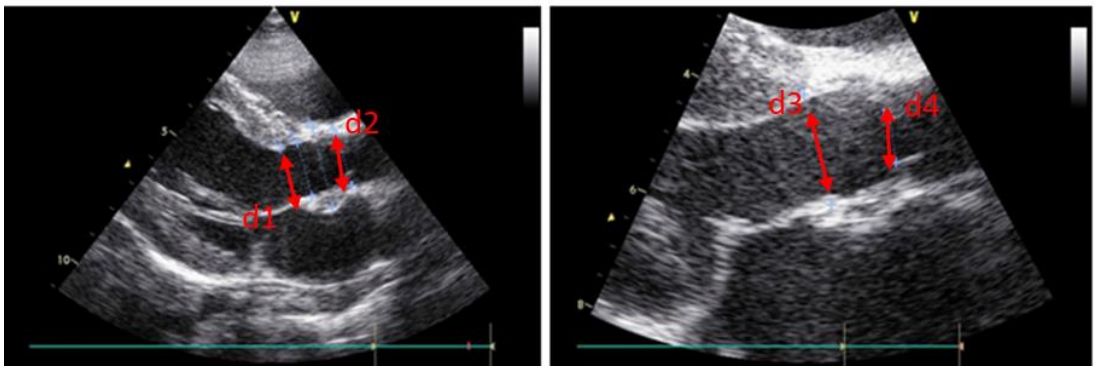


Şekil 3.24 : Sağlıklı kontrol modeli (hasta 1) Doppler ölçümleri.

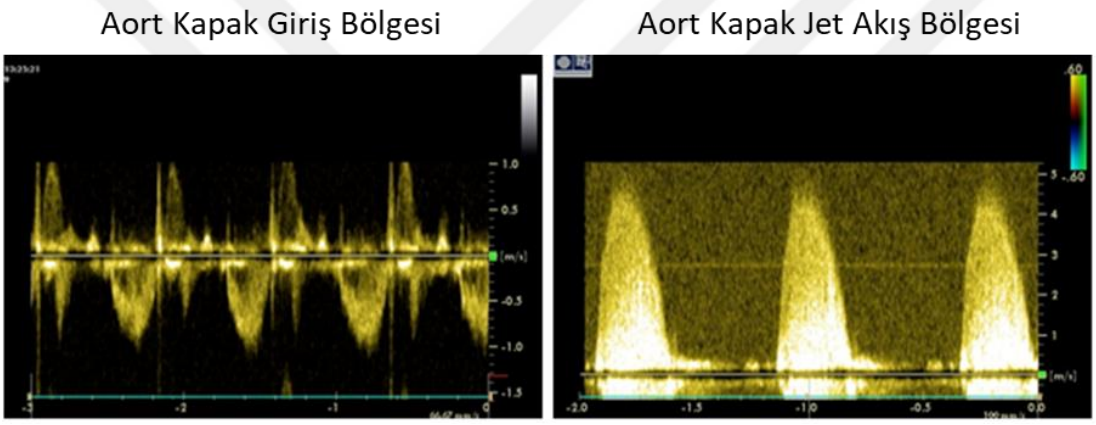
Kireçli aort kapak (hasta 2) modelini oluşturmak için kullanılan medikal görüntüler kireçli aort kapağa sahip bir bireyden elde edilmiştir. Hastaya ait B-Mode Eko enine kesit görüntüleri Şekil 3.25' te gösterilmiştir. Bu kesit üzerinden kapak boyutları ölçülmüş, KSE geometrisi oluşturulmuştur. Kan akış bölgesi için 223859 ve aort kapak yapı bölgesi için 14363 adet altı yüzlü eleman kullanarak çözüm ağ yapısı oluşturulmuştur. Akış bölgesi için maksimum çarpıklık değeri 0,85, katı bölgesi için ise maksimum çarpıklık değeri 0,83 olarak sınırlandırılmıştır. Bir sonraki aşamada ise

Sensitivity: Public

Doppler ölçüm sonuçları kullanarak kapak giriş ve kapak boyunca olan kan akışının hızları belirlenmiştir. Ölçülen hız değerleri Şekil 3.26' da gösterilmiştir.



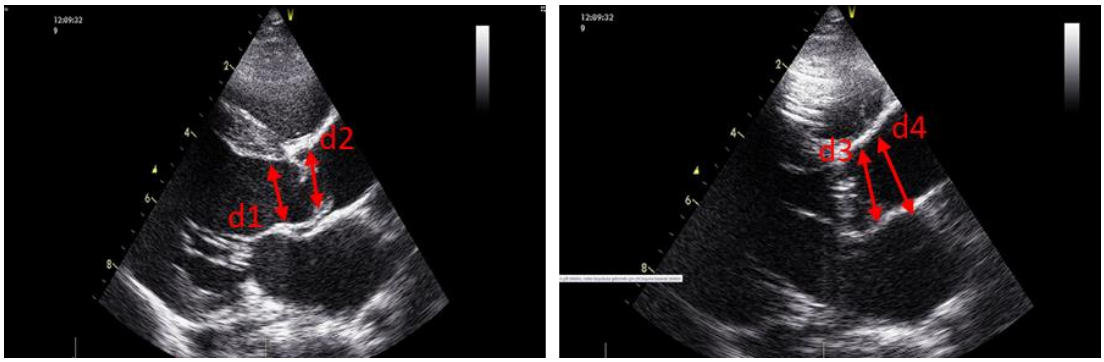
Şekil 3.25 : Kireçli model (hasta 2) Eko görüntüleri, d1: sol karıncık giriş çapı, d2: sinüs çapı, d3: kapak çapı, d4: aort damar çapı.



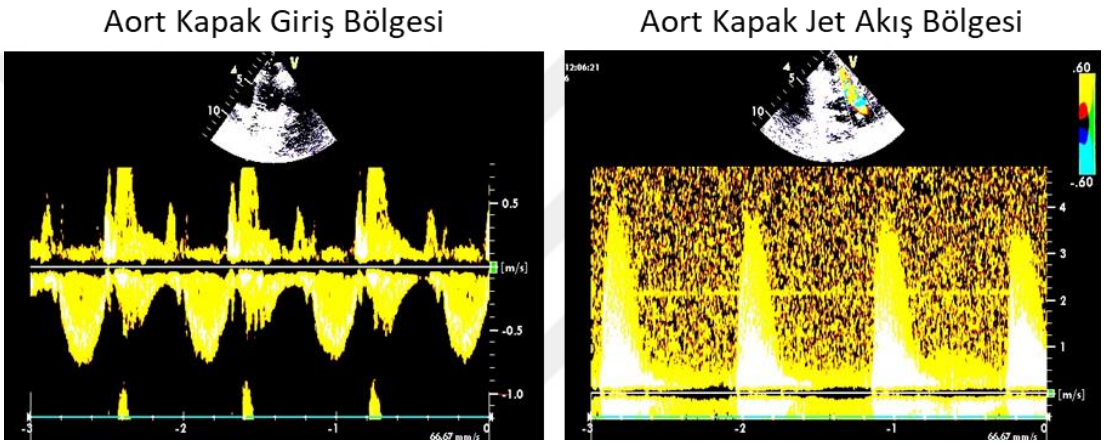
Şekil 3.26 : Kireçli aort kapak model (hasta 2) Doppler ölçümleri.

İki yapraklı aort kapak (hasta 3) modelini oluşturmak için kullanılan medikal görüntüler ise iki yapraklı aort kapağa sahip bir bireyden elde edilmiştir. Hastaya ait B-Mode Eko enine kesit görüntüleri Şekil 3.27' de gösterilmiştir. Bu kesit üzerinden kapak boyutları ölçülmüş, KSE geometrisi oluşturulmuştur. Kan akış bölgesi için 252381 ve aort kapak yapı bölgesi için 49916 adet altı yüzlü elemanlar kullanarak çözüm gözenek yapısı oluşturulmuştur. Akış bölgesi için maksimum çarpıklık değeri 0,81, yapı bölgesi için ise maksimum çarpıklık değeri 0,83 olarak sınırlandırılmıştır. Bir sonraki aşamada ise Doppler ölçüm sonuçları kullanarak kapak giriş ve kapak boyunca olan kan akışının hızları belirlenmiştir. Ölçülen hız değerleri Şekil 3.28' de gösterilmiştir.

Sensitivity: Public



Şekil 3.27 : İki yapraklı model (hasta 3) Eko görüntüleri, d1: sol karıncık giriş çapı, d2: sinüs çapı, d3: kapak çapı, d4: aort damar çapı.



Şekil 3.28 : İki yapraklı model (hasta 3) Doppler ölçümleri.

Her 3 simülasyon modelinin oluşturulmasında kullanılan geometrik boyutlar ve kan akış hız bilgileri Çizelge 3.3' te özetlenmiştir. Oluşturulan modellerde kan için 1060 kg/m^3 yoğunluğu tanımlanmıştır. Kanın dinamik viskozitesi 0.0037588 Pa.s olarak belirlenmiş ve kan Newton tipi akışkan olarak modellenmiştir. Aort kapak yapı alanının elastisite modülünü hesaplamak için, jet akış bölgesindeki ölçülen maksimum kan akış hız bilgisi kullanılmıştır. İterasyonlar gerçekleştirilerek her 3 model için farklı elastisite modülü değerleri kullanılarak, simülasyonlarda elde edilen maksimum jet akış hızı, ölçülen değerlerle kıyaslanmıştır. En yakın sonuç sağlayan elastisite modülü değerleri katı alanının elastisite modülü olarak kabul edilmiştir. Bu yöntem kullanılarak model 1 için 1 MPa, Model 2 için 15 MPa ve Model 3 için ise 5 MPa elastisite modülü değeri elde edilmiştir. Kapak malzemesi sıkıştırılamaz ve Poisson oranı 0,49 olarak kabul edilmiştir.

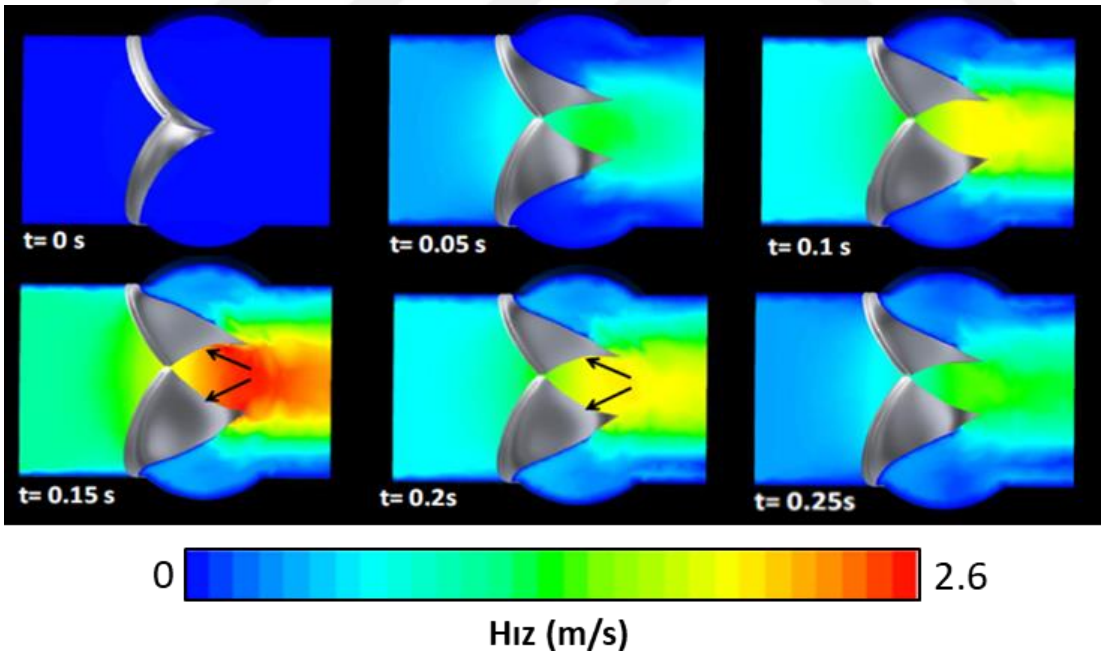
Sensitivity: Public

Çizelge 3.4 : Modellerin oluşturulmasında kullanılan boyutlar ve hız bilgileri.

Hasta	Aort Kapak Giriş Çapı (mm)	Aort Kapak Çapı (mm)	Sinüs Çapı (mm)	Aort Damarı Çapı (mm)	Maks. Giriş Hızı (m/s)	Maksimum Jet Hızı (m/s)	Sistolik Döngü (ms)
Hasta 1: Kontrol Modeli (Sağlıklı Aort Kapağı)	20	18	20	16	1,05	2,6	305
Hasta 2: Kireçli Model (Daralmış Aort Kapağı)	17	17	25	16	0,99	4,46	318
Hasta 3: Biküspid Modeli (İki Yapraklı Aort Kapağı)	14	15	17	15	0,77	3,76	333

3.2.4 Sağlıklı model (hasta 1) KSE analiz sonuçları

Analizler kardiyak döngünün sistol evresi olan, aort kapak açılma ve kapanma anı için gerçekleştirilmiştir. Bu evre sağlıklı aort Kapağa sahip olan hasta (Hasta 1) için yaklaşık 305 ms sürmektedir. Sağlıklı hasta için sistol evresinin farklı zaman aralıklarındaki hesaplanan hız konturları Şekil 3.29'da gösterilmiştir. Bu konturlar incelendiğinde, kapağın maksimum açılma anına denk gelen 0.15 saniyede, yüksek hız gradyanları oluştuğu görülmektedir. Yüksek hız gradyanları, kayma gerilme seviyesiyle orantılıdır. Bu sebepten maksimum hız anında, kapağın sol karıncık tarafındaki yüzeyi yüksek kayma gerilmelerine maruz kalmaktadır. Bu bölgeler şekilde oklarla gösterilmiştir.

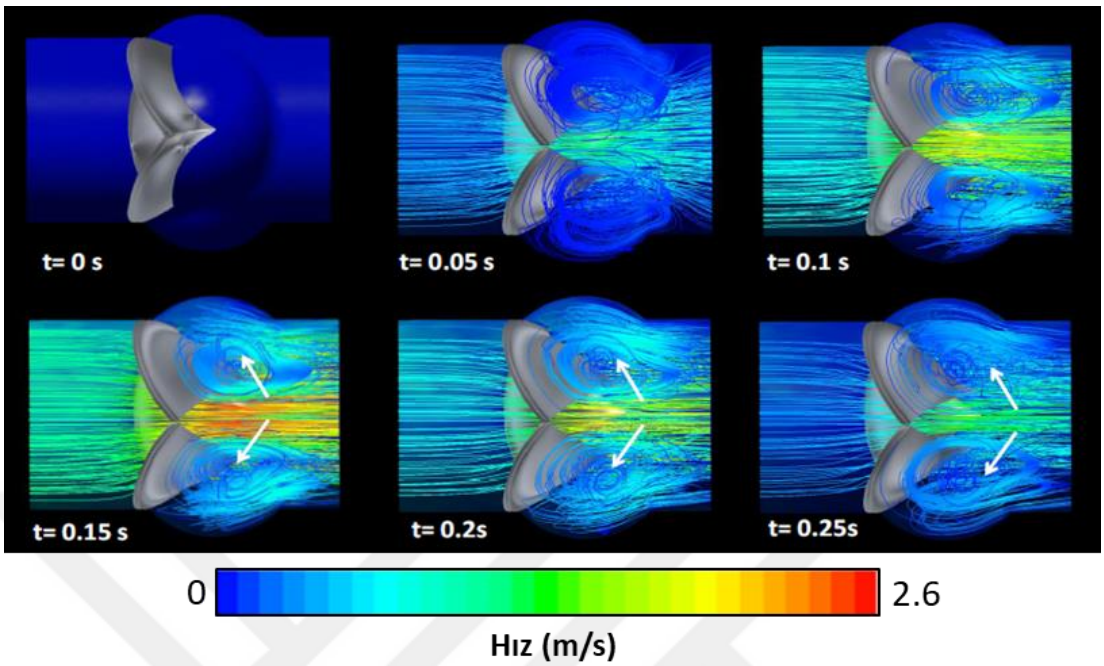


Şekil 3.29 : Sağlıklı model hız konturleri.

Şekil 3.30' da ise sistol fazının farklı zaman aralıklarında, sağlıklı aort kapak modeli için hesaplanan akım çizgileri gösterilmiştir. Akım çizgileri detaylı bir şekilde incelendiği takdirde 0,05 saniyeden itibaren, yaprakların arka kısmında dönel akış

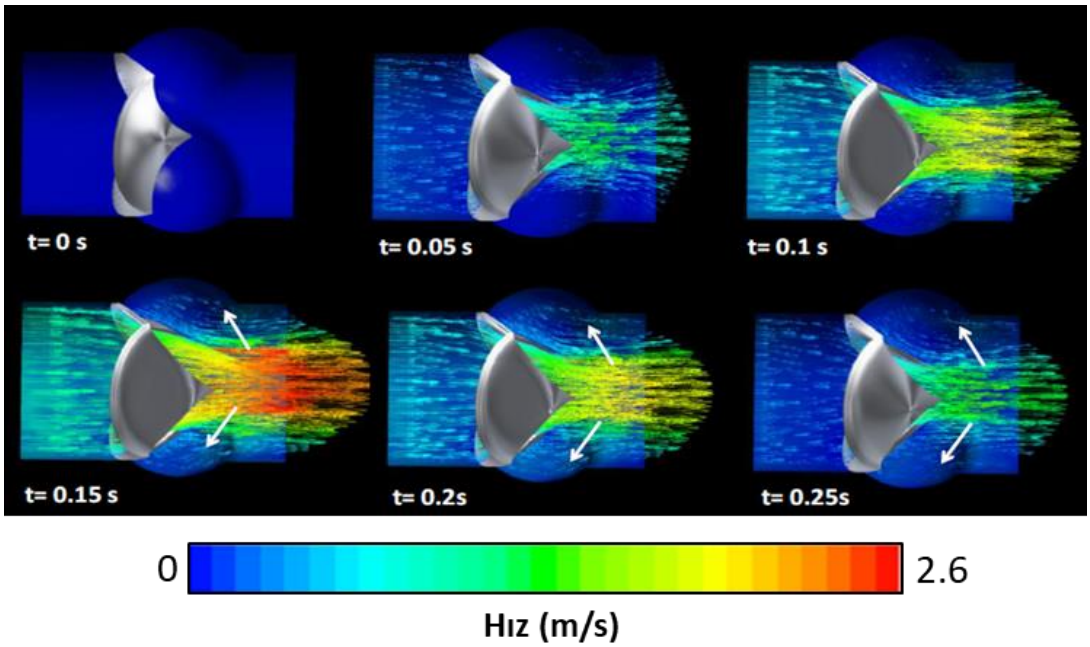
Sensitivity: Public

bölgelerinin oluştuğu görülmektedir. Oluşan girdaplar Şekil 3.30' da oklarla gösterilmiştir.



