



**İNTRATORASİK HAVA YOLLARINDAKİ AKIŞ
KARAKTERİSTİKLERİNİN NÜMERİK YÖNTEMLER KULLANILARAK
ANALİZİ**

Uğur AYDOĞAN

**YÜKSEK LİSANS TEZİ
ENDÜSTRİYEL TASARIM MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI**

**GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ**

HAZİRAN 2023

ETİK BEYAN

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

- Tez içinde sunduğum verileri, bilgileri ve dokümanları akademik ve etik kurallar çerçevesinde elde ettiğimi,
- Tüm bilgi, belge, değerlendirme ve sonuçları bilimsel etik ve ahlak kurallarına uygun olarak sunduğumu,
- Tez çalışmada yararlandığım eserlerin tümüne uygun atıfta bulunarak kaynak gösterdiğimi,
- Kullanılan verilerde herhangi bir değişiklik yapmadığımı,
- Bu tezde sunduğum çalışmanın özgün olduğunu,

bildirir, aksi bir durumda aleyhime doğabilecek tüm hak kayıplarını kabullendiğimi beyan ederim.

Uğur AYDOĞAN

22/06/2023

İNTRATORASİK HAVA YOLLARINDAKİ AKIŞ KARAKTERİSTİKLERİNİN NÜMERİK YÖNTEMLER KULLANILARAK ANALİZİ

(Yüksek Lisans Tezi)

Uğur AYDOĞAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Haziran 2023

ÖZET

Bu çalışmada, toraks bilgisayarlı tomografileri (BT) hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) ile değerlendirilmiştir. 16 yaşındaki, Pulmoner Aspergillozis tanısı almış kadın hastanın enfeksiyon sırasında, enfeksiyon sonrasında ve akciğer enfeksiyonu olmadığı bir dönemde çekilen BT verileri kullanılarak solunum yolları, özellikle tıbbi amaçlı kullanılan bir görüntü işleme yazılımı olan MIMICS ile modellenmiştir. Modellemeler ile elde edilen geometriler HAD simülasyonlarında kullanılmış olup bu simülasyonlar ANSYS Fluent kullanılarak yapılmıştır. Geometrilereki akış paternleri, kesit alanları, akışkanın hızı ve basıncı ile yapısal değişiklikler incelenmiştir. Patolojik durum için elde edilen sayısal sonuçlar sağlıklı durumdakiler ile karşılaştırılmış olup hastanın solunum fonksiyon testleri ile bu sonuçlar arasındaki ilişki incelenmiştir. BT bulgularının HAD analizleriyle değerlendirilmesi neticesinde enfeksiyon döneminde sağlıklı döneme göre sol ana bronştaki hava akımının azaldığı, tüm kesit alanlarında daralma olduğu, akış paternlerinde belirgin bozulmalar olduğu görülmüştür. Enfeksiyonlu durumda, en yüksek akış hızına mukus plağının olduğu bölgede erişildiği görülmüştür. Enfeksiyon sonrasında enfeksiyonlu duruma göre tüm kesit alanlarının genişlediği, akış paternlerinin düzeldiği ve geometrilerdeki bozulmaların önemli ölçüde düzeldiği bulunmuştur. Klinik bulgular düzelse dahi hava akımına dair özelliklerin Aspergillozis öncesi duruma ulaşmadığı görülmüştür.

Bilim Kodu : 91411

Anahtar Kelimeler : hesaplamalı akışkanlar dinamiği, medikal modelleme, bilgisayarlı tomografi, trakeabronşiyal ağaç

Sayfa Adedi : 100

Danışman : Doç. Dr. Hüseyin Kürşad SEZER

İkinci Danışman : Prof. Dr. Mustafa Zeki YILMAZOĞLU

ANALYSIS OF FLOW CHARACTERISTICS IN INTRATORACIC AIRLINES USING NUMERICAL METHODS

(M. SC Thesis)

Uğur AYDOĞAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

June 2023

ABSTRACT

In this study, computed tomography (CT) of the thorax was evaluated with computational fluid dynamics (CFD). Respiratory tracts of a 16-year-old female patient diagnosed with Pulmonary Aspergillosis were modeled with MIMICS software which is an image processing software used especially for medical purposes, using CT data taken during infection, after infection, and in the absence of lung infection. The geometries obtained by modeling were used in CFD simulations and these simulations were made using ANSYS Fluent. Flow patterns, cross-sectional areas, velocity and pressure of the fluid and structural changes in the geometries were investigated. The numerical results obtained for the pathological condition were compared with those in the healthy condition, and the relationship between the patient's pulmonary function tests and these results were examined. As a result of the evaluation of CT findings with CFD analysis, it was observed that the air flow in the left main bronchus decreased in the infection period compared to the healthy period, there was a narrowing in all cross-sectional areas, and there were significant deteriorations in the flow patterns. In the infected state, it was observed that the highest flow rate was reached in the region of the mucous plaque. It was found that after the infection, all cross-sectional areas expanded, flow patterns improved, and the distortions in geometries were significantly improved according to the infected condition. Even if the clinical findings improved, it was observed that the airflow characteristics could not reach the pre-Aspergillosis state.

Science Code : 91411

Key Words : computational fluid dynamics, medical modelling, computed tomography, tracheobronchial tree

Page Number : 100

Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Hüseyin Kürşad SEZER

Co - Supervisor : Prof. Dr. Mustafa Zeki YILMAZOĞLU

TEŞEKKÜR

Bu yüksek lisans tezinin hazırlanması sürecinde ve tüm lisansüstü eğitimim boyunca desteklerini esirgemeyen kıymetli hocam Doç. Dr. Hüseyin Kürşad SEZER'e, tez kapsamındaki mihenk taşı sayılabilecek yerlerde tecrübesinden çokça istifade ettiğim ikinci danışmanım Prof. Dr. Mustafa Zeki YILMAZOĞLU'na, bu multidisipliner çalışmanın önünü açan Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Hastanesi Çocuk Göğüs Hastalıkları bölümünün kıymetli hekimleri Prof. Dr. Ayşe Tana ASLAN ve Doç. Dr. Tuğba Şişmanlar EYÜBOĞLU'na, toraks bilgisayarlı tomografilerini değerlendirirken tecrübelerinden çokça faydalandığım Gazi Üniversitesi Tıp Fakültesi Radyoloji Anabilim Dalı Öğretim Üyesi Doç. Dr. Betül Emine DERİNKUYU'ya, 1. Meram Uluslararası Pediatri Kongresinde desteklerini ve misafirperverliğini esirgemeyen kıymetli hocam Prof. Dr. Sevgi PEKCAN'a ve Meram Tıp Fakültesi Pediatri ekibine, bu süreçte gerekli zaman, esneklik ve her türlü fiziki imkanı sağlayan kıymetli işverenim Prof. Dr. Olcay Ersel CANYURT'a, türlü destekler sağlayan Endüstriyel Tasarım Mühendisliği Anabilim Dalı Başkanı sayın Prof. Dr. İsmail ŞAHİN'e, mezuniyet sürecinde karşılaştığım türlü zorluklara alternatifler sunarak bana yol gösteren Endüstriyel Tasarım Mühendisliği Anabilim Dalı araştırma görevlileri sayın Dr. Oğulcan EREN, Nurullah YÜKSEL ve Neslihan TOP'a, Fen Bilimleri Enstitüsü'nde evrak işlemlerinde sıklıkla desteklerini gördüğüm İdris ÇELİK'e, tez savunmam sırasında fikirlerini benimle paylaşan kıymetli jüri üyeleri Kırıkkale Üniversitesi Makine ve Metal Teknolojileri Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Mustafa BOZDEMİR, Çankırı Karatekin Üniversitesi Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Doç. Dr. Hüseyin GÖKÇE ve Gazi Üniversitesi Endüstriyel Tasarım Mühendisliği Ana Bilim Dalı öğretim üyesi Prof. Dr. Ahmet TAŞKESEN'e, tezin şekilsel düzenlemesinde ve baskıya hazırlanmasında çok yardımını gördüğüm Mustafa Görgülü'ye, tezin önemli kısımlarının Türk dili açısından uygunluğunu kontrol eden edebiyat öğretmeni kıymetli arkadaşım Saliha Yılmaz'a ve desteklerini her an hissettiğim kıymetli aileme teşekkürü bir borç bilirim.