Şekil 3.30 : Sağlıklı model akım çizgileri.

Aort kapak yapraklarının kapanma evresinde, sinüslerde oluşan dönel akışları daha net incelemek için, farklı zaman aralıklarındaki hesaplanan hız vektörleri Şekil 3.31' de gösterilmiştir. Sinüs bölgelerinde oluşan girdaplar okla gösterilmiştir.



Şekil 3.31 : Sağlıklı model hız vektörleri.

Sensitivity: Public

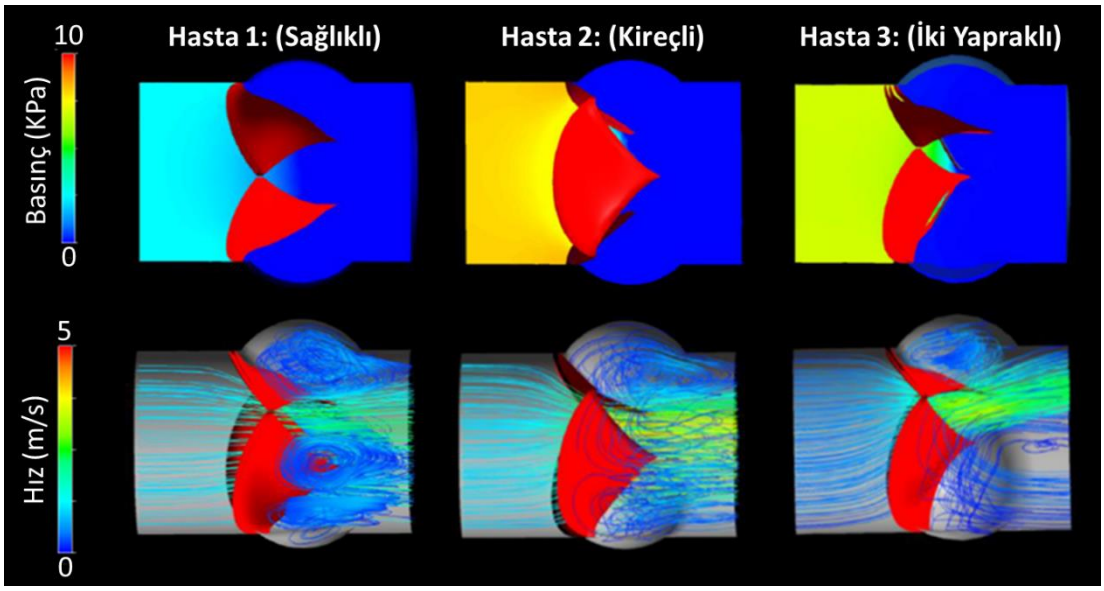
3.2.5 Sağlıklı, Kireçli ve Biküspid KSE sonuçlarının karşılaştırılması

Her 3 model için (sağlıklı, kireçli ve biküspid) maksimum hız anında, aort kapak boyunca oluşan basınç konturleri ve ayrıca hız akım çizgileri Şekil 3.32' de gösterilmiştir. Basınç konturleri incelendiğinde en büyük basınç farkının kireçli aort kapak modelinde oluştuğu görülmüştür. Ayrıca sağlıklı aort kapak modelinde ise diğer iki modele göre en düşük basınç farkının oluştuğu hesaplanmıştır. Sonuç olarak, aort kapağın yapı bölgesinde oluşan kireçlenme ve kapağın iki yapraklı olma durumunda, oluşan yüksek basınç farkları sebebiyle kalbin fonksiyonu bozulacaktır. Bu durumda kalp daha fazla zorlandığından hayati riskler oluşmaktadır.

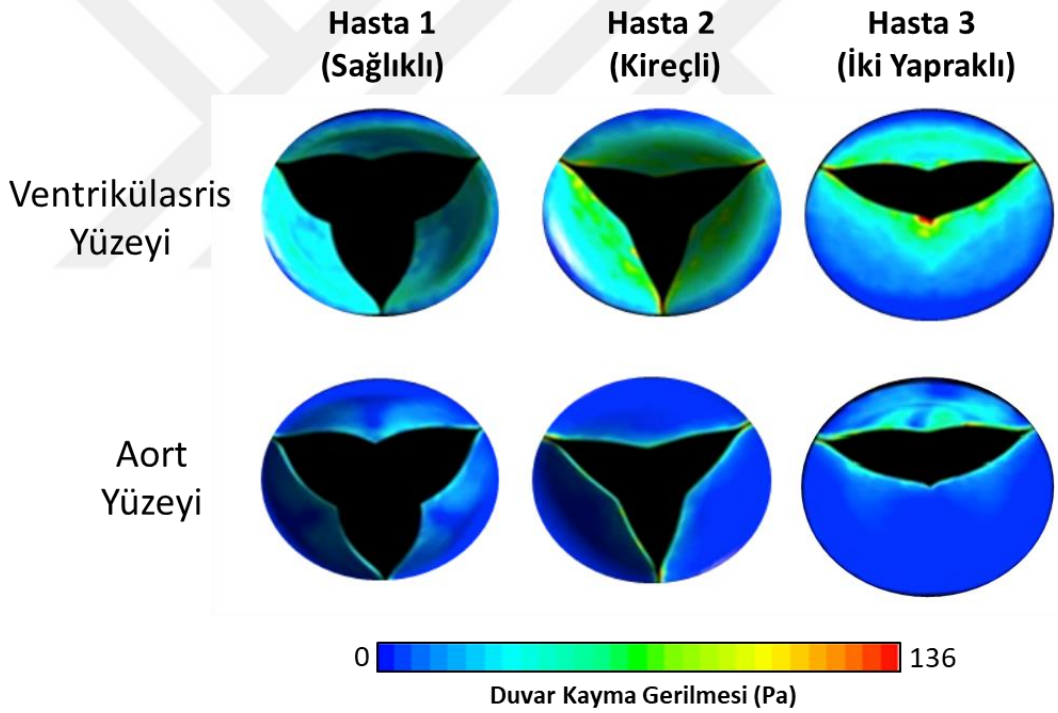
Öte yandan akım çizgileri detaylı bir şekilde incelendiğinde, sağlıklı aort kapağın sinüs bölgesinde güçlü ve düzenli girdapların oluştuğu görülmektedir. Bu girdapların kireçli ve biküspid aort kapak modellerinde büzüldüğü ve daha düzensiz olduğu görülmektedir. Girdap oluşumundaki bozulmanın aort kapağın verimli şekilde kapanmasına engel olduğu bilinmektedir [62]. Bu sebepten kireçli ve biküspid aort kapaklarında, yapraklarda kapanma davranışı bozulduğundan, tek yönlü akışın ve kalbin pompalama performansının etkileneceği öngörülmektedir.

Diğer bir incelemede ise, aort kapak yapraklarına etki eden kayma gerilmeleri her üç model için hesaplanmıştır. Yaprak yapısı iki ana yüzeyden oluşmaktadır. Sol karıncık tarafında kalan yüzey ventrikülaris yüzeyi olarak adlandırılır. Aort damar tarafında kalan yaprak yüzeyi ise aort yüzeyi olarak adlandırılmıştır. Bu yüzeylere etki eden kayma gerilmesi konturları Şekil 3.33' te gösterilmiştir. Şekillerde görüldüğü gibi kireçli ve biküspid modellerde kayma gerilmesi seviyeleri, sağlıklı modele göre daha yüksektir. Bu durum kireçlenmenin ilerlemesine yol açabilmektedir.

Sensitivity: Public



Şekil 3.32 : Üç boyutlu sağlıklı, kireçli ve iki yapraklı aort kapak modelleri basınç konturları ve hız akım çizgileri.



Şekil 3.33 : Üç boyutlu sağlıklı, kireçli ve iki yapraklı aort kapak modelleri duvar kayma gerilmesi konturleri.

3.2.6 KSE simülasyon modelinin doğrulanması

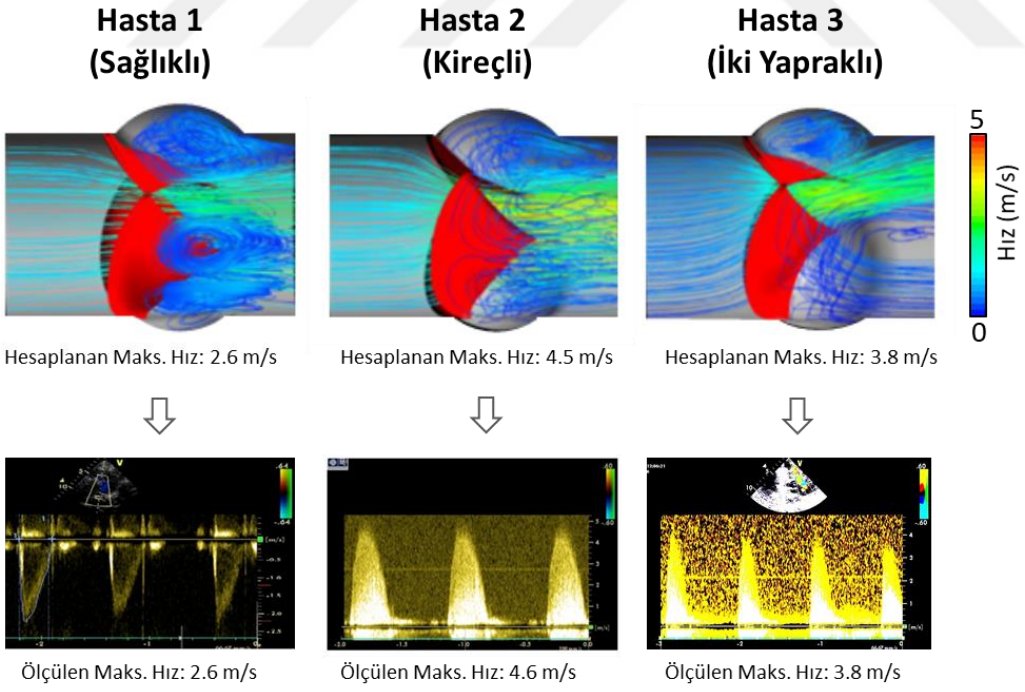
Oluşturulmuş 3 boyutlu KSE modellerinin hassasiyetini incelemek ve doğrulamasını gerçekleştirmek için iki farklı çalışma yapılmıştır. İlk aşamada her 3 hastadan elde edilmiş olan tıbbi görüntüler, simülasyon sonuçlarıyla görsel olarak kıyaslanmıştır. Bir

Sensitivity: Public

sonraki aşamada ise modellerin daha hassas ve nicel doğrulanması için anjiyografi işleminden elde edilen basınç profilleri kullanılmıştır.

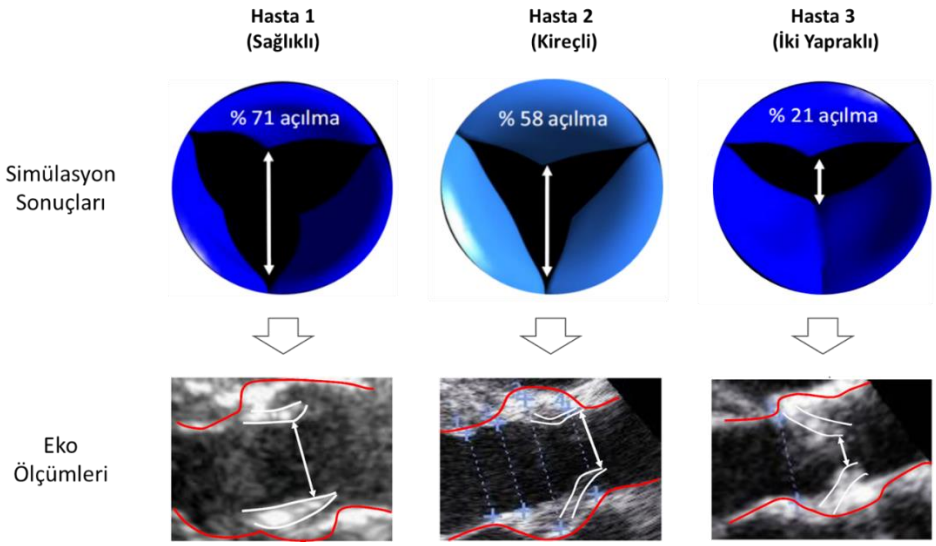
İlk olarak Doppler hız ölçümü ile elde edilmiş olan farklı noktalardaki kan akışının hız bilgileri simülasyon sonuçlarıyla karşılaştırılmıştır. Sistol fazı evresinde sol karıncığın kasılmasıyla beraber aort kapak düzleminde, oluşan jet akışının zamana bağlı hız profili her 3 hasta için Şekil 3.34' te gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi KSE simülasyonlarında her model için jet akış bölgesinde hesaplanan maksimum kan akışı hızı, Doppler yöntemiyle ölçülen maksimum kan akış hızlarıyla uyum içindedir.

Diğer bir incelemede ise B-Mode ekokardiyografi yöntemi ile elde edilen iki boyutlu grafikler kullanılarak, aort kapağın farklı evrelerdeki açılma oranları, KSE simülasyonlarında hesaplanan açılma oranları ile karşılaştırılmıştır. Bu karşılaştırma için kullanılan Eko görüntüleri ve simülasyon sonuçlarından hesaplanmış deforme edilmiş aort kapak geometrisinin şekilleri kullanılmıştır. Şekil 3.35' te her 3 model için aort kapağın maksimum kan akış hızı anındaki açılma oranları kıyaslanmıştır. Tıbbi görüntülerin düşük hassasiyeti sebebiyle, bu yöntemde simülasyon ve test sonuçlarının sadece görsel olarak kıyaslanması mümkün olmaktadır.



Şekil 3.34 : Üç boyutlu aort kapak kan akış hızlarının gerçek sonuçlarla karşılaştırılması.

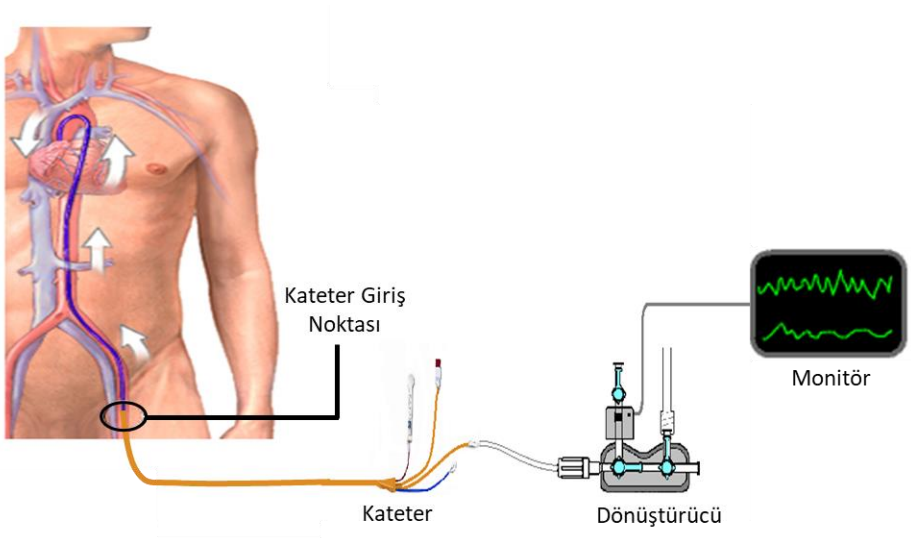
Sensitivity: Public



Şekil 3.35 : Üç boyutlu aort kapak şekil değiştirmelerinin gerçek sonuçlarla karşılaştırılması.

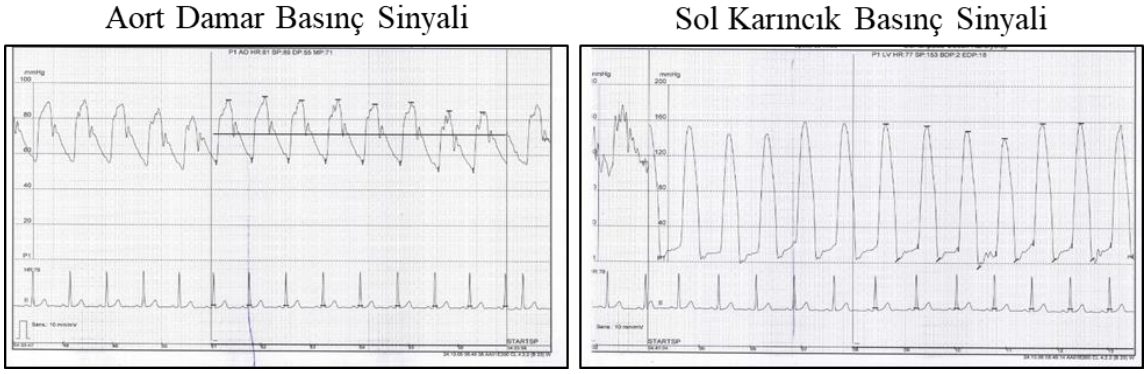
Bir sonraki çalışmada ise KSE modellerinin hassas ve nicel olarak doğrulanması için aort kapak boyunca simülasyonlarda elde edilen basınç değerleri, gerçek test sonuçlarıyla kıyaslanmıştır. Hastalarda damarlar içindeki basınç, kateter anjiyografi yöntemi ile hassas ve zamana bağlı olarak ölçülebilmektedir. Bu yöntemde, vücuttaki damarlara ince tüplerle giriş yapılıp ve bu sayede damarlardaki akış parametreleri hassas bir şekilde ölçülebilmektedir. Bu yöntemde kasıktan, el bileğinden veya kol bölgesinden atardamarlarda giriş yapılabilir. Bu işlem sırasında ince bir telle damardaki darlık üzerinden basınç seviyeleri ölçülmektedir. Damar içindeki kan akışından meydana gelen basınç salınımları, kateterde bulunan sıvı sayesinde dönüştürücü cihaza aktarılmaktadır. Dönüştürücü bu basınç salınımlarını, elektrik sinyallerine dönüştürür. Dönüştürücüye bağlı olan monitör sayesinde basınç sinyalleri okunup kaydedilmektedir [63]. Kateter anjiyografi uygulaması, Şekil 3.36' da gösterilmiştir.