Bu tez çalışmasını nadir hastalıklarla mücadele eden tüm çocuklara ve hayatlarına bir nebze de olsun dokunduğum hipogonadizm hastalarına ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa
ÖZET	iv
ABSTRACT.....	v
TEŞEKKÜR.....	vi
İÇİNDEKİLER	vii
ÇİZELGELERİN LİSTESİ.....	ix
ŞEKİLLERİN LİSTESİ	x
RESİMLERİN LİSTESİ	xi
SİMGELER VE KISALTMALAR.....	xiii
1. GİRİŞ.....	1
2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI	5
2.1. Solunum Sisteminin Anatomisi.....	5
2.2. Alt Solunum Yollarının Modellenmesi	6
2.2.1. Weibel modeli ve bu model referans alınarak oluşturulan diğer modeller	7
2.2.2. Gerçekçi modeller	8
2.3. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) Hakkında Genel Bilgilendirme.....	10
2.3.1. Hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin medikal alanındaki uygulamaları ...	11
2.4. Türkiyedeki Sağlık Harcamaları Üzerine Kısa Bir Değerlendirme	24
3. HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİNİN (HAD) TEORİSİ ..	25
3.1. HAD İçin Kullanılan Temel Denklemler	27
3.2. Temel Denklemlerin Çözümünde Kullanılan Ana Hesaplama Teknikleri	28
3.3. Türbülans Kavramına Genel Bakış	30
3.3.1. Türbülanslı akışların çözümünde kullanılan yöntemler.....	31
4. MEDİKAL MODELLEME VE SİMÜLASYONLARA HAZIRLIK.....	33
4.1. Medikal Modelleme	33

	Sayfa
4.1.1. Bilgisayarlı tomografi	34
4.2. Hastanın Tıbbi Durumu Hakkında Bilgilendirme.....	37
4.3. Medikal Modelleme	39
4.3.1. Segmentasyon işlemi.....	40
4.3.2. Geometrinin HAD simülasyonlarında kullanılacak duruma getirilmesi...	41
4.4. HAD Simülasyonlarındaki Kabuller	44
4.5. Başlangıç ve Sınır Şartlarının Tanımlanması.....	45
4.6. Sayısal Çözüm Ağları	46
4.7. Solunum Yolu Geometrilinde Sayısal Çözüm Ağı Oluşturulması	50
4.8. Çözücü Seçimine Dair Detaylar	53
4.9. HAD Simülasyonlarına Geçilmeden Önce Yapılan Hesaplamalar.....	55
4.10. HAD Simülasyonlarında Yapılan Çalışmalara Genel Bakış.....	58
5. BULGULAR	59
5.1. Solunum Yolu Geometrilerin Yapısal Olarak Değerlendirilmesi.....	59
5.2. Carina Öncesi ve Sonrasındaki Kesitlerde Alan, Hız ve Basınç Değişimleri.....	62
5.3. Akış Çizgilerinin ve Orta Kesitteki Hız Konturlarının Değerlendirilmesi	71
5.4. Carina Öncesindeki ve Sonrasındaki Normal Hızların Değerlendirilmesi	74
6. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME.....	77
KAYNAKLAR	79
EKLER.....	84
EK–1. HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar.....	85
EK–2. Hastanın yazılı izni	93
EK–3. HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi.....	94
ÖZGEÇMİŞ	100

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge	Sayfa
Çizelge 3.1. Türbülanslı akışların çözümünde kullanılan temel yöntemler.....	31
Çizelge 4.1. Farklı vücut dokularına ait Hounsfield değerleri.....	37
Çizelge 4.2. BT verilerine ait teknik detaylar	39
Çizelge 4.3. Akış girişi olarak seçilen bölgelerdeki kesit alanı ve akışkan hızı değerleri	46
Çizelge 4.4. İki ve üç boyutlu hücre tipleri.....	47
Çizelge 4.5. Çarpıklık kriterleri	49
Çizelge 4.6. Ortogonal kalite değerlerinin sınıflandırılması.....	50
Çizelge 4.7. Elde edilen modellere mesh uygulanması sonucunda elde edilen veriler ..	53
Çizelge 4.8. HAD çözümüne geçmeden önce yapılan hesaplamaların sonuçları.....	57
Çizelge 5.1. Kesit alanları.....	63
Çizelge 5.2. Kesit alanlarının değişimi.....	64
Çizelge 5.3. Kesit alanlarının daralma ve genişleme oranları	64
Çizelge 5.4. Kesitlerdeki hızlar.....	66
Çizelge 5.6. Kesitlerdeki hız değişimleri.....	68
Çizelge 5.7. Her üç durum için incelenen kesitlerdeki basınç değişimleri.....	70
Çizelge 5.8. Basınç değişimleri	71
Çizelge 5.9. Kesitlerdeki basınç değişimleri.....	71
Çizelge 5.10. Kesitlerdeki normal hızlar	74

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil	Sayfa
Şekil 1.1. Tezin organizasyonu.....	3
Şekil 2.1. BT veya MR görüntülerinden gerçekçi modeller elde edilmesi.....	8
Şekil 2.2. HAD uygulama alanlarına dair örnekler.....	11
Şekil 2.3. HAD'ın kardiyovasküler alanındaki uygulamalarına örnekler.....	12
Şekil 2.3. HAD'ın solunum sistemi alanındaki bazı uygulamaları.....	18
Şekil 3.1. HAD çözüm algoritması	26
Şekil 3.2. Bir boyutlu laminar ve türbülanslı akıslarda parçacık yörünge çizgileri.....	30
Şekil 3.3. RANS temelli türbülans modelleri	32
Şekil 4.1. Yapılan çalışmalar	33
Şekil 4.2. Bir objeden geçen X ışınları	35
Şekil 4.3. Farklı objelerden geçen X ışınları.....	35
Şekil 4.3. Üç boyutlu pikseller (vokseller)	36
Şekil 4.4. Basit 2 ve 3 boyutlu ağ yapıları	47
Şekil 4.5. İki ve üç boyutlu hücre tipleri.....	47
Şekil 4.6. Kartezyen ve eğrisel ağ yapıları (yapılandırılmış ağlar).....	48
Şekil 4.7. Eşkenar üçgen ve eşkenar dörtgenlerin çarpılmış halleri	49
Şekil 4.8. Çözüm ağı bağımsızlık testinin yapılış döngüsü	51
Şekil 4.9. Basınç temelli ayrıştırılmış ve birleştirilmiş algoritmalar	54
Şekil 4.10. Yoğunluk temelli çözücü yaklaşımı	55

RESİMLERİN LİSTESİ

Resim	Sayfa
Resim 2.1. İnsan solunum sistemi.....	5
Resim 2.2. Trakeabronşiyal ağaç ve bölgelerini gösteren Weibel modeli.....	6
Resim 2.3. Basitleştirilmiş akciğer modeli	7
Resim 2.4. Gerçekçi solunum yolu geometrileri	9
Resim 2.5. Beyin anevrizması	13
Resim 2.6. Aort yırtılması.....	14
Resim 2.7. Pulmoner hipertansiyon	15
Resim 2.8. Aort içi balon pompası.....	16
Resim 2.9. Kalpteki kapakçıklar	17
Resim 4.1. BT cihazı.....	34
Resim 4.2. 6 Şubat 2020 tarihli BT çekiminden elde edilen detaylar.....	37
Resim 4.3. Üç farklı tarihte çekilmiş BT görüntüleri	38
Resim 4.4. Segmente edilen solunum bölgesi	39
Resim 4.5. Elde edilen modeller	40
Resim 4.6. Segmentasyon (bölüntüleme) işlemi.....	41
Resim 4.7. MIMICS ile elde edilen STL geometri	42
Resim 4.8. Üçgen yüzeylerin sayısının azaltılması	43
Resim 4.9. STL dosyası düzenlenmeden önce ve düzenlendikten sonraki durum	43
Resim 4.10. SpaceClaim yazılımında HAD analizleri için düzenlenmiş geometri	44
Resim 4.11. HAD analizleri için düzenlenmiş geometriler	44
Resim 4.12. Girişteki kesitler.....	45
Resim 4.13. Geometriye sayısal çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylar – 1	51
Resim 4.14. Geometriye sayısal çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylar – 2	52

Resim	Sayfa
Resim 4.15. Sınır tabakalardaki ve geometri içindeki sayısal çözüm ağları	52
Resim 4.16. Fluent akış şeması.....	58
Resim 5.1. Solunum yolu geometrilerindeki daralma ve genişlemeler	60
Resim 5.2. Akış dönmelerinin olduğu bölgedeki akım çizgileri	61
Resim 5.3. Mukus tıkaçının trakea lümenine etkisi ve bu bölgedeki sayısal çözüm ağları.....	61
Resim 5.4. Akış dönmesinin gerçekleştiği bölgedeki akış vektörleri.....	62
Resim 5.5. Alan, hız ve basınç değişimlerinin incelendiği kesitler	63
Resim 5.6. Kesitler ve kesitlerdeki değişimler	65
Resim 5.7. Aspergillosis öncesi durumda 5 no'lu kesit ile 7 no'lu kesitteki hız konturları.....	66
Resim 5.8. Aspergillosis durumunda 5 no'lu kesit ile 2 no'lu kesitteki hız konturları ..	67
Resim 5.9. Enfeksiyon sonrası durumda 5 no'lu kesit ile 7 no'lu kesitteki hız konturları.....	67
Resim 5.10. Tüm kesitlerdeki hız konturlarının dağılımları.....	69
Resim 5.11. Orta kesitteki hız konturları	72
Resim 5.12. Akış çizgileri.....	73
Resim 5.13. İncelenen kesitlerdeki normal hız dağılımları	75
Resim 5.14. Carina öncesindeki profillerdeki normal hız dağılımları ve hız konturları	76

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
A_i	Trakea girişi kesit alanı (m^2)
$\vec{a}$	İvme ($kg \cdot m/sn^2$)
C_f	Yüzey sürtünme katsayısı
D_h	Hidrolik çap (m)
ε	Dissipasyon oranı
$\vec{F}$	Kuvvet (Newton)
k	Türbülans kinetik enerjisi (Joule)
$\dot{m}$	Kütleli debi (kg/sn)
m	Kütle (kg)
ρ	Yoğunluk (kg/m^3)
Re	Reynolds sayısı
τ_w	Kayma gerilmesi (Pa)
U_T	Gerinim oranı
U_∞	Serbest akış hızı (m/sn)
u	x doğrultusundaki hız (m/sn)
v	y doğrultusundaki hız (m/sn)
ν	Kinematik viskozite (m^2/sn)
y	İlk hücre yüksekliği (mm)
w	z doğrultusundaki hız (m/sn)
Q	Hacimsel debi (m^3/sn)
$\dot{Q}$	Isı (Watt)
μ	Dinamik viskozite ($kg/m \cdot sn$)
ω	Birim kinetik enerji dissipasyon oranı

Kısaltmalar**Açıklamalar**

ALL	Akut lenfoblastik lösemi
AZLI	Aztrenoam lisin
BAL	Bronkoalveolar lavaj
BT	Bilgisayarlı tomografi
BDT	Bilgisayar destekli tasarım
COUPLED	Pressure – velocity coupling
DICOM	Digital imaging and communication in medicine
DNS	Direct numerical simulation
Eİ	Eklemeli imalat
FOV	Field of view (görüntüleme alanı)
FSI	Fluid structure interaction (sıvı – yapı etkileşimi)
GSYH	Gayri safi yıllık hasıla
HAD	Hesaplama akışkanlar dinamiği
HU	Hounsfield unit (Hounsfield birimi)
İİP	İdiyopatik interstisiyel pnömoni
İPF	İdiyopatik pulmoner fibroz
KOAH	Kronik obstrüktif akciğer hastalığı
LES	Large eddy simulation (büyük girdap simülasyonu)
MR	Manyetik rezonans
PC – MRV	Phase contrast magnetic resonance imaging
PH	Pulmoner hipertansiyon
PISO	Pressure – implicit with splitting of operators
PVR	Pulmoner vascular resistance
RANS	Reynolds average navier stokes
RHC	Right hearth catheterization
SIMPLE	Semi – implicit method for pressure linked equations
SIMPLEC	SIMPLE - consistent
STEP	Standard for the exchange of product data
STL	Standart triangled language
TB	Trakeabronşiyal ağaç
TÜİK	Türkiye istatistik kurumu
WSS	Wall shear stress

1. GİRİŞ

Son yıllardaki mühendislik alanlarındaki gelişmeler, sağlık hizmetlerinin kalitesini artırmaktadır. Özellikle eklemeli imalat (Eİ) ve bilgisayar simülasyonları sayesinde hastaya özel tedavi çözümleri elde edilebilmekte, doktorların teşhis koyması ve tedaviyi planlaması kolaylaşmaktadır. Akılcı tedavi yaklaşımları sayesinde hastalar tedavilerden en yüksek faydayı görmektedirler.

Problemin tanımı

Günümüzdeki ticarileştirilmiş ve hızlandırılmış sağlık hizmetleri birçok tetkik, ileri inceleme ve görüntüleme yöntemlerinin kullanılmasına sebep olmaktadır. Bu durum sağlıkta israfı beraberinde getirmekte olup ülkelerin sağlık giderlerini önemli ölçüde arttırmaktadır. Aynı zamanda, hastaların tanı alması ve tedaviye başlaması gecikmektedir. Bu durumlar, kişiye özel tanı ve tedavi uygulamalarının son derece zorunlu olduğunu göstermektedir.

Tezin amacı, kapsamı ve niteliği

Bu tez çalışmasında, insan vücudundaki en önemli hayati sistemlerden birisi olan solunum sisteminin enfektif hastalıklarının tanı ve tedavisinde bilgisayar simülasyonlarının nasıl bir rol oynadığı araştırılmıştır. Çalışma yapılırken, göğüs hastalıkları ve radyoloji uzmanlarının bilgisine başvurulmuştur. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği (HAD) simülasyonlarının kronik bronşit, bronşektazi, kronik obstrüktif (tıkayıcı) akciğer hastalığı (KOAH), kistik fibröz, trakeobronkomalazi gibi tıkayıcı hava yolu hastalıklarından muzdarip insanların tedavilerinin daha iyi planlanması ve hastaya en uygun tedavi planının ne olacağının seçilmesi konusunda hekime nasıl yol gösterebileceği incelenmiştir. Bu çalışmanın, *disiplinler arası inovatif çalışmaların* önünü açması hedeflenmektedir.

Tez çalışması kapsamında yapılanlar

Yapılan literatür araştırmaları neticesinde, medikal modelleme ve HAD çalışmalarında solunum yollarının enfeksiyonlu hastalıklarına dair yapılan çalışmaların az olduğu görülmüştür. Bundan dolayı, Pulmoner Aspergillosis enfeksiyonu tanısı almış bir hastanın verileri kullanılarak literatürdeki bu boşluğun doldurulması amaçlanmıştır. Bu çalışmada,

hastanın alt solunum yollarındaki (trakeabronşiyal ağaç) hava dağılımları HAD simülasyonları kullanılarak geriye dönük (retrospektif) olarak değerlendirilmiştir. Alt solunum yollarının modellenmesi yapılırken kaynak olarak Bilgisayarlı Tomografi (BT) verileri kullanılmıştır. Modelleme, MIMICS yazılımının ticari olmayan demo sürümü ile yapılmıştır. Hastanın, önceden başka bir tıbbi sebeple çekilmiş BT' lerinden, enfeksiyon sırasında ve tedavi sonrasında çekilmiş BT' lerinden üç boyutlu modeller oluşturulmuştur. Oluşturulan modellere HAD analizleri yapılmış olup solunum yollarının dallanma yapmadan önceki ve dallanma yaptıktan sonraki bölgelerindeki (Carina öncesi ve sonrasındaki) hız ve basınç dağılımları ile kesitlerdeki daralma ve genişlemeler incelenmiş ve akışın karakteristiği belirlenmiştir. HAD verilerinden elde edilen sonuçlar klinik veriler ile karşılaştırılarak hastalığın düzelme durumu tespit edilmeye çalışılmıştır.

Araştırmanın sınırlılıkları

Modelleme ve HAD simülasyonlarının gerçekleştirilmesi 12 ay sürmüş olup çalışma sırasında hasta vefat etmiştir. Bundan dolayı mevcut hastanın bir adet solunum fonksiyon testi sonucu elde edilebilmiş, sadece bu sonuç HAD simülasyonlarını doğrulama amacıyla kullanılabilmektedir. Simülasyonların doğrulanması zaman aldığı için geniş bir hasta popülasyonunun verilerini kullanmak yerine bir hastanın verileri kullanılmıştır.

Tezin organizasyonu

Çalışma; literatür araştırması, HAD'ın teorik alt yapısı, medikal modelleme ve bulgular olmak üzere dört ana başlık içermektedir.