Sensitivity: Public



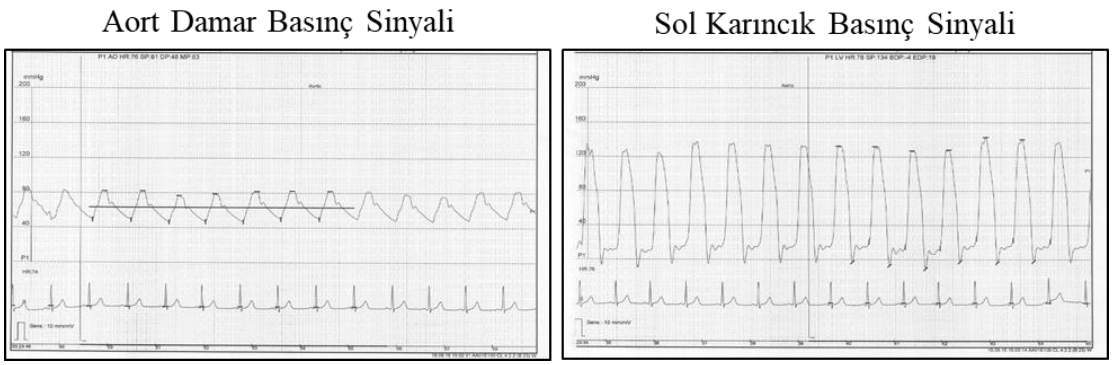
Şekil 3.36 : Kateter anjiyografi basınç ölçüm yöntemi.

Hasta 2 (kireçli aort kapağı) ve hasta 3 (iki yapraklı aort kapağı) KSE modellerinim doğrulaması için İstanbul Üniversitesi, Cerrahpaşa Fakültesi'nde gerçekleştirilen kateter Anjiyo işlemi ölçüm sonuçları kullanılmıştır. Hasta 1 (sağlıklı aort kapağı) için herhangi bir sağlık problemi belirtisi bulunmaması sebebiyle etik kuralları gereği anjiyo işlemi yapılamamıştır. Ölçümler için önce kateterle kasık bölgesindeki atardamardan giriş yapılarak, aort kapak bölgesine ilerlenmiştir. İlk olarak aort damarı bölgesinde basınç sinyalleri ölçülmüştür. Bir sonraki aşamada ise, aort kapağından kalp içine girerek, sol karıncık bölgesindeki basınç sinyalleri ölçülmüştür. Zamana bağlı ölçülen bu sinyaller kullanarak, her iki bölgedeki zamana bağlı basınç profilleri hesaplanmıştır. Aort damarı tarafındaki basınçtan sol karıncık bölgesindeki basınç çıkarıldığı taktirde aort kapağı etrafında oluşan basınç farkı hesaplanabilmektedir. Şekil 3.37' de Hasta 2 ve Şekil 3.38'de ise Hasta 3 için anjiyo işleminden elde edilen basınç sinyalleri gösterilmiştir.



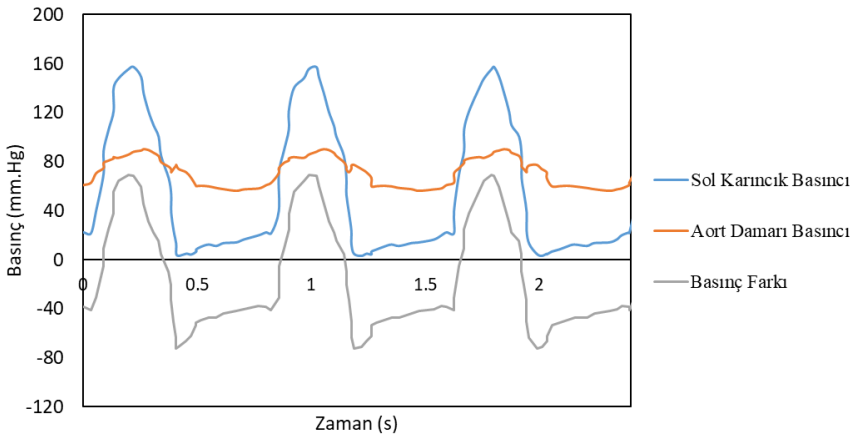
Şekil 3.37 : Kireçli aort kapak hastası anjiyo sonuçları.

Sensitivity: Public



Şekil 3.38 : Biküspid aort kapak hastası anjiyo sonuçları

Anjiyo monitöründen elde edilen basınç profillerinden, aort kapak etrafındaki basınç bilgileri elde edilmiştir. Kireçli aort kapak modeli (hasta 2) için bu basınç değerleri Şekil 3.39' da gösterilmiştir. Bu grafikte sol karıncık basıncından aort damarı basıncı çıkartılarak basınç farkı elde edilmiştir.

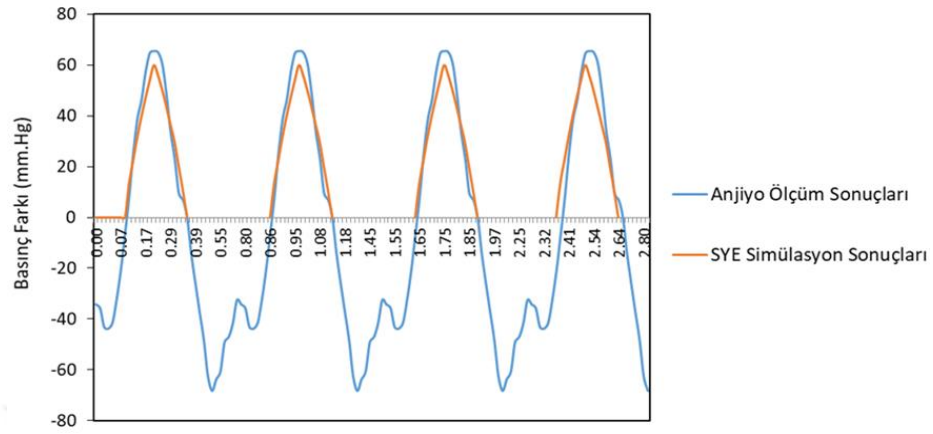


Şekil 3.39 : Kireçli aort kapak hastası için ölçülen basınç değerleri.

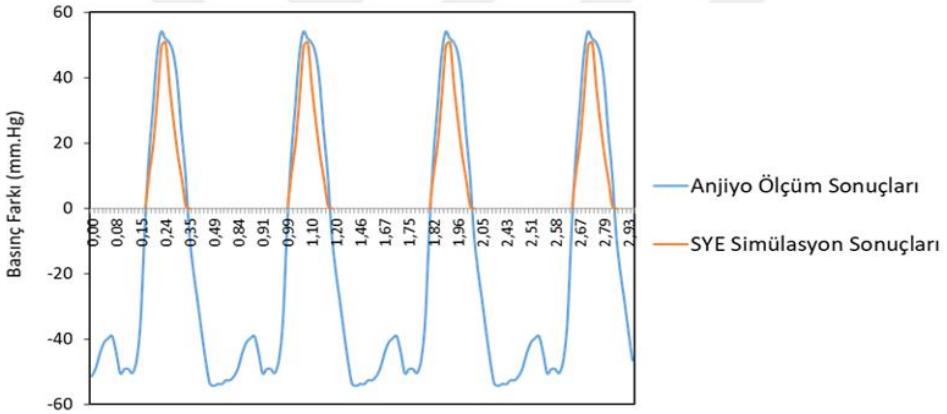
KSE modellerin hassasiyetini incelemek için her iki hasta için 4 döngü boyunca aort kapak boyunca meydana gelen basınç farkı hesaplanmıştır. Kireçli aort kapak (hasta 2) nümerik KSE modelinden hesaplanan basınç profilleri, anjiyo yöntemi ile elde edilen deneysel ölçümlerle Şekil 3.40' ta kıyaslanmıştır. Biküspid (iki yapraklı) aort kapak (hasta 3) için ise, simülasyon sonuçları ve anjiyo ölçümleri Şekil 3.41'de kıyaslanmıştır. Şekillerde görüldüğü gibi kalp sistol evresi için yapılan KSE sonuçları gerçek deney ölçümleriyle uyum içindedir. Bu şekilde KSE analizleri için kullanılan metodolojinin sonuçları sayısal olarak da doğrulanmıştır. Bu yöntem, insan vücudunda invazif müdahaleye gerek duymadan, aort kapak dinamiği ve kan akış bölgesindeki detaylar yüksek hassasiyetle inceleyebilme kabiliyeti sağlamaktadır. Bu şekilde, çeşitli aort kapak yapısal kusurları ve bu kusurların kalp performansı üzerinde yarattığı negatif etkiler hassas bir şekilde incelenip, tedavi için kullanılacak olan yöntem daha

Sensitivity: Public

doğru ve risksiz seçilebilir. Tezin bir sonraki bölümünde KSE yöntemi kullanılarak, kapak malzeme yapısının doğrusal olmayan özellikleri ve bu özelliklerin kapak dinamiği üzerindeki etkisi detaylı bir şekilde incelenecektir.



Şekil 3.40 : Kireçli aort kapak hastası, KSE ve deneysel anjiyo ölçüm sonuçlarının kıyaslanması.



Şekil 3.41 : Biküspid aort kapak hastası, KSE ve deneysel anjiyo ölçüm sonuçlarının kıyaslanması.

Sensitivity: Public

4. AORT KAPAK MALZEMESİNİN DOĞRUSAL OLMAYAN ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ

Tezin önceki bölümlerinde kurulan sayısal modellerde aort kapak malzemesi doğrusal elastik malzeme olarak tanımlanmıştır. Ancak doğal kalp dokusu doğrusal mekanik özellikleri olmayan, farklı katmanlardan oluşan bir malzemedir. Tezin birinci bölümünde kapak yapısı ve farklı katmanları detaylı bir şekilde incelenmiştir. Tezin bu bölümünde ise aort kapak mekanik özelliklerine uygun doğrusal olmayan malzeme modelleri geliştirilmiştir. Bu doğrusal olmayan malzeme modelleri kullanılarak KSE analizleri yapılmıştır. Kapak dinamiği ve kan akışı bu modeller kullanılarak detaylı bir şekilde incelenmiştir.

4.1 Aort Katmanlarının Kapak Dinamiği Üzerindeki Etkisi

Aort kapağın dinamik kan akış yükleri altındaki gösterdiği tepki, kapağın farklı katmanlarının mekanik özellikleriyle bağlantılıdır. Bu katmanların mekanik özellikleri diğer canlı yumuşak dokularda olduğu gibi doğrusal değildir. Kapak ve diğer canlı dokuların davranışının doğru bir şekilde modellenmesi, kullanılan malzeme modelinin gerçeğe yakın olmasına ve hassasiyetine bağlıdır.

Aort kapak malzeme karakterizasyönü için farklı malzeme çekme deneyleri yapılmalıdır. Bu deneyler kauçuk gibi doğrusal olmayan kimyasal veya organik malzemelerin karakterizasyönü için kullanılan testlerle benzerdir. Tek eksenli çekme (Uniaxial Tension Test) ve çift eksenli çekme testleri (Biaxial Tension Test) araştırmacılar tarafından biyolojik dokuların karakterizasyönü için kullanılan en uygun çekme deneyleri olarak bilinmektedir. Bu çekme deneylerinde önce kapak malzemesinden deney türüne uygun numuneler hazırlanır. Numune, çekme test cihazın çenelerine bağlanır ve çeneler çekilerek yük sensörlerindeki kuvvetler ölçülür. Bu şekilde aort kapak malzemesi için gerilme-şekil değiştirme grafikleri hesaplanır. Ayrıca, daha önce bahsedildiği gibi aort kapak izotropik bir malzeme değildir ve bu sebepten kapağın mekanik özellikleri yöne bağlı değişmektedir. Bu durumu çekme deneylerinde karakterize etmek için deneyler farklı yönlerde tekrarlanmalıdır.

Sensitivity: Public

Literatürde aort kapak malzemesi karakterizasyönü için farklı çalışmalar yapılmıştır. Literatürde yer alan öncül bir çalışmada [71], kapak malzemesi için doğrusal olmayan bir malzeme modeli geliştirilip, doğrusal malzemeye sahip aort kapak ile karşılaştırmalar yapılmıştır. Kapağın üç boyutlu modeli üzerine sabit basınç uygulanıp iki farklı modelin gösterdiği dinamik davranış incelenmiştir. Çalışma sonucunda doğrusal olmayan modelin daha yüksek ve komplike şekil değiştirmelere uğradığı hesaplanmıştır. Bu çalışmada, her iki malzeme modeli de izotropik olarak varsayılmıştır ve öte yandan kapağın kan akışı ile olan etkileşimi ihmal edilmiştir. Farklı diğer bir çalışmada [72], kapağın doğrusal modeli için farklı elastisite modülü değerleri kullanılmıştır. Ayrıca çekme testi sonuçları kullanılarak malzemenin doğrusal olmayan modeli kurulmuştur. Zamana bağlı olarak kapağın üzerine basınç uygulanarak aort yapısının dinamik davranışı modellenmiştir. Bu modellerin sonuçları gerçek test sonuçları ile görsel olarak kıyaslanmıştır. Sonuçlara göre 2 MPa elastisite modülüne sahip malzeme modeli ve ayrıca doğrusal olmayan model gerçeğe en yakın sonuç verdiği hesaplanmıştır. Doğrusal olmayan malzemede şekil değiştirme mertebeleri daha uniform olduğu için gerilme değerleri daha düşük hesaplanmıştır. Bu modelde de kapak malzemesinin izotropik olduğu varsayılmıştır.

Kapağın radyal ve çevresel yöndeki anizotropik özellikleri diğer bir çalışmada [73] incelemiştir. Bu çalışmada izotropik, çevresel ortotropik ve radyal ortotropik olmak üzere 3 farklı model kurulmuştur. Modeller zamana bağlı olarak kapağa basınç uygulanarak yapısal olarak çözülmüştür. Çalışma sonuçlarına göre kapak malzemesinin ortotropik özellikleri kapağın dinamik yükler altında davranışını ve gerilme seviyelerini büyük ölçüde etkilediği gözlenmiştir. Bu çalışmalar kapak malzemesinin yöne bağlı doğrusal olmayan özelliklerinin, kapak dinamik davranışı üzerinde olan baskın etkisini göstermektedir. Tez çalışması kapsamında aort kapak malzemesinin doğrusal olmayan özelliklerinin kapak dinamiği üzerindeki etkisini incelemek için 3 farklı malzeme modeli kullanarak 3 KSE kontrol modeli oluşturulmuştur.

4.2 Kurulan Farklı Aort Kapak Malzeme Modelleri

Detaylı KSE incelemeleri için kurulacak olan kontrol malzeme modelleri;

1. Doğrusal malzeme modeline sahip aort kapak KSE modeli (DMM)

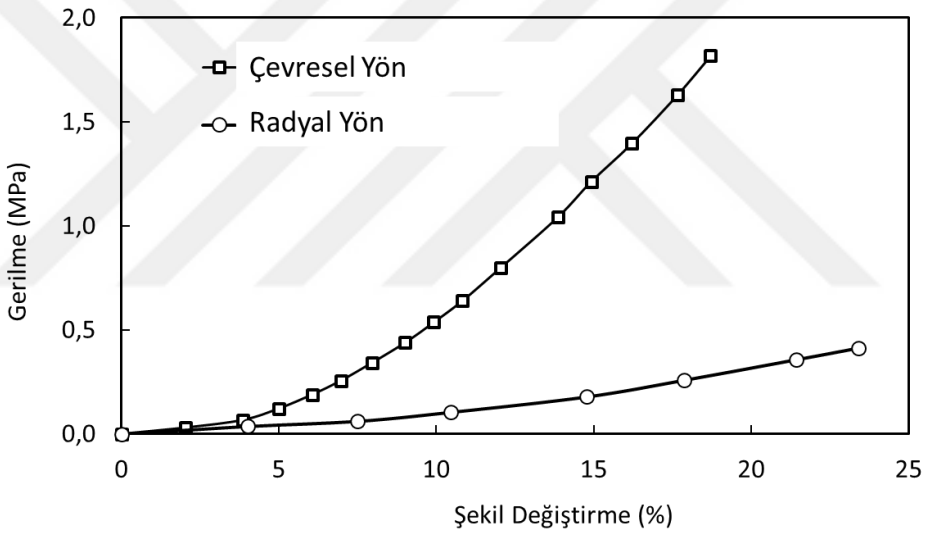
Sensitivity: Public

2. Hiperelastik malzeme modeline sahip aort kapak KSE modeli (HMM)

3. Anizotropik malzeme modeline sahip aort kapak KSE modeli (AMM)

şeklinde belirlenmiştir.

Daha önce belirtildiği gibi aort kapak malzemesinin doğrusal olmayan malzeme modelini oluşturmak için malzemenin gerilme- birim şekil değiştirme eğrilerine ihtiyaç duyulmaktadır. Bu tez çalışmasında malzeme modellerinin oluşturulması için, geçmiş bir çalışmada [74] ölçülen çekme test sonuçları kullanılmıştır. Bu eğrileri elde etmek için 20 ile 50 yaş aralığında olan gerçek insan aort kapaklarından, 3 mm × 20 mm boyutlarında çekme numuneleri hazırlanmıştır. Numuneler tek eksenli çekme test cihazı kullanılarak, çevresel ve radyal olmak üzere iki farklı yönde karakterize edilmiştir. Bu eğriler Şekil 4.1 'de gösterilmiştir.