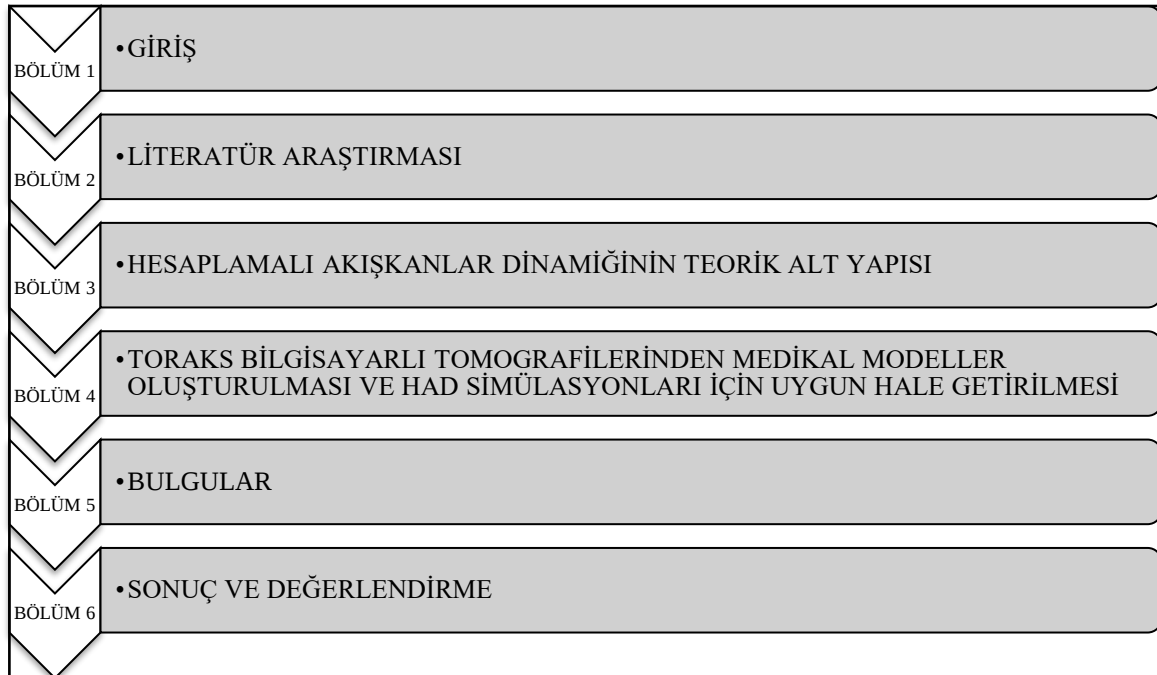
Literatür araştırması dört ana başlık altında toplanmıştır. Çalışılan konu disiplinler arası olduğu için ilk iki başlıkta konunun bağlamını oluşturan temeller hakkında bilgi verilmiştir. Solunum sistemi anatomisi ana hatlarıyla ele alındıktan sonra modellemede kullanılan temel yöntemler anlatılmıştır. Üçüncü başlıkta HAD hakkında genel bilgiler verilmiştir ve medikalde nasıl kullanıldığı açıklanmıştır. Kardiyovasküler ve solunum sisteminde kullanımına dair yapılmış farklı konu başlıkları altında toplanarak deneysel ve teorik çalışmalar özetlenmiştir. Son başlıkta Türkiye'deki sağlık harcamalarında radyolojik görüntülemenin maliyet kalemlerine etkisi incelenmiştir.

Teori kısmında HAD için kullanılan temel korunum denklemleri anlatılmıştır. Akışkanlar mekaniğindeki temel denklemlerin çözümünde kullanılan sonlu elemanlar, sonlu farklar, spektral ve sonlu hacimler yöntemlerine değinilmiştir. Türbülans kavramı kısaca açıklanmış olup DNS, RANS ve LES yöntemleri anlatılmıştır. RANS temelli türbülans modellerinin (Spalart – Allmaras, $k - \epsilon$, RNG $k - \epsilon$, Realizable $k - \epsilon$, Standart $k - \omega$, SST $k - \omega$) birbirlerine göre zayıflıkları ve üstünlükleri incelenmiştir.

Medikal modelleme kısmında, medikal modellemeden, bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleme tekniklerinden, BT verilerinden solunum yolları geometrisinin elde edilmesinden, geometrinin HAD simülasyonları için optimize edilmesinden, HAD simülasyonları için yapılan kabullerden, başlangıç ve sınır şartlarının tanımlanmasından, sayısal çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylardan, sayısal çözüm ağının kalitesinden, çözücü seçimine dair detaylardan ve HAD simülasyonlarına geçilmeden önce yapılan hesaplamalardan bahsedilmiştir.

Bulgular kısmında oluşturulan üç modelden elde edilen hız, basınç ve kesit alanlarının değişimine dair veriler detaylı olarak analiz edilmiş ve klinik bulgularla ilişkilendirilmiştir.

Tezin organizasyonu Şekil 1.1’de verilmiştir.

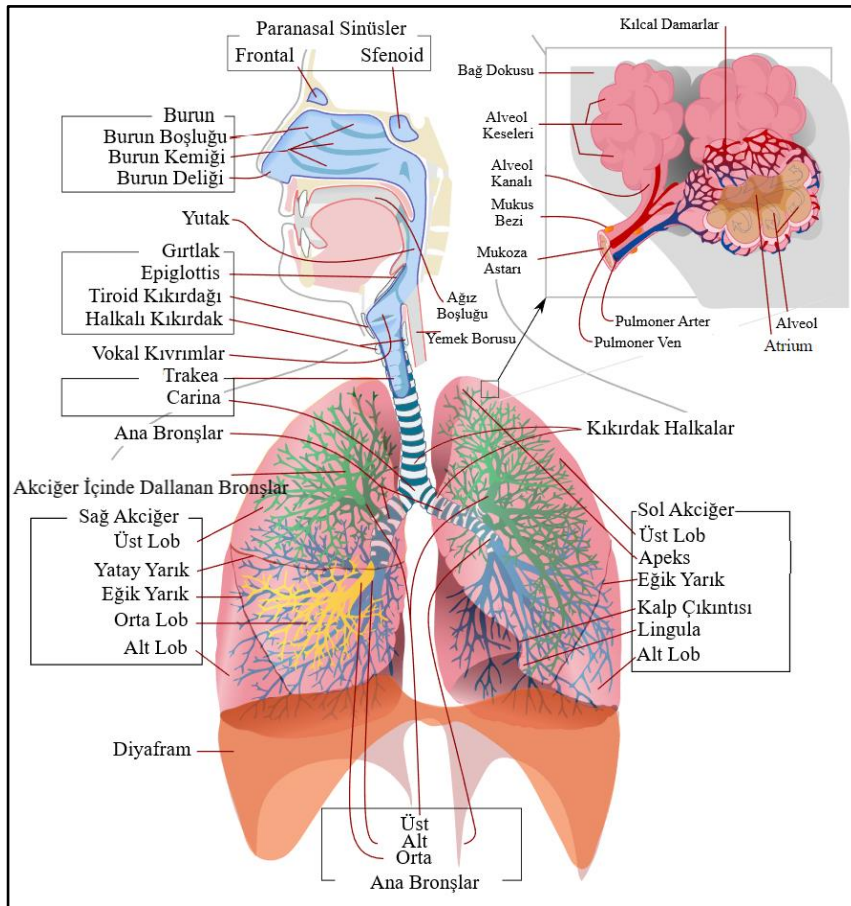


Şekil 1.1. Tezin organizasyonu

2. LİTERATÜR ARAŞTIRMASI

2.1. Solunum Sisteminin Anatomisi

Vücuttaki hücrelerin kendi metabolik aktivitelerini devam ettirebilmeleri enerji ile mümkündür. İhtiyaç duyulan bu enerjinin büyük bölümü oksijen (O_2) içeren reaksiyonlardan elde edilir. Bu reaksiyonların temel atık ürünü karbondioksittir (CO_2). Solunum sisteminin görevi atmosfer havasındaki oksijenin vücuda girişini ve karbondioksitin dışarı atılmasını sağlamaktır [1]. İnsan solunum sistemi Resim 2.1’de görüldüğü gibi birçok kısımdan oluşsa da temelde üst ve alt solunum yolları olarak iki ana grupta incelenebilir. Burun boşluğu, farinks (yutak) ve gırtlak üst solunum yollarına (ekstratorasik bölge); trakea (soluk borusu), bronşlar ve akciğerler alt solunum yollarına (trakeabronşiyal bölge) ait yapılardır [2].



Resim 2.1. İnsan solunum sistemi [3]

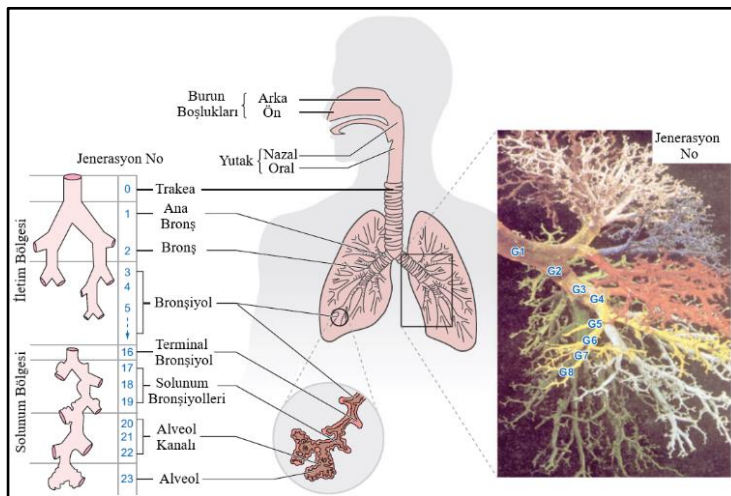
Alt solunum yollarının trakeabronşiyal bölgesi (TB) trakeadan terminal bronşiyal bölgeye kadar olan alandır. Bu bölgenin görevi, havanın gaz değişim bölgesi olan alveoler bölgeye iletilmesini sağlamaktır. Trakeadan çıkan iki hava yoluna ana bronş denir. Ana bronşlar sağ

ve sol akciğere giderler. Sağ bronş üç ana kola, sol bronş ise iki ana kola ayrılır. Bunlar da daha sonra birçok dala ayrılır. Trakea ve ana bronşlar üzerindeki kıkırdak halkalar hava yollarının iç yüzeyinin kıvrımlı olmasını sağlar. Bazı çalışmalar halkasal yapının trakeabronşiyal alanda partikül birikimini artırdığını göstermiştir [4].

Tez kapsamında TB (soluk borusu, ana bronşlar, bronşlar) çalışıldığı için bu kısmın modellenmesi ele alınacaktır.

2.2. Alt Solunum Yollarının Modellenmesi

Trakeadaki hava akışının ve partikül dağılımlarının deneysel ve sayısal yöntemlerle doğru değerlendirilebilmesinde, hava yollarının doğru ve gerçekçi modellenmesi önem arz etmektedir [5]. Modelleme yapılırken trakeabronşiyal ağaç terminolojisi kullanılmakta olup bu terminolojiye göre trakeabronşiyal ağaç, iletim bölgesi (conducting zone) ve solunum bölgesi (respiratory zone) olmak üzere iki ana kısma ayrılmıştır [6]. İletim bölgesinin ana yapıları trakea (G0 bölgesi), sağ ve sol ana bronşlar (G1 bölgesi), ana bronşlardan dallanan diğer bronşlar (G2 bölgesi) ve bronşiyol denilen daha küçük yapılar (G3 bölgesinden G15 bölgesine kadar) olup gaz değişimi G13 bölgesinde gerçekleşir. Solunum bölgesi ise terminal bronşiyollerden (G16 bölgesi) alveollere kadar olan bölge olup (G23 bölgesi) esas görevi gaz değişimidir [5, 7]. Trakeabronşiyal ve alveoler bölgelerin analizinde kullanılan geometrik modeller Weibel modeli, gerçekçi modeller ve bilgisayar tarafından üretilmiş modeller olup Weibel modeli Resim 2.2’ de görülmektedir.

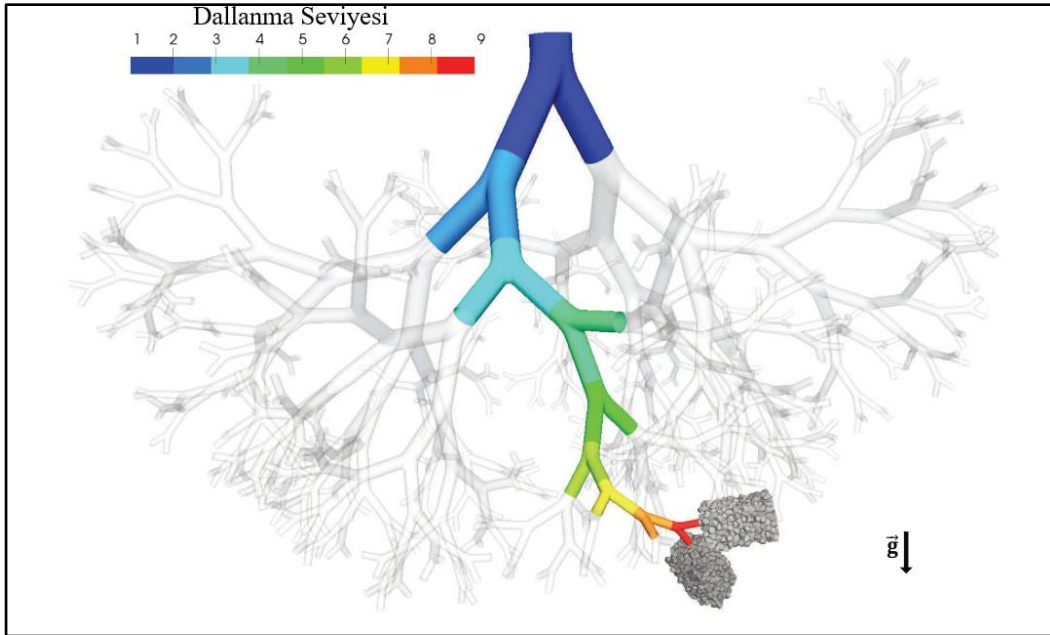


Resim 2.2. Trakeabronşiyal ağaç ve bölgelerini gösteren Weibel modeli [5]

2.2.1. Weibel modeli ve bu model referans alınarak oluşturulan diğer modeller

Weibel modeli, solunum yollarındaki geometrik hiyerarşiyi gösteren bir model olup, bu modelde solunum yolları trakeadan alveollere kadar dallanan ağaçlar olarak temsil edilmiştir. Bu modelde, akciğerdeki hava yollarının silindirik bir geometriye sahip olduğu ve her bronşun simetrik olarak diğer iki bronşiyal tübe dallandığı varsayılmıştır [8].

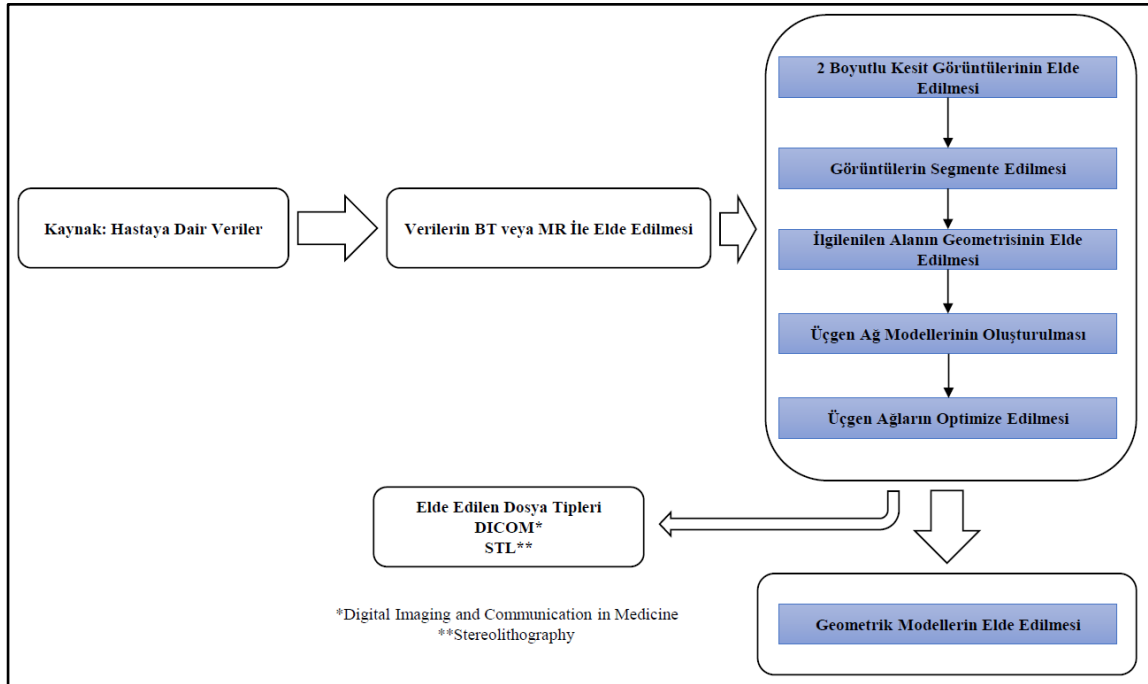
Literatürde Weibel modeli kullanılarak türetilmiş Finlay modeli gibi başka modeller de mevcuttur. Finlay, Lange, King ve Speert tarafından yapılan bir çalışmada, Weibel modeli referans alınarak, modelin orijinal yapıları ve hacimsel verileri korunmak şartıyla, boyutlar idealleştirilmiş ve simetrik bir akciğer geometrisi oluşturulmuştur [9]. Weibel modelinde iletim bölgesi (conducting zone) G16'da biterken Finlay modelinde bu bölge G14'de bitmiştir. Koullapis, Sznitman ve Kassinos tarafından yapılan bir diğer çalışmada, iletim bölgesi G10 – G19 arasında idealize edilerek heterojen bir asiner model kullanılarak, basitleştirilmiş derin bir akciğer modeli geliştirilmiş olup bu model Resim 2.3'te görülmektedir [10].