Şekil 4.1 : Aort kapak çekme testi sonuçları. [74]

4.3 Doğrusal Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (DMM)

DMM simülasyon modeli için, kolajen fiberlerin oryantasyonundan kaynaklanan anizotropik özellikleri ihmal edilmiştir. Böylece malzemenin mekanik özelliklerinin aort kapak farklı yönleri için değişmediği varsayılmıştır. Bununla beraber gerilme ve şekil değiştirme arasında doğrusal bir ilişki tanımlanmıştır. Daha önce belirtildiği gibi, DMM simülasyon modelinde kullanılan malzemenin bünye denklemi, Hooke kanunu kullanılarak tanımlanmaktadır. Bu malzeme modeli ve Hooke kanunu tezin ikinci bölümünde detaylı incelenmiştir.

Sensitivity: Public

Aort kapak yapısında bir kardiyak döngü boyunca oluşan ortalama şekil değiştirmeler yaklaşık %10 mertebesindedir. Bu sebepten bu tez çalışmasında DMM malzeme modeli için elastisite modülü radyal yöndeki gerilme-şekil değiştirme eğrisinin (Şekil 4.4) %10 şekil değiştirme seviyesindeki sekant modülüsü kullanılmıştır. Bu değer 1 MPa olarak hesaplanmaktadır. Öte yandan kapak yapısı sıkıştırılamaz malzeme olduğundan Poisson oranı 0,499 olarak tanımlanmıştır. Özet olarak, DMM modeli aort kapak yapısının kolajen fiberler olmayan ve öte yandan gerilme ve şekil değiştirme arasında doğrusal bir bağıntı olan en basit ve sadeleştirilmiş halini temsil etmektedir.

4.4 Hiperelastik Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (HMM)

HMM malzeme modeli için aort kapak modelinin yönden bağımsız olarak doğrusal olmayan hiperelastik malzeme modeli oluşturulmuştur. Şekil 4.1'de görüldüğü gibi aort kapak malzemesi için her iki yönde gerilme-şekil değiştirme eğrileri doğrusal olmadığından, Hooke kanunu geçerli değildir. İkinci bölümde bahsedilen hiperelastik malzeme modellerinin kullanılması için bu modellerin şekil değiştirme enerji fonksiyonunda bulunan malzeme katsayılarının doğru bir şekilde hesaplanması gerekmektedir. Eğri uydurma tekniği kullanarak bu malzeme katsayıları hesaplanabilir. Bu yöntemde, gerilmelerin hesaplanması için kullanılan fonksiyonunn malzeme sabitlerinin, deney sonuçlarından hesaplanan gerilmeye en yakın çıkacak şekilde hesaplanması hedeflenir. Bu işlem ifade (4.1)'de gösterilmiştir. Bu işlem regresyon analiz yöntemi kullanılarak yapılmaktadır. Regresyon yönteminden elde edilen parametreler ideal durumda, malzeme modelinin test sonuçlarıyla birebir uyuşmasını sağlayabilmesi gerektirmektedir.

$$\sigma\,(\lambda, \text{Parametreler}) = \sigma_M(\lambda) \tag{4.1}$$

Daha önce bahsedildiği gibi kullanılan hiperelastik yaklaşım yöntemine göre, malzemedeki oluşan gerilme invaryantlar ve farklı malzeme sabitleri kullanarak hesaplanabilmektedir. Genel olarak her hiperelastik malzeme yaklaşımı (4.2)' de gösterildiği gibi ifade edilebilir.

$$\sigma = f\,(\lambda, C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02}, C_{11}) \tag{4.2}$$

Bu denklemde C_{ij} parametreleri malzeme sabitleri olarak tanımlanmaktadır ve regresyon yöntemi ile elde edilmektedir. Test sonuçlarından elde edilen gerilme-şekil

Sensitivity: Public

değiştirme örnek sayısı, bilinmeyen malzeme sabitinden fazla olduğu zaman üst belirlenmiş doğrusal denklemlerin oluşmasına sebep olmaktadır. Üst belirlenmiş denklemlerin çözümü klasik yöntemlerle mümkün değildir. Ancak regresyon yöntemi kullanılarak üst belirlenmiş doğrusal denklemlerin çözülmesi sağlanabilmektedir. Bu yöntemde, önce bilinmeyen malzeme sabitleri için başlangıç değerler belirlenir. Bir sonraki aşamada farklı şekil değiştirme değerlerinde, modelden hesaplanan gerilmeler ve deney sonuçlarından hesaplanan gerilmeler kıyaslanıp, aralarındaki fark hesaplanır. Son olarak en küçük kareler yöntemi kullanarak hatayı minimize edecek olan yeni malzeme sabitleri hesaplanır. Oluşan hata, ifade (4.3)'deki denklem kullanarak elde edilir.

$$e_{kk} = \sum_{n=1}^{N}((\sigma_M(\lambda_n) - \sigma(\lambda_n, C_{10}, C_{20}, C_{01}, C_{02}, C_{11}))^2 \quad (4.3)$$

Bu denklemde;

e_{kk}: En küçük kareler hatası

N: Ölçümlerden elde edilen örnek sayısı

λ_n: Ölçülen asal uzama oranları

$\sigma_M(\lambda_n)$: Ölçümlerden hesaplanan gerilmeler (λn şekil değiştirme için)

ve

$\sigma(\lambda_n, C_{10}, C_{20}, C_{01}, C_{02}, C_{11})$: Model kullanılarak hesaplanan gerilme değeri olarak tanımlanır.

Bu tez çalışmasında, ANSYS Curve Fit (Ansys® Academic Research, Release 18.1) yazılımı kullanılarak, şekil 4.4' de gösterilen radyal yöndeki gerilme-şekil değiştirme eğrisi girdi olarak kullanılıp, Neo-Hookean, Mooney-Rivlin ve Ogden hiperelastik modelleri için malzeme sabitleri hesaplanmıştır. Hesaplanan hiperelastik malzeme katsayıları Çizelge 4.1' de gösterilmiştir. Ayrıca, her bir malzeme için uydurulan eğri ve test verisi Şekil 4.2' de gösterilmiştir.

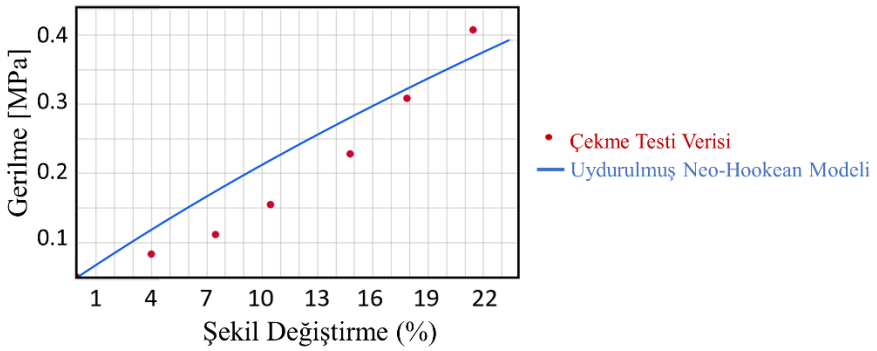
Çizelge 4.1 : Farklı malzeme modelleri için hesaplanan malzeme katsayıları.

Malzeme Modeli	μ (Pa)	C_{10} (Pa)	C_{01} (Pa)	C_{11} (Pa)	μ_1 (Pa)	A_1 (Pa)
Neo-Hookean	3,8486E+05	-	-	-	-	-
Mooney_Rivlin	-	-2,2981E+05	3,7578E+05	1,2227E+06	-	-
Ogden	-	-	-	-	3,9736E+04	1,2402E+01

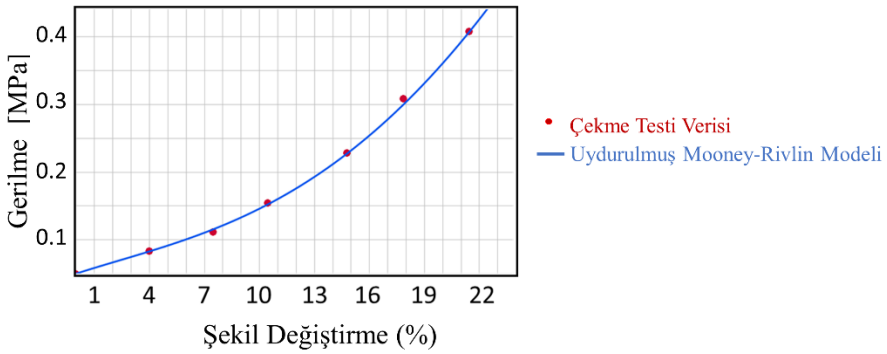
Sensitivity: Public

Uydurulan Ogden malzeme modeli test sonuçları ile benzer sonuçlar sağladığı ve KSE simülasyonlarda daha stabil yakınsama performansı gösterdiği için HMM malzeme modeli KSE analizlerinde bu hiperelastik malzeme modeli kullanılmıştır.

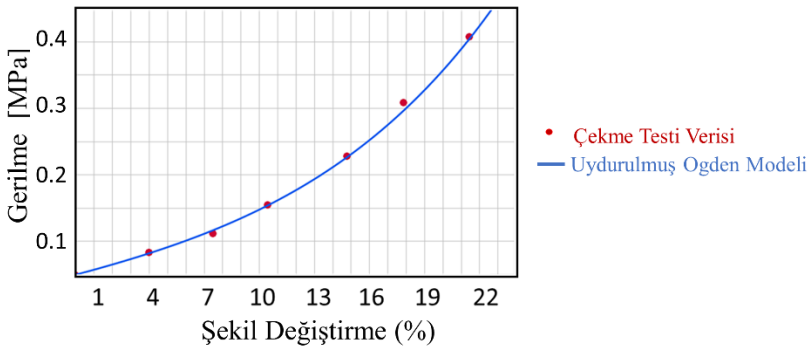
(a)



(b)



(c)



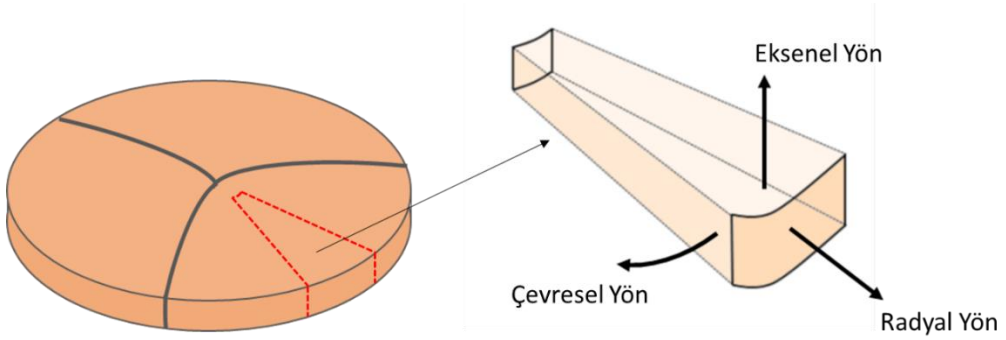
Şekil 4.2 : Çekme test verisinin uydurulmuş olan hiperelastik malzeme modelleri ile kıyaslanması.

4.5 Anizotropik Malzeme Modeline Sahip Aort Kapak KSE Modeli (AMM)

Aort kapak yapısının anizotropik malzeme özelliği, enine izotropik malzeme modeli kullanılarak AMM malzeme modeline entegre edilmiştir. Kolajen fiberlerin aort kapak yapısının çevresel yöndeki oryantasyonundan dolayı, aort kapağı bu yönde radyal yöne göre daha rijittir. Ancak, malzeme özellikleri radyal ve eksenel yönde birbirine eşittir.

Sensitivity: Public

Aort kapak anizotropik malzeme tanımlanması için kullanılan yönler Şekil 4.3' te gösterilmiştir.



Şekil 4.3 : Aort kapak malzeme yönleri.

AMM modelini oluşturmak için Şekil 4.1'deki radyal ve çevresel yöndeki gerilme-şekil değiştirme eğrileri kullanılmıştır. Anizotropik malzemeler için genelleştirilmiş Hooke yasası kullanılmaktadır. Bu yasaya göre gerilme ve şekil değiştirme arasındaki ilişki

$$\sigma_{ij} = E_{ijkl}\, \varepsilon_{kl} \tag{4.4}$$

şeklindedir**.**

Bu denklemde $\mathbf{E_{ijkl}}$: 4. derece elastisite tensörü olarak tanımlanmaktadır.

Elastisite tensörü bütün malzemeler için 81 bileşenden oluşmaktadır. Ancak gerilme, şekil değiştirme ve elastisite tensörünün simetri özelliğinden ötürü, E_{ijkl} tensöründeki birbirinden bağımsız parametre sayısı 21' e düşmektedir. Öte yandan, ortotropik malzemelerde birbirine dik 3 simetri düzlemi olduğundan, bağımsız elastik sabit sayısı 9'a indirilebilir. Ortotropik bir malzeme için esneklik matrisi (4.5)' de gösterilmiştir.

$$\mathbf{E^{-1}} = \begin{bmatrix} \frac{1}{E_1} & -\frac{\nu_{21}}{E_2} & -\frac{\nu_{31}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{12}}{E_1} & \frac{1}{E_2} & -\frac{\nu_{32}}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ -\frac{\nu_{13}}{E_1} & -\frac{\nu_{23}}{E_2} & \frac{1}{E_3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{23}} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{13}} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1}{G_{12}} \end{bmatrix} \tag{4.5}$$

Sensitivity: Public

Bu matriste çevresel, eksenel ve radyal yönler sırasıyla 1, 2 ve 3 ile işaretlenmiştir. E_i ise i yönündeki elastisite modülü olarak tanımlanmaktadır. Aynı şekilde ν_{ij} ve G_{ij} değişkenleri, sırasıyla ij düzlemindeki Poisson oranı ve kayma modülü olarak tanımlanmaktadır. Aort kapak yapısındaki kolajen fiberler çoğunlukla çevresel yönde konumlanmıştır. Bu sebepten malzeme yönü sadece çevresel yönde bulunmaktadır ve bu yöne dik olan düzlemlerdeki malzeme özellikleri izotropik kabul edilir. Bu sebepten dolayı, kapak malzeme özellikleri çevresel yöne dik düzlemlerin her bölgesinde sabit ve birbirine eşittir. Bu şekilde, aort kapak malzemesi enine izotropik malzeme olarak kabul edilebilir. Bu yaklaşımla beraber genelleştirilmiş Hooke yasasındaki birbirinden bağımsız sabit sayısı 5' e indirilmiş olacaktır. Bu şekilde, çevresel yöne dik düzlemde bulunan izotropik düzlemlerden dolayı radyal ve eksenel yöndeki elastisite birbirine eşittir.

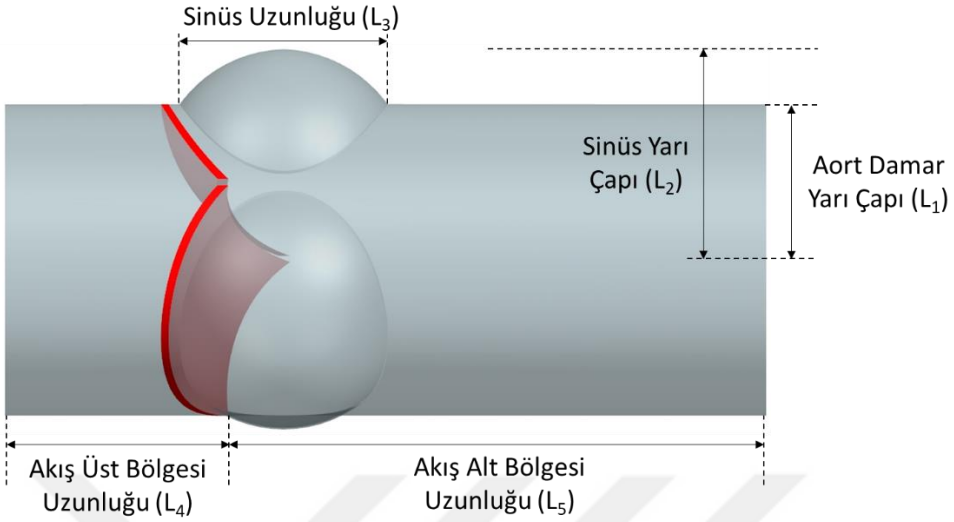
Bu tez çalışmasında E_1 için, gerilme-şekil değiştirme eğrisinde (Şekil 4.1) %10 şekil değiştirme değerindeki çevresel yöndeki sekant modülü tanımlanmıştır. Bu değer 5,48 MPa olarak hesaplanmıştır. Yine bu şekilde E_2, E_3 değerleri için gerilme-şekil değiştirme eğrilerinde (Şekil 4.1) %10 şekil değiştirme değerindeki radyal yöndeki sekant modülü tanımlanmıştır. Bu değer 1 MPa olarak hesaplanmaktadır. ν_{12} ve ν_{23} Poisson's oranları bu düzlemlerdeki sıkıştırılamaz özelliği temsil etmesi için 0,45 olarak tanımlanmıştır. Bu şekilde enine izotropik malzeme modeli kullanılarak, aort kapak anizotropik özellikleri AMM modeline entegre edilmiştir.