Resim 2.3. Basitleştirilmiş akciğer modeli [10]

2.2.2. Gerçekçi modeller

Gerçekçi modeller üretilirken bilgisayarlı tomografi (BT) ve manyetik rezonans (MR) görüntüleri kullanılır. BT veya MR verileri kullanılarak gerçekçi modeller elde edilmesinde 4 temel aşama söz konusudur. İlk aşamada BT veya MR yöntemleriyle hastanın ilgili vücut bölümü taranır. İkinci aşamada 2 boyutlu kesit görüntülerini içeren DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine – Tıpta Dijital Görüntüleme ve İletişim) dosya formatında veri seti elde edilir. Üçüncü aşamada görüntü işleme yazılımları ile çok katmanlı DICOM verileri işlenerek STL (Standart Triangled Language – Standart Mozaik Dili) formatında 3 boyutlu (3B) geometrik modeller elde edilir. Son aşamada ise bu modeller istenilen BDT (Bilgisayar Destekli Tasarım - CAD) formatında katı modele dönüştürülür. Tüm bu işlemler şematik olarak Şekil 2.1’de görülmekte olup şekil oluşturulurken 11. ve 15. kaynaklar esas alınmıştır.

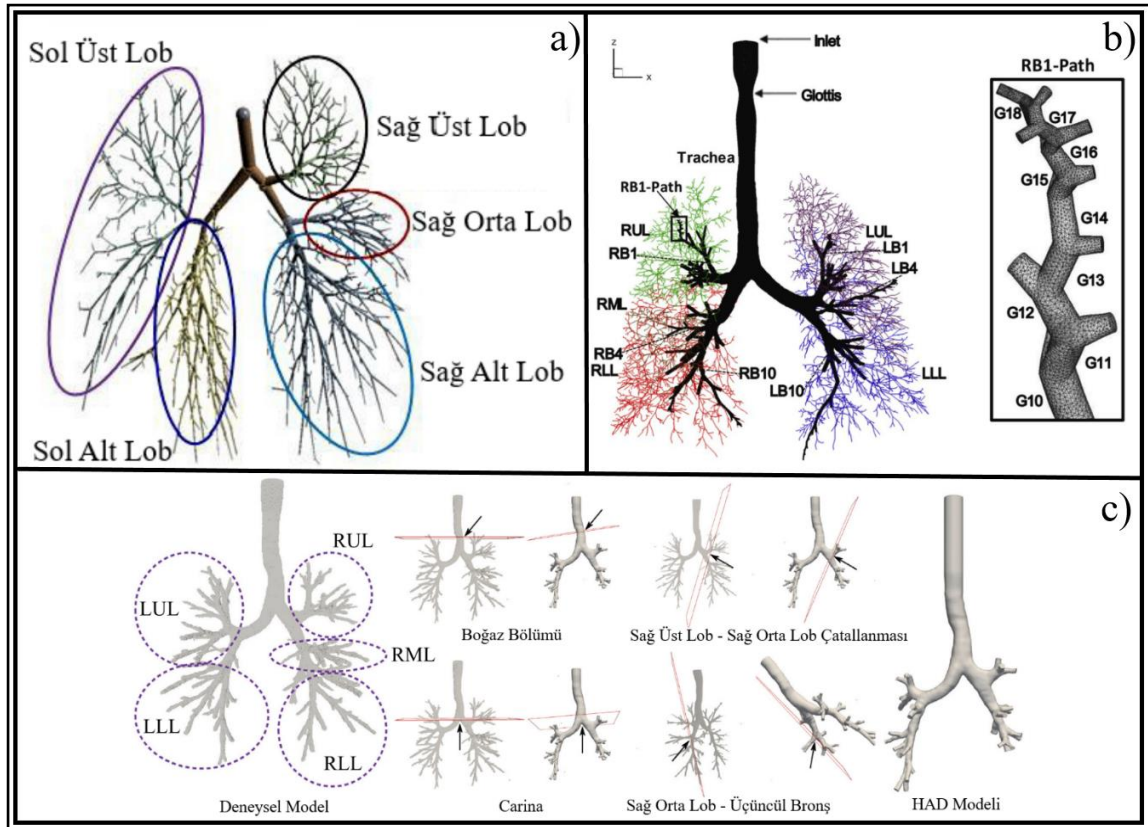


Şekil 2.1. BT veya MR görüntülerinden gerçekçi modeller elde edilmesi

Bu tez çalışması kapsamında medikal modellemenin yapılışı ise Bölüm 4’te detaylı olarak anlatılmıştır.

Gerçekçi modeller kullanılarak yapılmış bazı çalışmalar

İslam ve diğerleri tarafından yapılmış bir çalışmada, solunum yollarının G17 segmentine kadar olan bölümdeki aerosol taşınımı ve birikimi incelenmiş olup analizlerde kullanılan model Resim 2.4.a'da görülmektedir. Sayısal sonuçlar, ataletle dayalı etkilerin üst solunum yollarında baskın olduğunu; parçacıkların büyük kısmının üst solunum yollarında biriktiğini; küçük çaplı parçacıkların büyük kısmının solunum modellerinden bağımsız olarak G17'de hava yolu çıkış sınırından ayrıldığını; hızlı solunum sırasında daha büyük parçacıkların birikme konsantrasyonunun üst solunum yollarında daha yüksek olduğunu göstermiştir [12]. Rajaraman ve diğerleri tarafından yapılmış bir çalışmada, farklı hava yolları geometrisine sahip şiddetli astımı olan akciğerlerde partiküllerin taşınmasında ve birikmesinde nem çekiciliğin (higroskopiklik) etkisi gerçekçi modeller kullanılarak araştırılmış olup analizlerde kullanılan model Resim 2.4.b'de görülmektedir [13]. Farghadan ve diğerleri tarafından yapılmış bir diğer çalışmada ise mikropartiküllerin üst TB ağaçta nasıl dağıldığı ve biriktiği incelenirken gerçekçi modeller kullanılmış olup bu modeller Resim 2.4.c'de görülmektedir [14].



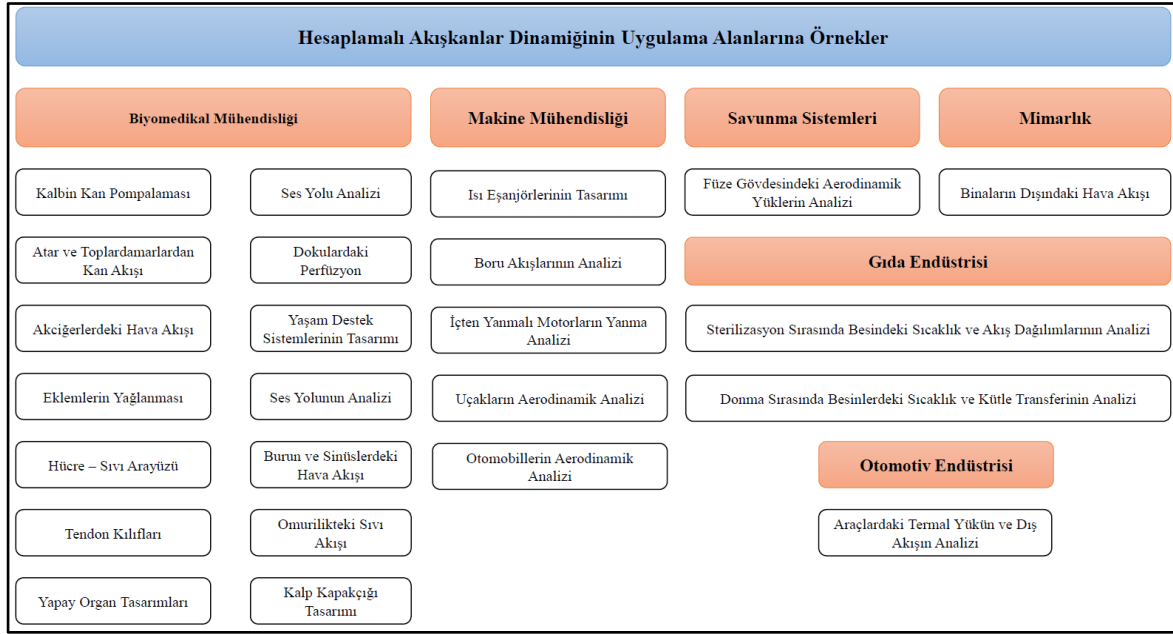
Resim 2.4. Gerçekçi solunum yolu geometrileri

2.3. Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği (HAD) Hakkında Genel Bilgilendirme

HAD, matematik, bilgisayar bilimleri ve mühendislik disiplinlerini içeren, ana kaynağı akışkanlar mekaniği ve ısı transferi olan, akışkanların dinamiklerini simüle etmek için kullanılan bilgisayar tabanlı bir araç olup bu hesaplama yönteminde akışkan akışı ile ilgili problemleri analiz etmek ve çözmek için sayısal yöntemler ve algoritmalar kullanılır. Akışkanlar mekaniğinde esas itibarıyla akışkanların hareketli veya durgun halleri incelenirken, HAD'da daha çok hareket halindeki akışkanların davranışları incelenir [16,17]. Günümüzde mühendisler bir akış problemiyle karşılaştıkları zaman hem deneysel analizi hem de HAD analizini uyguladılar. Bu iki yaklaşım birbirini tamamlar niteliktedir. Örneğin, kaldırma, direnç, basınç düşüşü veya güç gibi genel özellikler deneysel olarak elde edilebilir. Ama kayma gerilmeleri, hız ve basınç dağılımları, akışa ait akım çizgileri gibi akış alanı hakkındaki ayrıntılar HAD ile belirlenir [18].