4.6 Aort Kapak KSE Çözüm Alanının Oluşturulması

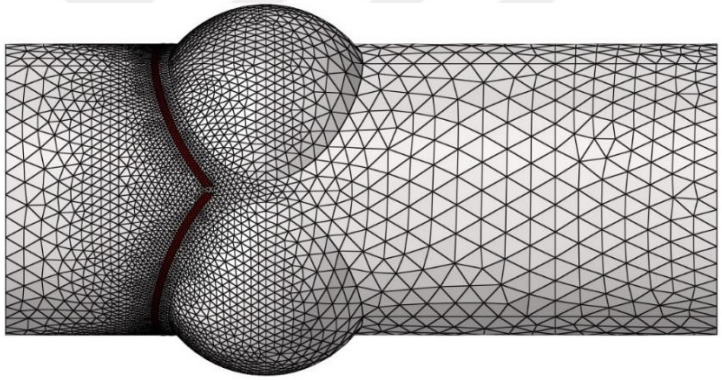
KSE simülasyonları için kapalı durumdaki aort kapak geometrisi, Şekil 4.4' te gösterildiği gibi 5 tasarım parametresi kullanarak çizilmiştir. Bu tez çalışmasında bu parametreler için kullanılan değerler Çizelge 4.2'de verilmiştir. Kapak kalınlığı sabit ve homojen şekilde 0,6 mm olarak tanımlanmıştır. Eleman yapısının oluşturulması için birinci dereceden altı yüzlü elemanlar kullanılmıştır. Bir önceki bölümlerde yapılan eleman yakınsama analizlerden elde edilen bilgiler doğrultusunda kapak yapı alanı çözüm bölgesi için 12000 eleman ve kan akış çözüm bölgesi için ise 240000 eleman kullanılmıştır. Kapak et kalınlığı boyunca şekil değiştirmelerin hassas bir şekilde modellenmesi için, 0,2 mm boyutlarında 3 sıra elemanlar yaratılmıştır. Aort kapak ve aort sinüs yapısına yakın bölgelerde akış sınırlarını doğru bir şekilde modellemek için

Sensitivity: Public

bu kısımlarda daha sık eleman kullanılmıştır. Yapı ve akış alanları için yaratılan eleman yapısı Şekil 4.5' te gösterilmiştir.



Şekil 4.4 : Aort kapak geometrisi tasarım parametreleri.



Şekil 4.5 : Aort kapak yapı ve kan akış alanları eleman yapısı.

Çizelge 4.2 : Kullanılan aort kapak tasarım parametrelerinin değerleri

L_1	L_2	L_3	L_4	L_5
10,0	13,2	12,1	13,0	31,0

L_1: aort damar yarı çapı, L_2: sinüs yarı çapı, L_3: sinüs uzunuğu
L_4: akış üst bölgesi uzunluğu, L_5: akış alt bölgesi uzunluğu

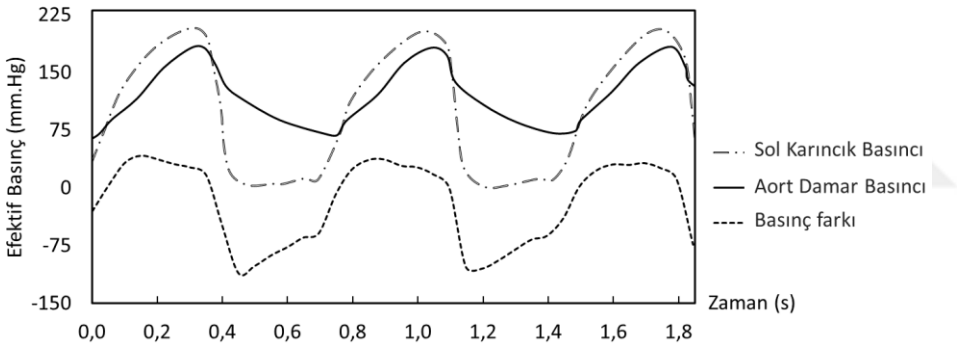
4.7 KSE Çözüm Modeli Sınır Koşulu Tanımlanması

Tez çalışmasının önceki bölümlerinde olduğu gibi bu bölümde de kan akışı Newton tipi olarak ve sabit dinamik viskozite değeri tanımlanarak modellenmiştir. Dinamik viskozite değeri 3,785 mPa.s olarak tanımlanmıştır. Yine aynı şekilde kan akışı için sıkıştırılamaz akış kabulü ile, yoğunluk değeri 1060 Kg/m^3 olarak tanımlanmıştır. Kan

Sensitivity: Public

akışında meydana gelebilecek girdaplar ve türbülans davranışını modellemek için k-e Realizable modeli kullanılmıştır.

Tezin önceki bölümlerinde KSE simülasyonları için kan akışı için sınır koşulu giriş hızı olarak tanımlanmıştır. Kardiyak döngüsünün, sistol fazında bir elektrik sinyal sol karıncıktaki kasları tahrik ederek, sol karıncığın ani şekilde kasılmasını sağlar. Bu kasılma karıncıktaki kan üzerinde basınç oluşturarak kanın sol karıncıktan, aort kapağı geçerek aort damarına akmasını sağlar. Bu nedenle bu bölümde daha hassas ve gerçeğe yakın simülasyonlar için, kan akış üst bölgesindeki basınç profili, kan akışı sınır koşulu olarak tanımlanmıştır. Karıncık ve aort damarı bölgelerindeki basınç profili anjiyografi kateterizasyön yöntemi ile ölçülebilmektedir. Tezin bu bölümünde, şekil 4.6' da gösterilen aort kapak basınç farkı eğrisinin sistol evresindeki kısmı, KSE analizlerinde kan akışı sınır koşulu olarak tanımlanmıştır. Bu grafikte 0 saniye ile 0,3 saniye arasındaki evre sistol evresi olarak tanımlanmaktadır.



Şekil 4.6 : KSE analizlerinde kullanılan zamana bağlı basınç profili. [78]

4.8 Oluşturulan Kontrol KSE Modellerinin Analiz Sonuçlarının İncelenmesi

Tezin ikinci bölümünde detaylı bir şekilde KSE analiz metodolojisi anlatılmıştır. Bu metodoloji kullanarak, farklı malzeme modelleri ile 3 KSE analiz modeli oluşturulmuştur. Bu modeller sistol fazı boyunca ve 0,3 saniye aralığı için analiz edilmiştir. Analiz sonuçları nicel ve nitel olarak detaylı incelenmiş, modeller arasında kıyaslamalar yapılmıştır.

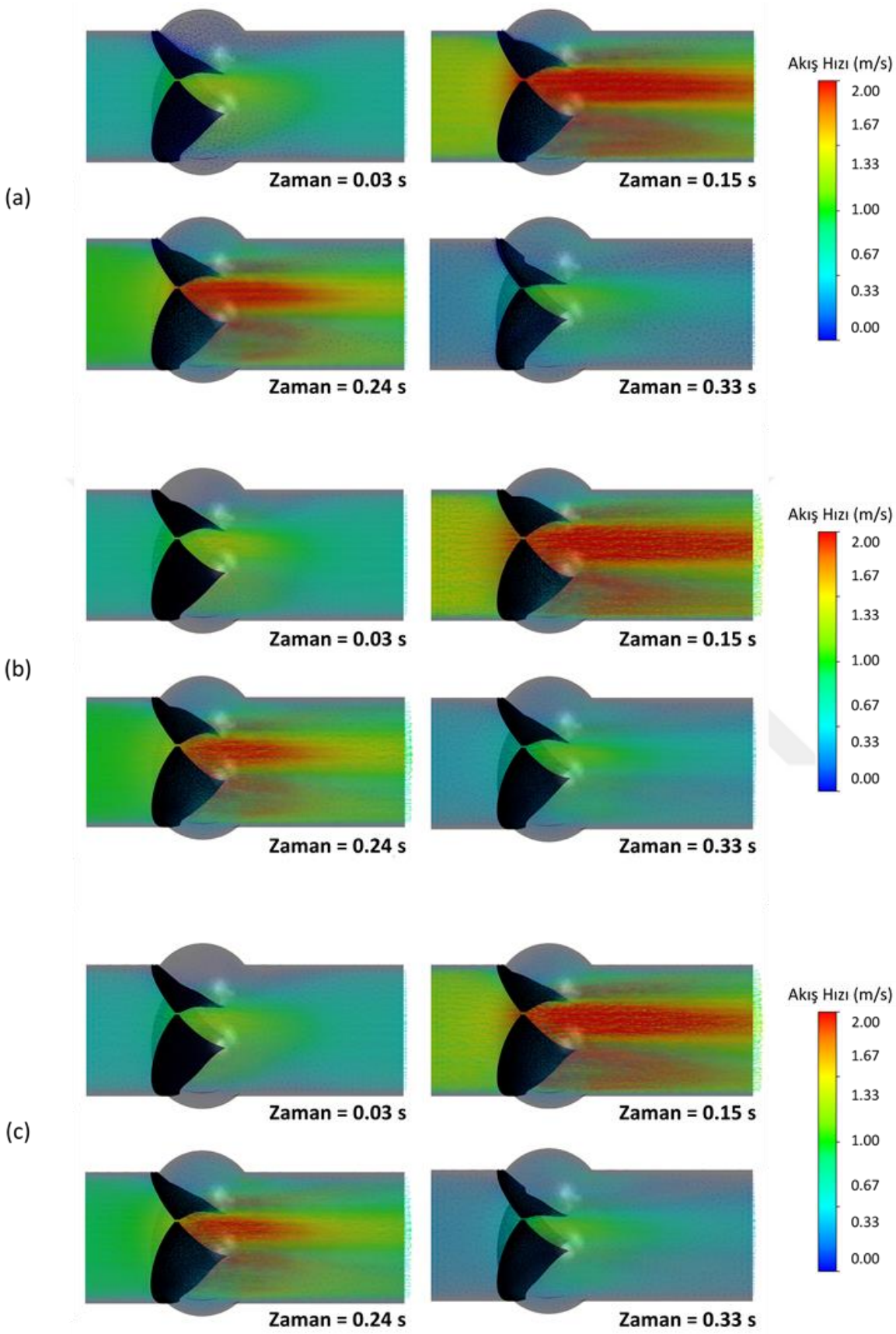
4.8.1 KSE simülasyon sonuçları: aort kapak şekil değiştirmesi

İlk aşamada her 3 KSE modeli için aort kapak şekil değiştirmeleri hesaplanmıştır. Şekil 4.7'de farklı zaman dilimlerinde DMM, HMM ve AMM modelleri için

Sensitivity: Public

hesaplanan aort kapak şekil değiştirmeleri gösterilmiştir. Şekilde görüldüğü gibi maksimum kapak şekil değiştirmesinin en yüksek basınç farkı anında oluştuğu gözlenmektedir. Bununla beraber, HMM modelindeki şekil değiştirmelerin diğer malzeme modellerine göre daha yüksek seviyelerde olduğu hesaplanmıştır. Daha hassas ve detaylı bir karşılaştırma için nitel parametreler ile modeller arasındaki farklılıklar bir sonraki bölümlerde incelenmiştir.

Sensitivity: Public

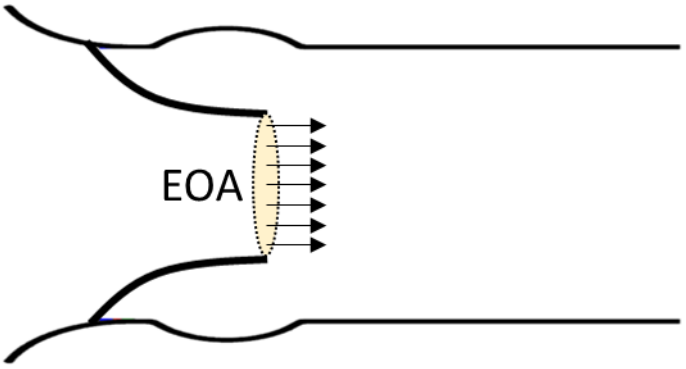


Şekil 4.7 : Aort kapak şekil değiştirmeleri a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli.

Sensitivity: Public

4.8.2 Simülasyon sonuçları: efektif orifis oranı

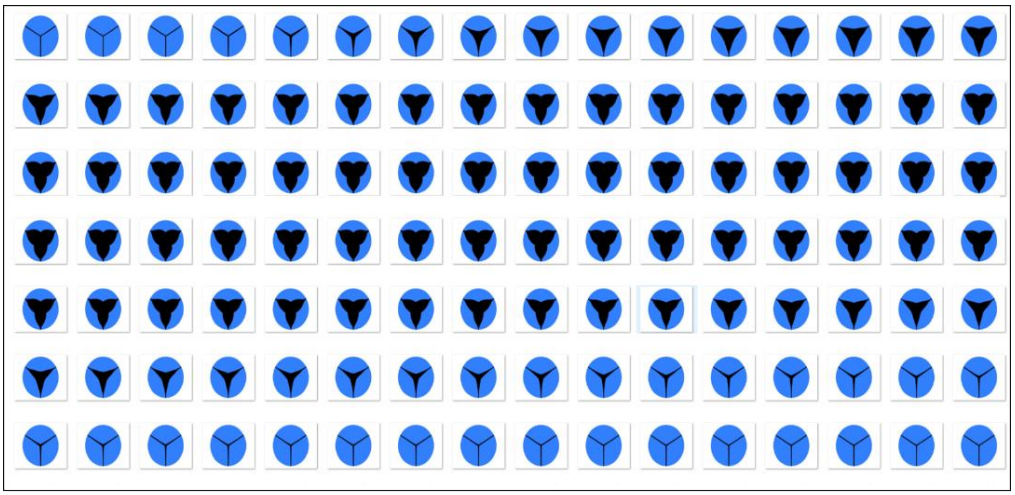
Aort kapağının farklı modellerde, kan ile olan etkileşimi ve şekil değiştirmelerinin daha hassas bir şekilde incelenmesi için zamana bağlı geometrik orifis alanları EOA (Effective Orifice Area) hesaplanmıştır. EOA kan jet akışının minimum kesit alanı olarak tanımlanmaktadır. Bu kesit alanı Şekil 4.8'de gösterilmiştir. Kan akışının sağlıklı bir şekilde gerçekleşmesi için, EOA değeri yeterli ölçüde büyük olmalıdır. Yeterli orifis alanı sağlanamaması durumunda aort kapak etrafındaki basınç farkı yüksek olacağından, kanın bütün damarlarda pompalanmasında zorluk yaşanacaktır.



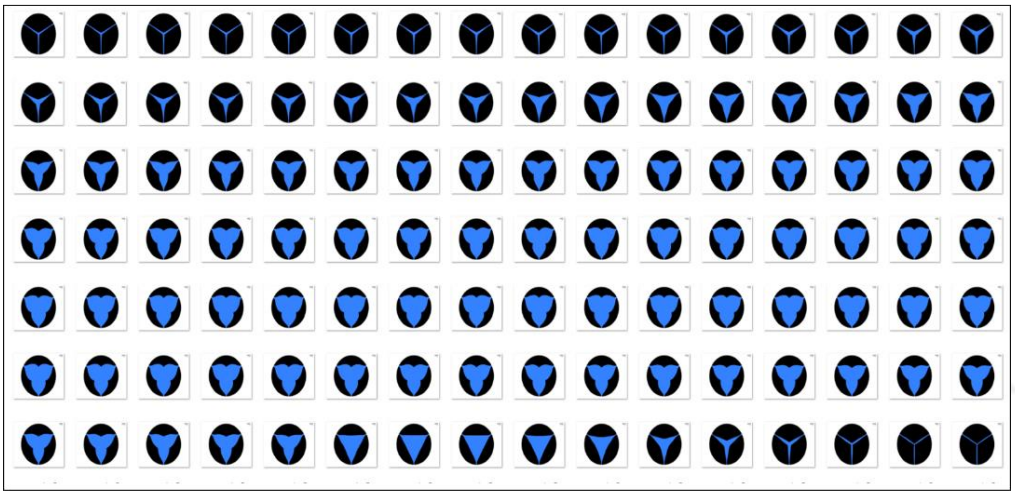
Şekil 4.8 : Aort kapak efektif orifis alanı.

Tezin bu bölümünde analiz sonucundan hesaplanan aort kapak şekil değiştirme görüntüleri, görüntü işleme yöntemi ile incelenmiş ve her model için zamana bağlı EOA profilleri hesaplanmıştır. Bu yöntemde önce farklı zaman evrelerindeki aort kapak şekil değiştirmeleri her 3 model için Şekil 4.9'da gösterildiği gibi elde edilmiştir. Bu grafiklerde aort kapak yapı bölgesi ve kan akış bölgelerine farklı renkler tanımlanmıştır. Bu şekillerde görüntü işlemesi uygulamak için, ImageJ programı [79] kullanılmıştır. Her model için önce yapı bölgesinin renk sınırları belirlenip, grafiklerde bu renk alt sınır özelliklerine sahip piksel sayısı ölçülmüştür. Bir sonraki adımda daha önce ölçülen bu piksel sayısı, her pikselin alanı ile çarpılmış ve bu şekilde EOA değeri hesaplanmıştır. Her 3 farklı KSE modeli için hesaplanan zamana bağlı EOA profilleri Şekil 4.10 'da gösterilmiştir.

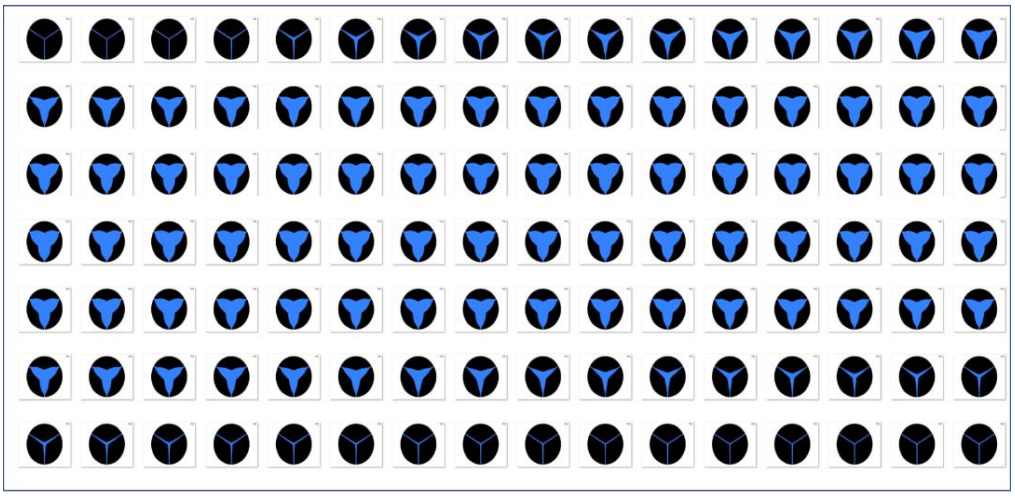
Sensitivity: Public



(a)



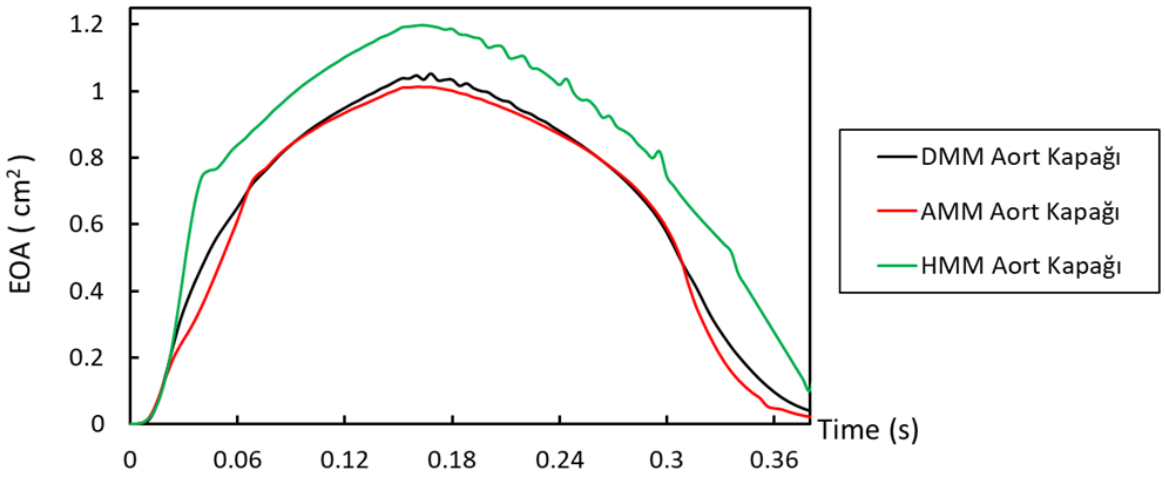
(b)



(c)

Şekil 4.9 : EAO görüntü işleme hesaplamaları için kullanılan şekil değiştirme şekilleri a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli.