HAD ile temel akış denklemleri içindeki terimler daha detaylı analiz edilebilir. Bunun yanında, gerçek akışların simülasyonu için ekonomik bir araç olarak kullanılan bu yöntem, deneysel ve analitik yaklaşımları tamamlayıcı nitelikte olup, akışa ait daha detaylı görselleştirmelerin yapılmasını ve kapsamlı bilgilere ulaşılmasını sağlar [17].

HAD temel ve uygulamalı araştırmaların yanı sıra, endüstriyel uygulamalar için de güçlü bir araç haline gelmiştir. Özellikle havacılık ve uzay mühendisliği olmak üzere makina, otomotiv, biyomedikal ve enerji mühendisliği gibi diğer birçok mühendislik uygulamalarında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bu uygulamalara dair bazı örnekler Şekil 2.2'de verilmiştir [19].



Şekil 2.2. HAD uygulama alanlarına dair örnekler

2.3.1. Hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin medikal alanındaki uygulamaları

Son yıllarda, HAD'ın biyomedikal ve sağlık araştırmalarındaki uygulamaları giderek yaygınlaşmaktadır. HAD, vücut içinde ilacın taşınımı veya hedefe ulaştırılması amacıyla kullanılan ilaç dağıtım sistemlerinin ve fizyolojik akışların analizinde; cerrahi planlamaların yapılmasında; vasküler stentler ve kapak protezleri gibi tıbbi tasarımların geliştirilmesinde kullanılmıştır. HAD'ın tıptaki en yaygın uygulama alanı kardiyovasküler sistem (kalp ve damar sistemi) olmuştur. Bunu solunum sistemi takip etmektedir. HAD, ayrıca beyin omurilik sıvısının, eklem sıvısının ve hücre içi sıvısının analizinde de kullanılmıştır. Klinikte tıbbi kararlar vermeyi etkileme potansiyeli yüksek bir disiplindir. Ama klinikte tam olarak uygulanabilmesi için daha çok zamana ihtiyacı vardır. Araştırmacıların ve doktorların temel prensipleri iyi bilmesini gerektirmektedir [20].

Ancak her iki meslek grubundan insanların temel prensipleri iyi bilmesi pek olası değildir. Bu nedenle, hastanelerde biyomedikal alanında faaliyet gösteren mühendislerin istihdam edilmesi kritik önem arz etmektedir. Biyomedikal alanında eğitim almış kişiler sağlık ekiplerine kişiye özel tedavi geliştirilmesi konusunda katkı sağlayacaklardır. Son yıllarda özellikle ortopedi alanında yaygınlaşan bu yaklaşımların tüm tıp alanlarında yaygınlaşması ve bu konularda uzman personelin yetiştirilmesi istihdam anlamında da katkı sağlayacaktır. Ülkemizdeki Biyomedikal Mühendisliği Bölümleri ne yazık ki biyolojik ya da kimyasal

süreçlere odaklanmıştır ve bu da tıbbi cihazların üretimi ya da kişiye özel tedavi imkanlarında bu personellerin istihdamını sınırlandırmıştır. HAD analizleri birçok mühendislik probleminin çözümünde özellikle yurt dışında etkin biçimde kullanılmaktadır.

Devam eden bölümlerde HAD'ın kardiyovasküler ve solunum sistemi alanlarında nasıl uygulandığına dair literatürde yapılan çalışmaların özeti verilmiştir. Bahsi geçen konular mühendislik ve tıp disiplinlerini bir arada içerdiği için çalışmalar özetlenmeden önce tıbbi durumlar hakkında genel bilgiler verilmiştir.

Kardiyovasküler sistem alanındaki uygulamaları

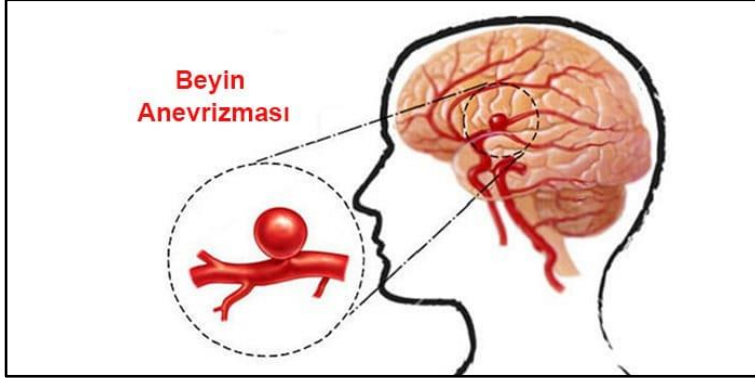
Kardiyovasküler sistem alanında HAD, kalp kapakçığı protezi tasarımından beyin anevrizmalarına kadar çok çeşitli alanlarda kullanılmıştır. Uygulama alanlarına dair örnekler Şekil 2.3'te verilmiştir [21]. Bu kısımdaki literatür özetlerinde, beyin anevrizmalarına, aort yırtılmalarına, pulmoner hipertansiyona, aort içi balon pompasına ve mitral kapak protezlerine dair örnekler bulunmaktadır.



Şekil 2.3. HAD'ın kardiyovasküler alanındaki uygulamalarına örnekler

Beyin anevrizmaları ile ilgili çalışmalar

Beyin anevrizması beyindeki kan damarlarında çıkıntı ya da balonlaşma olmasıdır. Beyine gelen atardamarların duvarındaki incelmeye nedeniyle oluşurlar [22]. Beyin anevrizmaları Resim 2.5’te basitleştirilmiş şekliyle görülmektedir.



Resim 2.5. Beyin anevrizması [23]

Schnediers ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, kafa içi anevrizmaların yırtılmasında hemodinamiğin¹ etkisi araştırılırken HAD kullanılmıştır [24]. HAD ile belirlenen hemodinamiklerin yırtılmış ve yırtılmamış anevrizmaları ayırt etmede etkin bir rolünün olup olmadığını araştırılmıştır. Çalışmada 55’i yırtılmış, 62’si yırtılmamış anevrizma üzerinde yapılan analizlerde hız konturları, akış çizgileri ve duvar kayma gerilmeleri incelenmiştir. HAD simülasyonlarındaki başlangıç koşulları için faz kontrastlı MR görüntüleme (Phase Contrast Magnetic Resonance Velocimetry – PC-MRV) ile ölçülen hız değerleri kullanılmıştır. Analizlerde kullanılan geometri yüksek çözünürlüklü 3 boyutlu anjiyogramdan elde edilmiş olup bu çalışmada damar duvarları rijit kabul edilmiştir. Hemodinamik parametrelerin daha detaylı değerlendirilebilmesi için tek ve çok değişkenli analizler gerçekleştirilmiştir. Sonuç olarak, yırtılma durumunu ayırt etmede hemodinamiğin bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.

Aort yırtılmaları ile ilgili çalışmalar

Kalpte çıktığı noktada yaklaşık 3 cm çapında olan aort damarının iç kısmından yırtılması aort diseksiyonu (yırtılması) olarak tanımlanır. Aort damarı fiziksel olarak 3 ayrı tabakadan

¹ Hemodinami: Kanın damarlardan akış durumunu (hız, basınç vs.) ifade eden bir terim

oluşur. Kanın geçtiği iç katmanda farklı sebeplerden dolayı yırtılma oluşabilir. Aortun içinden yüksek basınçla geçen kan, yırtık olan iç katmanın olduğu bölgenin açılmasına ve kanın orta tabakaya geçmesine neden olur. Aort damarının iç ve dış katmanlarının birbirinden ayrılmasına yol açan bu durumun neticesinde aort içindeki kan, aort duvarlarından vücut içindeki boşluklara doğru akmaya başlar. Bu durum kişinin ani şoka girmesine ve hayatını kaybetmesine yol açabilir [25]. Aort yırtılmaları Resim 2.6’da basitleştirilmiş şekliyle görülmektedir.