Sensitivity: Public



Şekil 4.10 : Zamana bağlı EOA profilleri.

EOA profilleri dikkatli bir şekilde incelendiği taktirde, bütün modellerde sistol fazının daha ilk evrelerinde (0-0,06 saniye arası) aort kapağın hızlı bir şekilde açıldığı gözlenmektedir. Bu fazın ilerleyen bölümlerde (0,06-0,3 saniye arası) aort kapak açık kalmaya devam etmektedir. Sistol fazın son evresinde ise (0,3-0,36 saniye arası) kapak yine hızlı bir şekilde kapanmaktadır. EOA profillerinin son kısmı daha detaylı incelendiğinde, kapak kapanmaya başladığı zaman belirgin bir şekilde DMM ve HMM modellerinde osilasyonların meydana geldiği gözlenmektedir. Bu osilasyonlar aort kapak alt ve üst akış bölgelerindeki basınç farklarının tekrarlı değişiminden meydana gelen kapak çırpmasından dolayı oluşmaktadır. AMM modelinde bu osilasyonların tespit edilmemesi kolajen fiberlerin, kapak stabilitesinin üzerindeki pozitif etkisini göstermektedir. Çevresel yönde konumlanan kolajen fiberleri kapanış evresindeki osilasyonları minimize ederek kapağın stabilitesini artırmaktadır. Bu fenomen geçmişte yapılan deneysel bir çalışmada [80] görülmüş ve KSE sonuçları bu durumu doğrulamaktadır.

Diğer taraftan, DMM ve AMM modellerin ulaştığı maksimum EOA değerlerinin kıyaslanmasıyla, çevresel yönde konumlanan kolajen fiberlerin, bu yöndeki rijitliğinin artırmasından dolayı, hesaplanan maksimum EOA değerinin düşmesine sebep olmaktadır. HMM modelinde sistol evresi boyunca ulaştığı maksimum EOA değeri DMM ve AMM modellerine göre yaklaşık %14 daha yüksek hesaplanmaktadır. Maksimum EOA değerlerindeki farklılığın sebebi ise, kardiyak döngü boyunca aort kapak yapısında oluşan birim şekil değiştirmelerin %15'in altında olmasıdır. Kapak malzemesinin gerilme-şekil değiştirme eğrisinin bu bölgedeki eğiminin düşük olmasından dolayı, HMM modelindeki kapak yapısı daha esnek davranmaktadır. Bu

Sensitivity: Public

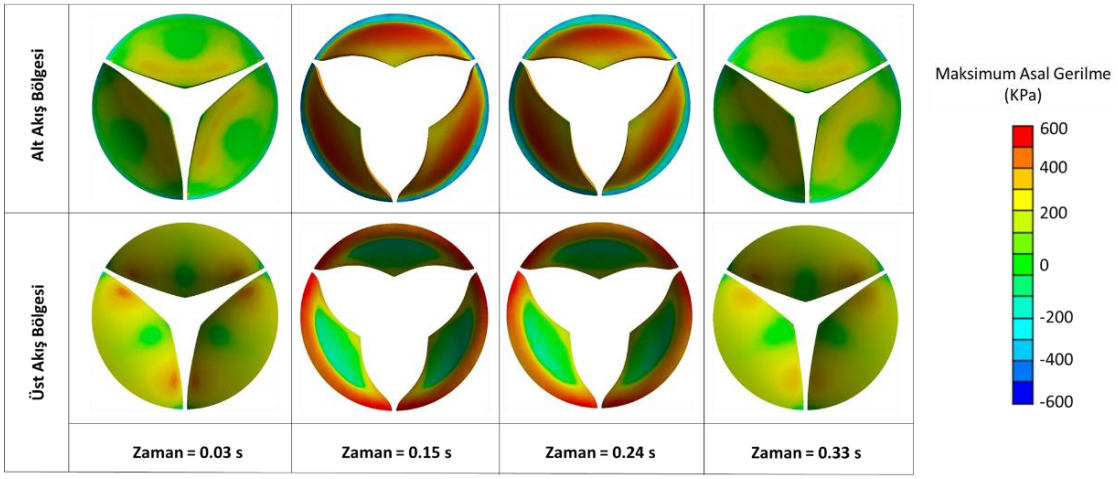
sonuçlara göre, aort kapak malzemesinin doğrusal olmayan özelliği aort kapağın daha rahat açılmasına yardımcı olmaktadır. Bu şekilde kapak etrafındaki basınç farkı daha az olacağından kalp performansının artmasına sebebiyet verecektir.

Şekil 4.10'da sistol fazının son evresi olan kapanma evresi incelendiğinde, AMM modelinin diğer iki modele göre daha hızlı kapandığı gözlenmektedir. Bu modelde çevresel yönde konumlanan kolajen fiberlerden dolayı kaynaklanan ek rijitlik, aort kapağın başlangıç pozisyonuna daha hızlı ve rahat şeklinde dönmesini sağlar. DMM ve HMM modellerinde ise sistol evresinin son kısmında kapağın daha geç kapandığı gözlenmektedir. Bu davranış çok ciddi bir problem olan kanın aort damarından sol karıncığa geri dönmesine sebebiyet verebilir. Bu sonuçlara göre, kolajen fiberlerin çevresel yöndeki konumlanması, aort kapağı boyunca tek yönlü akışın sağlanmasında önemli rol üstlenmektedir. Bu durum literatürde farklı yöntemlerde elde edilen sonuçlarla uyum içindedir [81, 82].

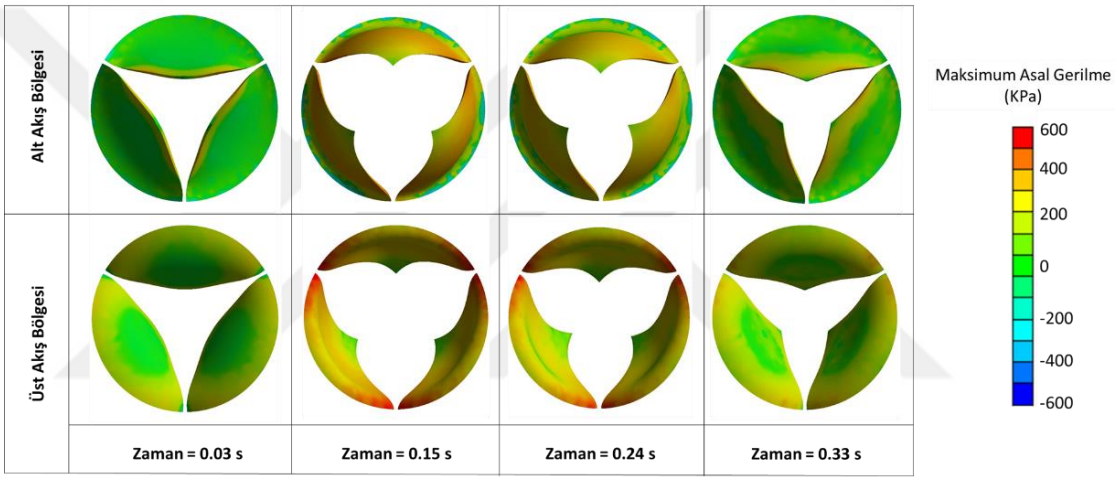
4.8.3 Simülasyon sonuçları: Gerilmeler

Aort kapak yapısında oluşan gerilmeler, kireçlenme problemi için önemli tetikleyici faktörlerden birisidir. Aort kapaktaki kireçlenmenin, kapak yüzeyinde oluşan yüksek gerilmelerin yarattığı lokal dejenerasyonlardan meydana geldiği bilinmektedir. Kireçlenme lokal olarak yüksek gerilmelerin olduğu bölgelerden başlar ve daha az gerilmelerin olduğu bölgelere doğru kireç hatları oluşur [83]. Aort kapak üzerinde oluşan kireçlenme, kapak stenozu gibi ciddi hastalıklara sebebiyet vermektedir. Bu nedenle bu bölümde 3 farklı model üzerinde oluşan gerilmeler detaylı olarak incelenip ve kıyaslandıktan sonra, malzemenin doğrusal olmayan ve yöne bağlı olan özelliklerinin kapak kireçlenme riskini nasıl etkilediği de detaylı bir şekilde incelenmiştir. Sistol fazının farklı evrelerinde DMM, HMM ve AMM modelleri için aort kapak üzerinde oluşan maksimum asal gerilmeler Şekil 4.11' de gösterilmiştir. Bu görseller incelendiğinde HMM modelinde daha düşük mekanik gerilmelerin oluştuğu gözlenmektedir. Öte yandan, diğer AMM ve DMM modellerinin farklı bölgelerinde yüksek gerilme alanlarının varlığı ise, bu bölgelerdeki kireçlenme riskinin yüksek olduğunu göstermektedir.

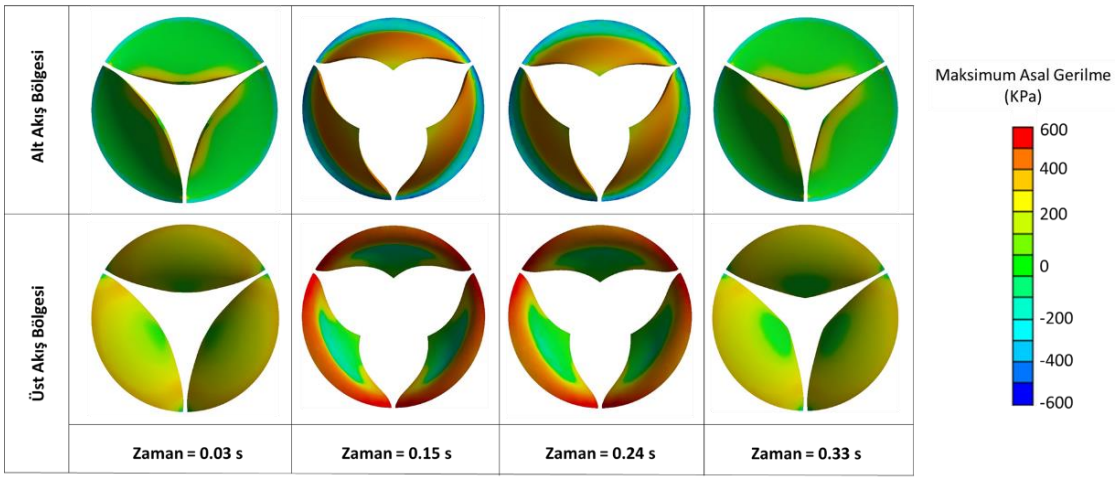
Sensitivity: Public



(a)



(b)

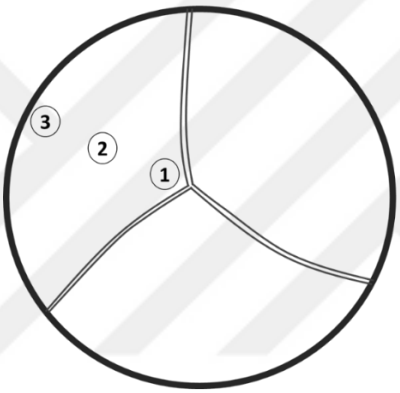


(c)

Şekil 4.11 : Maksimum asal gerilmeler a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli.

Sensitivity: Public

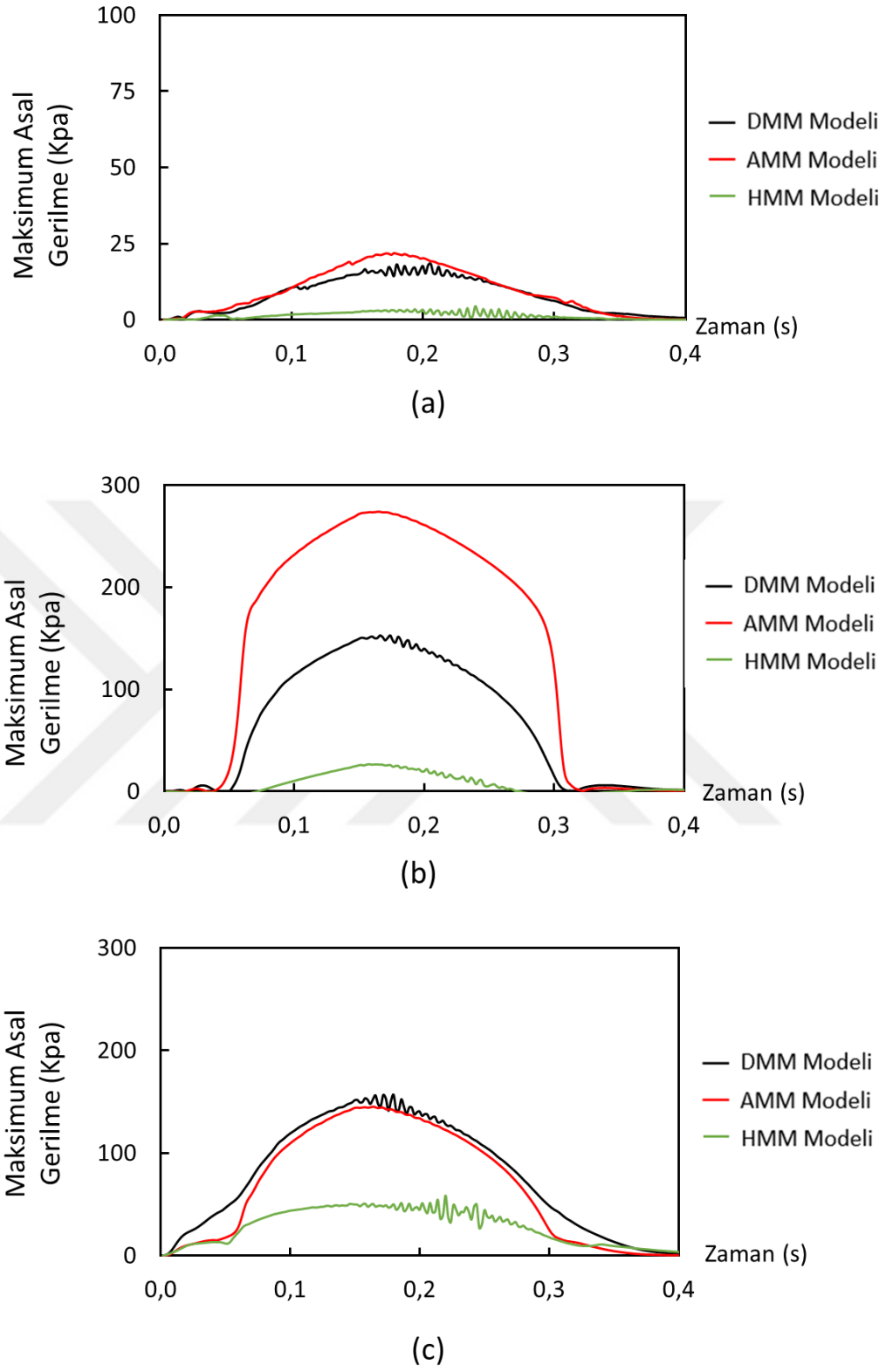
Gerilme seviyelerini daha hassas ve nicel olarak kıyaslamak için, aort kapak yaprakları alt akış alanı üzerinde 3 farklı kontrol noktası tanımlanmıştır. Bu noktalar Şekil 4.12' de gösterilmiştir. Birinci nokta yaprakların serbest kenarlarını temsil etmektedir. Nokta 2 ise yaprak orta kısmı ve nokta 3 ise aort yapraklarının damar bölgesine bağlandığı bölgeleri temsil etmektedirler. Belirtilen konumlar için sistol evresi boyunca maksimum asal gerilmeler her 3 modelde hesaplanmıştır. DMM, HMM ve AMM modeller için hesaplanan zamana bağlı asal gerilmeler Şekil 4.13' te gösterilmiştir. Bu sonuçlara göre, HMM malzeme modelinde oluşan mekanik gerilmeler diğer iki modele göre çok daha düşük seviyededir. Bu sonuçlar göre, elastin fiberlerin sebep olduğu doğrusal olmayan malzeme özelliklerinin kireçlenme riskini ciddi derecede düşürdüğünü göstermektedir.



Şekil 4.12 : Aort kapak gerilme kontrol noktaların konumu.

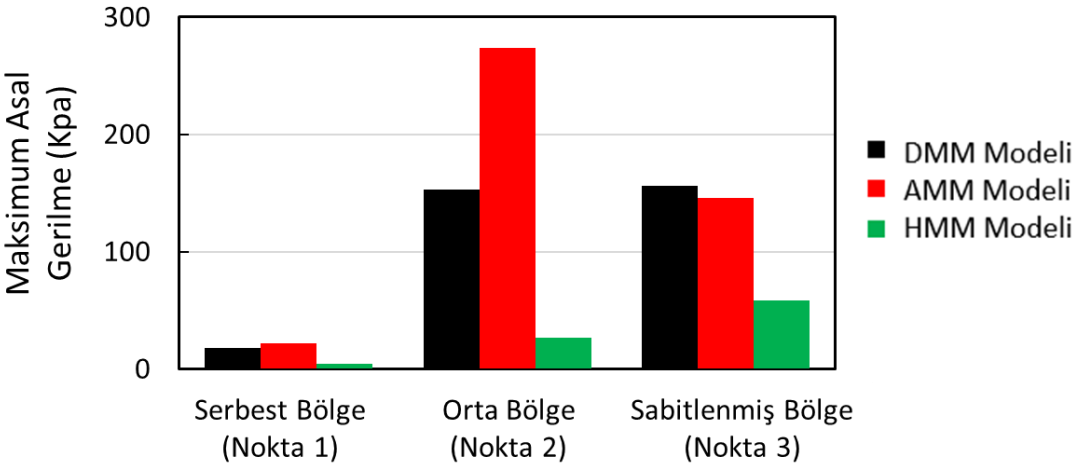
Bir diğer incelemede ise, kapak üzerindeki farklı konumlarda oluşan maksimum asal gerilmelerin, bir döngü boyunca ulaştığı maksimum değerleri hesaplanmıştır. Bu kıyaslamanın özeti Şekil 4.14' te gösterilmiştir. Bu grafik incelendiğinde yaprakların serbest bölgelerinde oluşan gerilmelerin sıfıra yakın olduğu gözükmektedir. Gerilmelerin yaprak serbest bölgelerinde düşük olmasıyla beraber, kapak orta ve sabitlenmiş bölgelerinde daha yüksek mertebelerdedir. Bu sonuçlara göre, aort kapak üzerinde kireçlenme önce kapak yapraklarının orta bölgesinden başlanacaktır. Literatürde yapılan bir çalışmada [84], farklı yaşlanmış protez aort kapakları, tomografi yöntemi ile görüntülenmiştir. Tomografi görüntüleri incelendiğinde kireçlenmenin yaprak orta bölgelerinde yoğunlaştığı gözlenmiştir. Bu durum KSE sonuçları ile uyum içindedir.

Sensitivity: Public



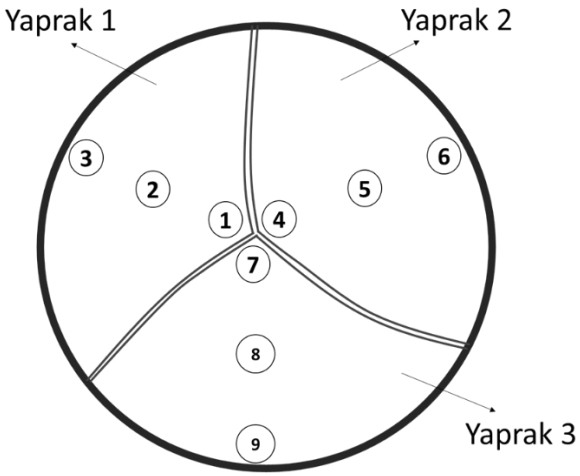
Şekil 4.13 : Maksimum asal gerimle eğrileri a) nokta 1 b) nokta 2 c) nokta 3.

Sensitivity: Public



Şekil 4.14 : Modellere göre hesaplanan en büyük maksimum asal gerilme mertebeleri

Aort kapak 3 yapraktan oluşmaktadır. Yapraklar üzerinde oluşan gerilmelerinin simetri özelliğini incelemek için Şekil 4.15' te gösterildiği gibi aort kapak üzerinde 9 farklı nokta belirlenmiştir. 1,4 ve 7 noktaları her yaprağın serbest kısımlarını temsil etmektedir. 2,5 ve 8 noktaları ise her yaprağın orta noktasına konumlanmıştır. 3,6 ve 9 noktaları ise yaprakların aort damara sabitlendiği bölgeleri temsil etmektedir. DMM, HMM ve AMM modelleri için bir kardiyak döngü boyunca bu noktalarda hesaplanan en büyük, maksimum asal gerilmeler hesaplanmıştır. Bu değerler Şekil 4.16' da kıyaslanmıştır.

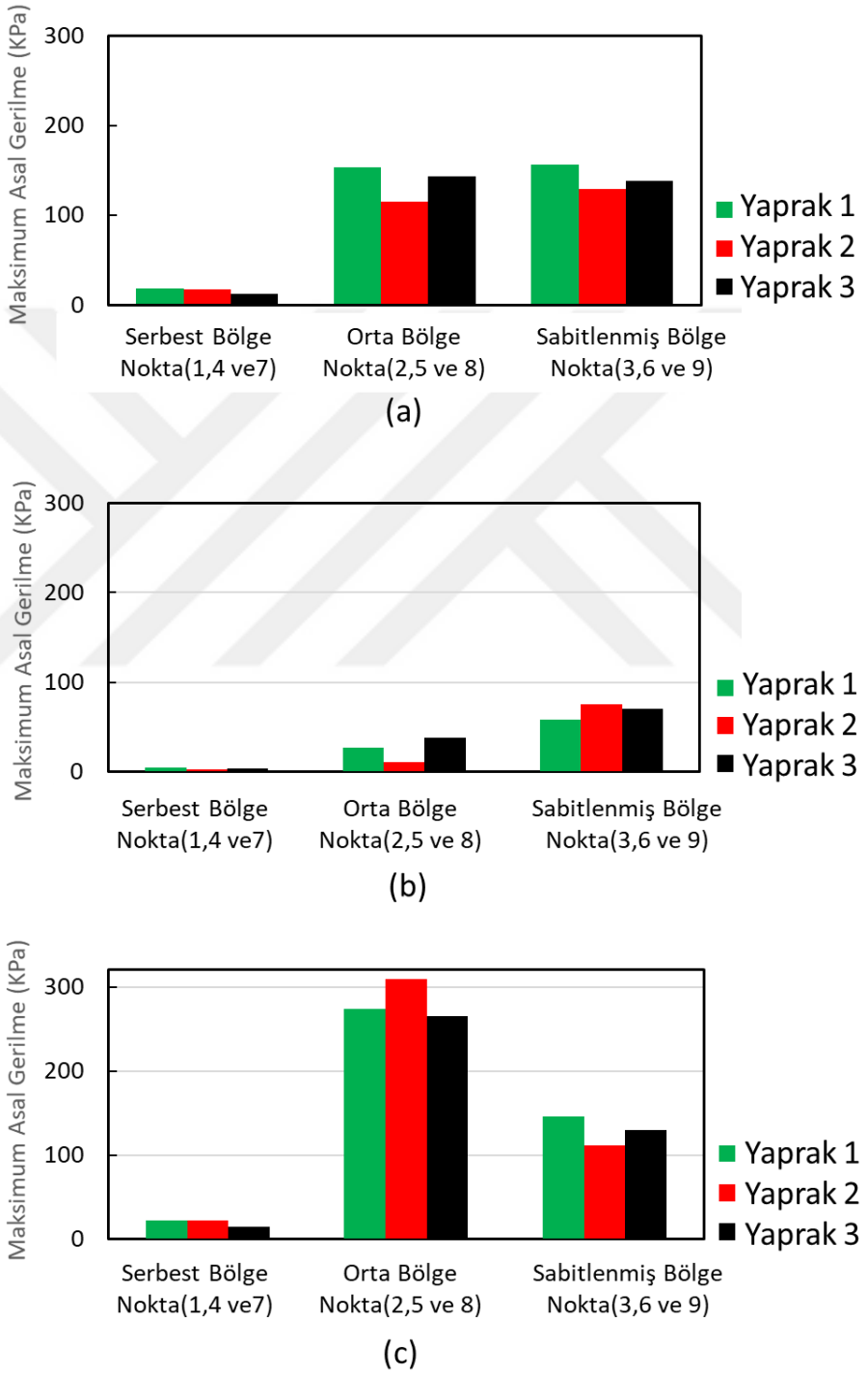


Şekil 4.15 : Gerilmelerin simetri özelliğini incelemek için belirlenen noktalar

Şekil 4.16 incelendiğinde, yaprak geometrilerinin simetrik olmasına rağmen, oluşan gerilmelerin tamamen simetrik olmadığı görülmektedir. Bu davranış aort kapak yapısının arkasında ve akış alt bölümünde oluşan simetrik olmayan girdaplardan

Sensitivity: Public

kaynaklanmaktadır. Bu girdaplar aort kapak yapısı ile güçlü bir etkileşimde olmakla beraber, asimetrik bir şekilde basınç değişimlerine sebep olmaktadır. Öte yandan gerçek insan aort kapak yapısında, 3 yaprak geometrisin birebir aynı boyutlara sahip olmadığından dolayı, oluşan gerilmelerdeki bu asimetrik davranış, daha belirgin olacağı düşünülebilir.



Şekil 4.16 : Hesaplanan en büyük, maksimum asal gerilmeler a) doğrusal malzeme modeli b) hiperelastik malzeme modeli c) anizotropik malzeme modeli

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

5. SONUÇLAR

Bu çalışmada, aort kapak üzerinde gerçekleşen kan akışı ve kapak şekil değiştirmelerinin doğru ve hassas bir şekilde modellenmesi hedeflenmiştir. Kan akışı ve aort kapak yapısı arasındaki etkileşimi modellemek için KSE modelleme tekniği kullanılmıştır.

İlk aşamada insan kalp yapısı ve çalışma prensibi incelenmiş, aort kapakta oluşabilecek kusurlar detaylı bir şekilde irdelenmiştir. Bu kusurların ve kan akışında oluşturdukları bozuklukların sayısal ortamda modellenmesi için alternatif yöntemler araştırılmıştır. İteratif kapalı KSE metodu gerçeğe yakın ve tutarlı sonuçlar sağlaması nedeniyle modelleme çalışmalarında kullanılmıştır.

Çalışmanın üçüncü bölümünde, gerçek tıbbi görüntüler kullanılarak iki boyutlu bir ideal KSE modeli oluşturulmuştur. Modelin sağladığı sonuçlar gerçek ekokardiyografi görüntüleri ile karşılaştırılarak görsel olarak doğrulanmıştır. Bir sonraki aşamada, kapak üzerinde oluşan kireçlenme problemini incelemek için 3 farklı kontrol KSE modeli oluşturulmuştur. Modelleme sonuçlarına göre, kireçlenme şiddetinin artmasıyla beraber, kapak açılma oranının %40'lar seviyesine kadar düşeceği ve aort kapakta oluşan kan akış hızlarının da 1,5 m/s seviyesinden 2,4 m/s'ye kadar artacağı hesaplanmıştır. Öte yandan, kireçlenmenin artmasıyla aort kapak sinüs bölgesinde oluşan dönel akışının şiddeti ve konumunun değişceği gözlemlenmiştir. Diğer bir incelemede ise, kireçli modelde kapak etrafında oluşan basınç düşüşünün, sağlıklı modele göre %300 daha fazla artacağı hesaplanmıştır. Bunlarla beraber, kan akışının aort kapak üzerinde oluşturduğu kayma gerilmesinin de kireçlenmenin artmasıyla %70 kadar yükseleceği hesaplanmıştır.

Üçüncü bölümün ilerleyen kısımlarında, hastaya özel üç boyutlu KSE modelleri üzerinde çalışmalar yapılmıştır. Üç farklı hastadan elde edilen gerçek medikal görüntüler kullanılarak sağlıklı, kireçli ve biküspid (iki yapraklı) üç boyutlu hastaya özel aort kapak KSE modelleri oluşturulmuştur. Sınır şartlarının hassas bir şekilde belirlenmesi için hastalardan Doppler hız ölçümleri alınmış ve modellere uygulanmıştır. Üç boyutlu modellerden elde edilen sonuçlar ekokardiyografi görüntüleriyle, kapak hareketlerinin kıyaslanmasıyla görsel olarak doğrulanmıştır.

Sensitivity: Public

Daha hassas ve nicel doğrulama için ise hastalar üzerinde gerçekleştirilen anjiyografi sonuçları kullanılmıştır. Anjiyografiden elden edilen basınç bilgileri analiz sonuçlarıyla kıyaslanmış ve analiz sonuçlarının tutarlığı gösterilmiştir.

Çalışmanın dördüncü bölümünde, aort kapak malzemesinin doğrusal olmayan özelliklerinin, aort kapak elastodinamiği üzerindeki etkisi incelenmiştir. Bu kapsamda, doğrusal malzeme modeli, doğrusal olmayan malzeme modeli ve anizotropik malzeme modelleri kullanaılrak üç farklı üç boyutlu KSE modelleri oluşturulmuş, sonuçlar kıyaslanmıştır. Modellerden elde edilen şekil değiştirme sonuçları görsel olarak kıyaslandığında, doğrusal olmayan malzeme modelinde oluşan şekil değiştirmenin daha yüksek seviyede olduğu gözlemlenmiştir.

Modeller arasında nicel ve hassas kıyaslama yapılabilmesi için, her model için zamana bağlı EOA eğrileri hesaplanmıştır. Bu eğriler kapak malzemesinin doğrusal olmayan özelliklerinin kapak deformasyonu üzerindeki etkisini açık bir şekilde göstermektedir. Eğriler detaylı bir şekilde incelendiğinde, anizotropik modelde çevresel yönde konumlanan kolajen fiberlerin, kapak hareketlerini daha stabil hale getirdiği ve daha düşük salınımlara izin verdiği gözlemlenmiştir. Eğrilerden elde edilen bir diğer sonuç ise, kolajen fiberlerinin oryantasyonu kapağın başlangıç şeklini daha rahat almasına yardımcı olmasıdır. Literatürde, farklı yöntemlerle gerçekleştirilen bazı çalışmalarda da benzer sonuçlar elde edilmiştir [80, 81, 82].

Çalışmanın son bölümünde, aort kapak üzerindeki kireçlenme riskini değerlendirmek için farklı modellerde oluşan gerilmeler hesaplanmıştır. Gerilme grafikleri incelendiğinde, gerilmelerin yaprak serbest bölgelerinde düşük olmasına karşılık, kapak orta ve sabitlenmiş dip bölgelerinde daha yüksek seviyede olduğu görülmektedir. Elde edilen bu sonuca göre, aort kapak üzerindeki kireçlenme önce kapak yapraklarının orta bölgesinden başlayacaktır. Bu sonuçlar daha önce yapılan deneysel görüntüleme çalışmalarıyla uyum içindedir [84].

Çalışmada kullanılan modelleme metodolojisi ile hastaya özel KSE modelleri oluşturulabilir ve invazif tıbbi yöntemlere gerek duyulmadan aort kapak elastodinamiği ve kan akışı karakteristiği ile ilgili detaylı bilgiler elde edilebilmektedir. Bu bilgilerin hem hekimin vereceği tedavi kararları için hem de yapay aort kapak dokuların geliştirilmesi için önemli girdiler sağlayacağı söylenebilir.

Sensitivity: Public

Tez çalışmasının devamında ve ileride çalışılabilecek konular aşağıdaki gibi özetlenmektedir.

1. Sol karıncık ve aort damar duvarlarının esnekliğinin incelenmesi ve KSE modelleme metodolojisine dahil ederek, kan akışı üzerindeki etkisinin incelenmesi.

2. Aort kapak yaprak kalınlıklarının bölgesel olarak ölçülmesi ve değişken kalınlıkların modelleme metodolojisine dahil edilmesiyle, kapak elastodinamiği üzerindeki etkisinin incelenmesi.

3. Hastaya özel kan akışkan özelliklerinin ölçülmesi ve kan akışkan farklılıklarının aort kapak elastodinamiği üzerindeki etkisinin incelenmesi.

4. Hastalarda kullanılan yapay mekanik aort kapaklarının modellenmesi ve oluşan kan akışının, doğal aort kapak kan akışı ile kıyaslanması.

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

KAYNAKLAR

[1] URL-1 <https://tuikweb.tuik.gov.tr/PreHaberBultenleri.do?id=33710>, erişim tarihi 01.03.2021.

[2] Laizzo, P. A. (2015). *Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. Switzerlad: Springer International Publishing.

[3] URL-2 < http://heartandcirculation.weebly.com/circulation.html>, erişim tarihi 01.06.2020.

[4] Fischman, D. A. (2009). *How the Heart Develops, A Visual Approach*. USA: Morgan & Claypool Life Sciences.

[5] URL-3 <https://embryology.med.unsw.edu.au/embryology/index.php/Main_Page >, erişim tarihi 01.02.2020.

[6] Vishy, M. (2015). Anatomy of the heart, *Basic Science,33*, 47–51.

[7] Moorman, A., Webb, S., Brown, N. A., Lamers, W., ve Anderson, R. H. (2003). Development of the heart: (1) formation of the cardiac chambers and arterial trunks. *Heart (British Cardiac Society), 89(*7), 806–814.

[8] Boyett, M. R., Honjo, H., ve Kodama, I. (2000). The sinoatrial node, a heterogeneous pacemaker structure. *Cardiovascular research, 47(4),* 658–687.

[9] Markwald, R. R., Norris, R. A., Moreno-Rodriguez, R., ve Levine, R. A. (2010). Developmental basis of adult cardiovascular diseases: valvular heart diseases. *Annals of the New York Academy of Sciences, 1188,* 177–183

[10] URL-4 < https://www.drugs.com/health-guide/heart-valve-problems.html >, erişim tarihi 15.02.2021.

[11] Wafae, N., Hayashi, H., Gerola, L. R., ve Vieira, M. C. (1990). Anatomical study of the human tricuspid valve. *Surgical and radiologic anatomy: SRA, 12(1),* 37–41.

[12] Jonas, S. N., Kligerman, S. J., Burke, A. P., Frazier, A. A., ve White, C. S. (2016). Pulmonary Valve Anatomy and Abnormalities: A Pictorial Essay of Radiography, Computed Tomography (CT), and Magnetic Resonance Imaging (MRI). *Journal of thoracic imaging, 31(1),* W4–W12.

[13] Ho S. Y. (2002). Anatomy of the mitral valve. *Heart (British Cardiac Society), 88 Suppl 4(Suppl 4),* iv5–iv10.

[14] Thubrikar, M. J. (1990). *The Aortic Valve.* USA: informa healthcare

[15] URL-5 <https://www.thenakedscientists.com/podcasts/video-podcasts/naked-pathology/normal-anatomy-cardiac-aortic-valve-0>, erişim tarihi 01.03.2020.

Sensitivity: Public

[16] Goldbarg, S. H., Elmariah, S., Miller, M. A., ve Fuster, V. (2007). Insights into degenerative aortic valve disease. *Journal of the American College of Cardiology, 50(13),* 1205–1213.

[17] Singh, J. P., Evans, J. C., Levy, D., Larson, M. G., Freed, L. A., Fuller, D. L., Lehman, B., ve Benjamin, E. J. (1999). Prevalence and clinical determinants of mitral, tricuspid, and aortic regurgitation (the Framingham Heart Study). *The American journal of cardiology, 83(6),* 897–902

[18] Osnabrugge, R. L., Mylotte, D., Head, S. J., Van Mieghem, N. M., Nkomo, V. T., LeReun, C. M., Bogers, A. J., Piazza, N., ve Kappetein, A. P. (2013). Aortic stenosis in the elderly: disease prevalence and number of candidates for transcatheter aortic valve replacement: a meta-analysis and modeling study. *Journal of the American College of Cardiology, 62(11),* 1002–1012.

[19] URL-6 < https://citycardiaccentre.wordpress.com/2019/03/04/heart-valve-diseases-what-they-are/ >, erişim tarihi 01.03.2021.

[20] Siu, S. C., ve Silversides, C. K. (2010). Bicuspid aortic valve disease. *Journal of the American College of Cardiology, 55(25*), 2789–2800.

[21] Evangelista, A., Flachskampf, F. A., Erbel, R., Antonini-Canterin, F., Vlachopoulos, C., Rocchi, G., Sicari, R., Nihoyannopoulos, ve P., Zamorano, J. (2010). Echocardiography in aortic diseases: EAE recommendations for clinical practice. *European journal of echocardiography: the journal of the Working Group on Echocardiography of the European Society of Cardiology, 11(8),* 645–658.

[22] Tham, E. B., ve Silverman, N. H. (2004). Measurement of the Tei index: a comparison of M-mode and pulse Doppler methods. *Journal of the American Society of Echocardiography: official publication of the American Society of Echocardiography,* 17(12), 1259–1265.

[23] Head, S. J., Çelik, M., ve Kappetein, A. P. (2017). Mechanical versus bioprosthetic aortic valve replacement. *European heart journal, 38(28),* 2183–2191.

[24] Sahn D. J. (1988). Instrumentation and physical factors related to visualization of stenotic and regurgitant jets by Doppler color flow mapping. *Journal of the American College of Cardiology, 12(5),* 1354–1365.

[25] Grande, A. K. J., Cochran, R. P., Reinhall, P. G. ve Kunzelman, K. S. (2001). Finite-element analysis of aortic valve-sparing: Influence of graft shape and stiffness. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 48,* 647-59.

[26] Grande, K. J., Cochran, R. P., Reinhall, P. G., ve Kunzelman, K. S. (2000). Mechanisms of aortic valve incompetence: finite element modeling of aortic root dilatation. *The Annals of thoracic surgery, 69(6),* 1851–1857.

Sensitivity: Public

[27] Ranga, A., Mongrain, R., Mendes Galaz, R., Biadillah, Y., ve Cartier, R. (2004). Large-displacement 3D structural analysis of an aortic valve model with nonlinear material properties. *Journal of medical engineering & technology*, *28(3*), 95–104.

[28] Li, J., Luo, X. Y., ve Kuang, Z. B. (2001). A nonlinear anisotropic model for porcine aortic heart valves. *Journal of biomechanics*, *34(10)*, 1279–1289.

[29] Howard, I. C., Patterson, E. A., ve Yoxall, A. (2003). On the opening mechanism of the aortic valve: some observations from simulations. *Journal of medical engineering & technology*, *27(6)*, 259–266.

[30] Gnyaneshwar, R., Kumar, R. K., & Balakrishnan, K. R. (2002). Dynamic analysis of the aortic valve using a finite element model. *The Annals of thoracic surgery*, *73(4)*, 1122–1129.

[31] Sripathi, V.C., Kumar, R.K., ve Balakrishnan, K. (2004). Further insights into normal aortic valve function: role of a compliant aortic root on leaflet opening and valve orifice area. *The Annals of thoracic surgery*, *77-3*, 844-51.

[32] Su, B., Zhong, L., Wang, X. K., Zhang, J. M., Tan, R. S., Allen, J. C., Tan, S. K., Kim, S., ve Leo, H. L. (2014). Numerical simulation of patient-specific left ventricular model with both mitral and aortic valves by FSI approach. *Computer methods and programs in biomedicine*, *113(2)*, 474–482.

[33] Marom, G., Kim, H. S., Rosenfeld, M., Raanani, E., ve Haj-Ali, R. (2013). Fully coupled fluid-structure interaction model of congenital bicuspid aortic valves: effect of asymmetry on hemodynamics. *Medical & biological engineering & computing*, *51(8)*, 839–848.

[34] Loon, R., Anderson, P., Vosse, V., ve Sherwin, S. (2007). Comparison of various fluid–structure interaction methods for deformable bodies. *Computers and Structures*, *85*, 833-43.

[35] Gharaie, S. H., Mosadegh, B., ve Morsi, Y. (2018). In Vitro Validation of a Numerical Simulation of Leaflet Kinematics in a Polymeric Aortic Valve Under Physiological Conditions. *Cardiovascular engineering and technology*, *9(1)*, 42–52.

[36] Tango, A. M., Salmonsmith, J., Ducci, A., ve Burriesci, G. (2018). Validation and Extension of a Fluid-Structure Interaction Model of the Healthy Aortic Valve. *Cardiovascular engineering and technology*, *9(4)*, 739–751.

[37] Spühler, J. H., Jansson, J., Jansson, N., ve Hoffman, J. (2018). 3D Fluid-Structure Interaction Simulation of Aortic Valves Using a Unified Continuum ALE FEM Model. *Frontiers in physiology*, *9*, 363.

[38] Peskin, C. S., ve McQueen, D. M. (1995). A general method for the computer simulation of biological systems interacting with fluids. *Symposia of the Society for Experimental Biology*, *49*, 265–276.

Sensitivity: Public

[39] Nader, E., Skinner, S., Romana, M., Fort, R., Lemonne, N., Guillot, N., ….. Connes, P. (2019). Blood Rheology: Key Parameters, Impact on Blood Flow, Role in Sickle Cell Disease and Effects of Exercise. *Frontiers in physiology*, *10*, 1329.

[40] Horner, J. S., Beris, A. N., Woulfe, D. S., ve Wagner, N. J. (2018). Effects of ex vivo aging and storage temperature on blood viscosity. *Clinical hemorheology and microcirculation*, *70(2)*, 155–172.

[41] URL-7 <https://cfd.direct/openfoam/user-guide/v8-transport-rheology/>, erişim tarihi 01.03.2021.

[42] Noreen, S., Rashidi, M. M., ve Qasim, M. (2017). Blood flow analysis with considering nanofluid effects in vertical channel. *Applied Nanoscience*, *7*, 193–199

[43] Kudenatti, R., Bujurke, N., ve Pedley, T. (2012). Stability of two-dimensional collapsible-channel flow at high Reynolds number. *Journal of Fluid Mechanics*, *705*, 371-386.

[44] Alberts, B., Johnson, A., Levis, J., Morgan, D., Raff, M., Roberts, K., ve Walter, P. (2002). *Molecular Biology of the Cell*. USA: Garland Science

[45] Cutnell, J., ve Johnson, K. (1997). *Physics*. USA: John Wiley & Sons Inc.

[46] Yong, G. (2012). *Continuum Mechanics, Progress in Fundamentals and Engineering Applications*. USA: Intechopen.

[47] Constantin, P., ve Foias, C. (1988). *Navier-Stokes equations*. USA: University of Chicago Press.

[48] Poroseva, S., ve Laccarino, G. (2001). Simulating separated flows using the k-e model. *Annual Research Briefs, 2001*, 375-384.

[49] Modeling Turbulent Flows Using ANSYS FLUENT. Erişim: 04 Nisan 2020, http://www.southampton.ac.uk/~nwb/lectures/GoodPracticeCFD/Articles/Turbulence_Notes_Fluent-v6.3.06.pdf

[50] Tan, F. P., Soloperto, G., Bashford, S., Wood, N. B., Thom, S., Hughes, A., ve Xu, X. Y. (2008). Analysis of flow disturbance in a stenosed carotid artery bifurcation using two-equation transitional and turbulence models. *Journal of biomechanical engineering*, *130(6)*, 061008.

[51] Singiresu, S. (2019). *Vibration of Continuous Systems*. USA: Wiley.

[52] Perez, N. (2016). *Theory of Elasticity. In: Fracture Mec*hanis. Germany: Springer.

[53] Courant, R. (1943). Variational methods for the solution of problems of equilibrium and vibrations. *Bull. Amer. Math. Soc*, *49*, 1-23.

[54] Fish, J., ve Belytschko, T. (2007). *A First Course in Finite Elements*. USA: Wiley.

[55] Benra, F., Dohmen, H., Pei, J., Schuster, S., ve Wan, B. (2011). A Comparison of One-Way and Two-Way Coupling Methods for Numerical Analysis of Fluid-Structure Interactions. *Journal of Applied Mathematics, 2011*, 853560

Sensitivity: Public

[56] Bolukbasi, A., Athari, H., ve Cilaoğu, D. (2015). The Application of FSI Techniques in Modeling of Realist Pulmonary Systems. *International Journal of Mechanical and Mechatronics Engineering, 9,* 1064-1069

[57] Ansys Inc. (2015). *System Coupling User's Guide*. Release 16.0

[58] Koch, T. M., Reddy, B. D., Zilla, P., ve Franz, T. (2010). Aortic valve leaflet mechanical properties facilitate diastolic valve function. *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering, 13(2),* 225–234.

[59] Hwang J. Y. (2017). Doppler ultrasonography of the lower extremity arteries: anatomy and scanning guidelines. *Ultrasonography (Seoul, Korea), 36(2),* 111–119.

[60] Ranga, A., Mongrain, R., Biadilah, Y., ve Cartier, R. (2007). A Compliant Dynamic FEA Model of the Aortic Valve. *12th International Federation for the Promotion of Mechanism and Machine Science World Congress*, Canada: University of McGill

[61] Yan, A. T., Koh, M., Chan, K. K., Guo, H., Alter, D. A., Austin, P. C., Tu, J. V., Wijeysundera, H. C., ve Ko, D. T. (2017). Association Between Cardiovascular Risk Factors and Aortic Stenosis: The CANHEART Aortic Stenosis Study. *Journal of the American College of Cardiology, 69(12),* 1523–1532.

[62] Toninato, R., Salmon, J., Susin, F. M., Ducci, A., ve Burriesci, G. (2016). Physiological vortices in the sinuses of Valsalva: An in vitro approach for bio-prosthetic valves. *Journal of biomechanics, 49(13),* 2635–2643.

[63] Braunwald, E., Zipes, D. P., ve Libby, P. (1997). *Heart Disease: A Textbook of Cardiovascular Medicine*. USA: WB Saunders.

[64] Rutkovskiy, A., Malashicheva, A., Sullivan, G., Bogdanova, M., Kostareva, A., Stensløkken, K. O., Fiane, A., ve Vaage, J. (2017). Valve Interstitial Cells: The Key to Understanding the Pathophysiology of Heart Valve Calcification. *Journal of the American Heart Association, 6(9),* e006339.

[65] Gelse, K., Pöschl, E., ve Aigner, T. (2003). Collagens--structure, function, and biosynthesis. *Advanced drug delivery reviews, 55(12),* 1531–154

[66] Scott, M. ve Vesely, I. (1995). Aortic valve cusp microstructure: The role of elastin. *The Annals of Thoracic Surgery, 60,* 391-394.

[67] Wiltz, D., Arevolas, C. A., Balaoing, L. R., Blances, A. A., Sapp, M. C., Zhang, X., ve Allen, J. G. (2012). *Extracellular Matrix Organization, Structure, and Function.* UK: Intechopen.

[68] Balachandran, K., Sucosky, P., ve Yoganathan, A. P. (2011). Hemodynamics and mechanobiology of aortic valve inflammation and calcification. *International journal of inflammation, 2011,* 263870.

[69] Hinton, R. B., ve Yutzey, K. E. (2011). Heart valve structure and function in development and disease. *Annual review of physiology, 73,* 29–46.

Sensitivity: Public

[70] Yutzey, K. E., Demer, L. L., Body, S. C., Huggins, G. S., Towler, D. A., ….. Aikawa, E. (2014). Calcific aortic valve disease: a consensus summary from the Alliance of Investigators on Calcific Aortic Valve Disease. *Arteriosclerosis, thrombosis, and vascular biology, 34(11),* 2387–2393.

[71 Patterson, E. A., Howard, I. C., ve Thornton, M. A. (1996). A comparative study of linear and nonlinear simulations of the leaflets in a bioprosthetic heart valve during the cardiac cycle. *Journal of medical engineering & technology, 20(3), 95–108.*

[72] Ranga, A., Mongrain, R., Mendes Galaz, R., Biadillah, Y., ve Cartier, R. (2004). Large-displacement 3D structural analysis of an aortic valve model with nonlinear material properties. *Journal of medical engineering & technology, 28(3),* 95–104.

[73] Burriesci, G., Howard, I. C., ve Patterson, E. A. (1999). Influence of anisotropy on the mechanical behaviour of bioprosthetic heart valves. *Journal of medical engineering & technology, 23(6),* 203–215.

[74] Stradins, P., Lacis, R., Ozolanta, I., Purina, B., Ose, V., Feldmane, L., ve Kasyanov, V. (2004). Comparison of biomechanical and structural properties between human aortic and pulmonary valve. *European journal of cardio-thoracic surgery: official journal of the European Association for Cardio-thoracic Surgery, 26(3),* 634–639.

[75] Rivlin, R. S. (1948). Large elastic deformations of isotropic materials. IV. Further developments of the general theory. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London, 240,* 379–397.

[76] Gent, A. (2001). *Engineering with rubber.* Germany: Carl Hanser Verlag.

[77] Ogden, R. W. (1972). Large Deformation Isotropic Elasticity – On the Correlation of Theory and Experiment for Incompressible Rubberlike Solids. *Proceedings of the Royal Society of London, 326,* 565–584.

[78] Zipes, D. P. (2018). *Braunwald's heart disease e-book: A textbook of cardiovascular medicine.* Netherlands: Elsevier Health Sciences

[79] Schneider, C. A., Rasband, W. S., ve Eliceiri, K. W. (2012). NIH Image to ImageJ: 25 years of image analysis. *Nature methods, 9(7),* 671–675.

[80] De Hart, J., Peters, G. W., Schreurs, P. J., ve Baaijens, F. P. (2004). Collagen fibers reduce stresses and stabilize motion of aortic valve leaflets during systole. *Journal of biomechanics, 37(3),* 303–311.

[81] Loerakker, S., Argento, G., Oomens, C. W., ve Baaijens, F. P. (2013). Effects of valve geometry and tissue anisotropy on the radial stretch and coaptation area of tissue-engineered heart valves. *Journal of biomechanics, 46(11),* 1792–1800.

[82] Hammer, P. E., Pacak, C. A., Howe, R. D., ve del Nido, P. J. (2014). Straightening of curved pattern of collagen fibers under load controls aortic valve shape. *Journal of biomechanics, 47(2),* 341–346.

[83] Morvan, M., Arangalage, D., Franck, G., Perez, F., Cattan-Levy, L., ….. Laschet, J. (2019). Relationship of Iron Deposition to Calcium Deposition in Human Aortic Valve Leaflets. *Journal of the American College of Cardiology, 73(9),* 1043–1054.

Sensitivity: Public

[84] Ovcharenko, E. A., Klyshnikov, K. U., Glushkova, T. V., Batranin, A. V., Rezvova, M. A., Kudryavtseva, Y. A., ve Barbarash, L. S. (2017). Evaluation of a Failed Heart Valve Bioprosthesis Using Microcomputed Tomography. *Sovremennye tehnologii v medicine, 9,* 15-22.

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public

ÖZGEÇMİŞ

Ad-Soyad : Armin AMİNDARİ

ÖĞRENİM DURUMU:

- **Lisans** : 2009, Urmia Üniversitesi, Makine Mühendisliği Fakültesi, Makine Mühendisliği
- **Yüksek Lisans** : 2012, Dokuz Eylül Üniversitesi, Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Makine Dinamiği ve Teorisi

MESLEKİ DENEYİM VE ÖDÜLLER:

- 2017' den itibaren Arçelik-Merkez Ar-Ge' de kıdemli uzman mühendis olarak çalımaktadır.
- 2013-2017 yılları arsında, TÜBİTAK araştırma projesinde (1001) araştırmacı bursiyer olarak görev aldı.

DOKTORA TEZİNDEN TÜRETİLEN YAYINLAR, SUNUMLAR VE PATENTLER:

- **Amindari, A.,** Kırkköprü, K., Saltık, İ. L., Sünbüloğlu, E. (2020). Effect of non-linear leaflet material properties on aortic valve dynamics- A coupled fluid-structure approach. *Engineering Solid Mechanics, 9,* 123-136.
- **Amindari, A.,** Saltık, İ. L., Kırkköprü, K., Yacoub, M., Yalçın, H. C. (2017). Assessment of calcified aortic valve leaflet deformations and blood flow dynamics using fluid-structure interaction modeling. *Informatics in Medicine Unlocked, 9,* 191-199.
- **Amindari, A.,** Kirkköprü, K., Yacoub, M., Yalçın, H. C. (2016). 3D Simulation of Aortic Valve Hemodynamics Using Coupled CFD and FEM Approaches via ANSYS. *Biomedical Engineering Society Annual Meeting,* Ekim 5-8, 2016 Minneapolis, USA.

Sensitivity: Public

Sensitivity: Public