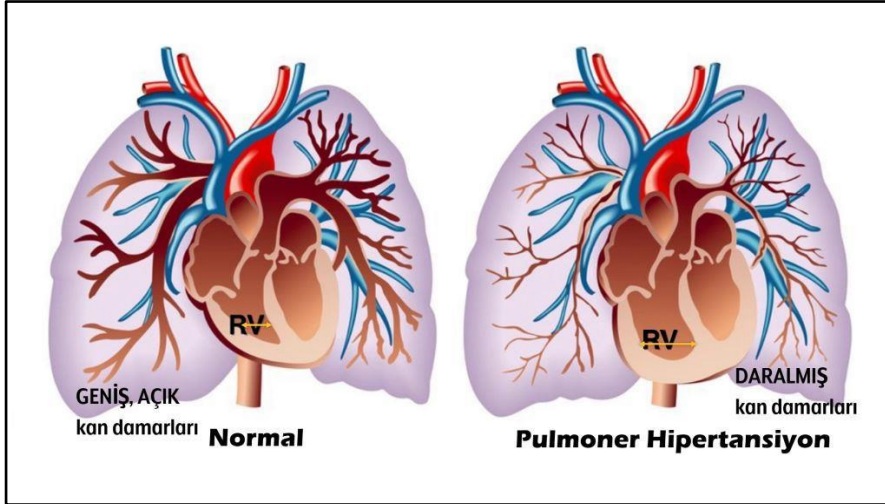


Resim 2.6. Aort yırtılması [26]

Cheng ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, aort yırtılmaları değerlendirilirken HAD kullanılmıştır. Önceki çalışmalardaki hesaplama modelleri, PC–MRV yoluyla elde edilen hız verileri ile karşılaştırılarak değerlendirilmiştir [27]. Analizlerde kullanılan geometri, tip B aort yırtığı olan bir hastanın BT verilerinden elde edilmiştir. Simülasyonlardaki akış başlangıç koşulu olarak PC–MRV ile ölçülen hız değerleri kullanılmıştır. Aort damarındaki akış dinamiklerini doğru yansıtması amacıyla çözücünde laminar – türbülans geçiş modeli kullanılmıştır. HAD simülasyonlarının niceliksel farkları olmakla birlikte damar içinde kan akışının tersine çevrildiği bölgeleri büyük ölçüde tespit ettiği belirlenmiştir.

Pulmoner hipertansiyon ile ilgili çalışmalar

Pulmoner hipertansiyon (PH), akciğerlerdeki damarları ve kalbin sağ tarafındaki odacıkları (sağ kulakçık ve sağ karıncık) etkileyen yüksek tansiyon türüdür. PH terimi, akciğerlerdeki yüksek tansiyona işaret eder. Bu hastalıkta, pulmoner arteriyoller ve kılcal damarlar olarak adlandırılan akciğerdeki küçük damarlar daralıp tıkanır. Bu durum, kanın kalpten akciğere gönderilmesini zorlaştırır ve akciğerlerin atardamarlarındaki basıncı artırır [28]. PH, şematik olarak Resim 2.7’de görülmektedir.



Resim 2.7. Pulmoner hipertansiyon [29]

Kheyfets ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, pulmoner hipertansiyonu olan hastaların pulmoner arterlerindeki¹ kan dolaşımını değerlendirmek için HAD kullanılmıştır [30]. Duvar kayma gerilmelerinin hastalığın ilerlemesinde nasıl etkisi olduğu araştırılmıştır. Analizlerde kullanılan geometrik model, kontrast madde verilerek çekilmiş BT verilerinden elde edilmiştir. Sağ kalp kataterizasyonu (Right Heart Catheterization – RHC) ile elde edilen hemodinamik veriler HAD simülasyonlarında başlangıç ve sınır koşulları olarak kullanılmıştır. Yapılan çalışma ile pulmoner vasküler direncin² (Pulmonary Vascular Resistance – PVR) azalmasının akış dağılımını değiştirdiği ve uzak damarlardaki yerel hız profillerini değiştirerek yerel duvar kesme gerilmelerini artırdığı bulunmuştur.

Aort içi balon pompası (intraaortic balloon pump - iabp) ile ilgili çalışmalar

Aort içi balon pompası, açık kalp cerrahisinde geçici dolaşımsal destek sağlamak amacıyla kullanılan bir cihazdır. Kardiyojenik şok³, kontrol edilemeyen miyokardiyal iskemik ağrı⁴ ve postkardiyotomi düşük kardiak output⁵ durumlarında kullanılır [31]. Aort içi balon pompası, şematik olarak Resim 2.8’de gösterilmiştir.

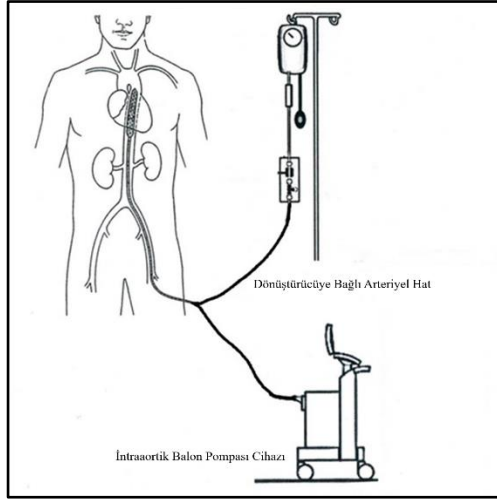
¹ Pulmoner arter: Kanı kalpten akciğerlere taşıyan atardamar

² Pulmoner vasküler direnç: Pulmoner arterden kalbin sol kulakçığında kan akışına karşı oluşan direnç

³ Kardiyojenik şok: Kalbin pompa yeteneğinin azalması sonucu dokuların yetersiz beslenmesi

⁴ Miyokardiyal iske mi: Kalp kasının kan akışının azalması ve dokunun oksijen ihtiyacının karşılanamaması durumu

⁵ Postkardiyotomi düşük kardiak output: Kalp cerrahisi sonrası pompalanan kanın azalması

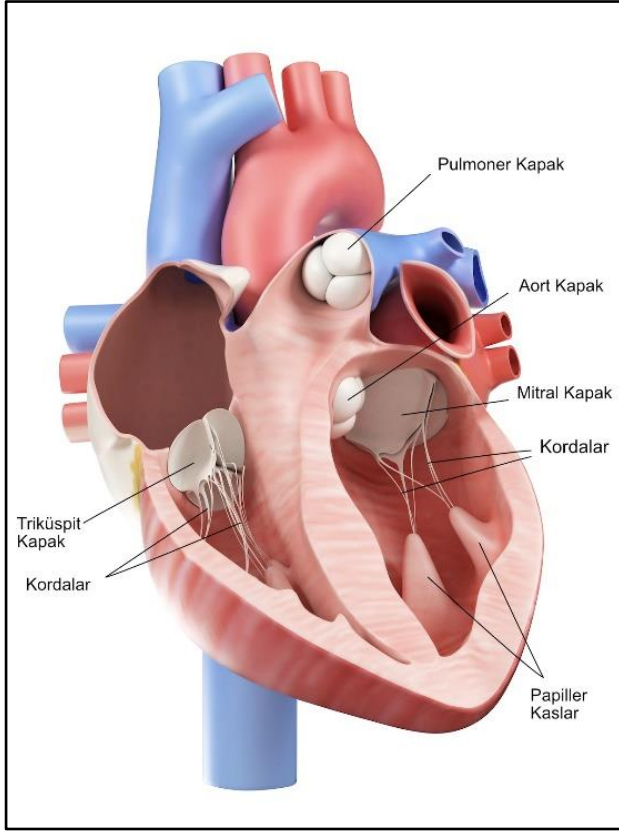


Resim 2.8. Aort içi balon pompası [32]

Caruso ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, aort içi balon pompasının destek oranının hemodinamiğe ve dokuların beslenmesine olan etkisi araştırılırken HAD kullanılmıştır [33]. Analizlerde kullanılan geometrik aort modeli, BT verilerinden elde edilmiştir. Aort içi balon, aort atardamarının inen koluna konumlandırılmıştır. Balonun sönmesi ve şişmesi parametrik olarak modellenmiştir. Farklı destek oranlarında (1:1, 1:2, 1:3, 1:4) aorttaki kan akışı analiz edilmiştir. Karşılaştırma yapılabilmesi adına tüm durumlarda aynı sınır koşulları kullanılmıştır. Yapılan çalışma ile balonun şişmiş olduğu durumda aortun inen kolundaki hemodinamik parametrelerin büyük ölçüde iyileştiği, balonun konumlandığı yerden yukarısında ve aşağısında hız profillerinin daha gelişmiş olduğu, aort kemerindeki kaotik akış davranışının düzeldiği fakat karın aortunda ikincil akışlara sebep olduğu görülmüştür. Destek oranlarını azaltmanın karın organlarına ve iliak (kalça) atardamarına giden kanı arttırdığı fakat beyne ve kollara giden kanı azalttığı, aortun inen kolundaki duvar kesme gerilmesini arttırdığı görülmüştür.

Kalp kapaklarıyla ilgili çalışmalar

Kalpte mitral, triküspit, pulmoner ve aort olmak üzere 4 kapakçık bulunur. Mitral kapaklar, akciğerden gelen oksijeni zengin kanın, sol atriyumdan (kulakçık) sol ventriküle (karıncık) geçişini sağlar [34]. Kalpteki kapakçıklar Resim 2.9’da gösterilmiştir.

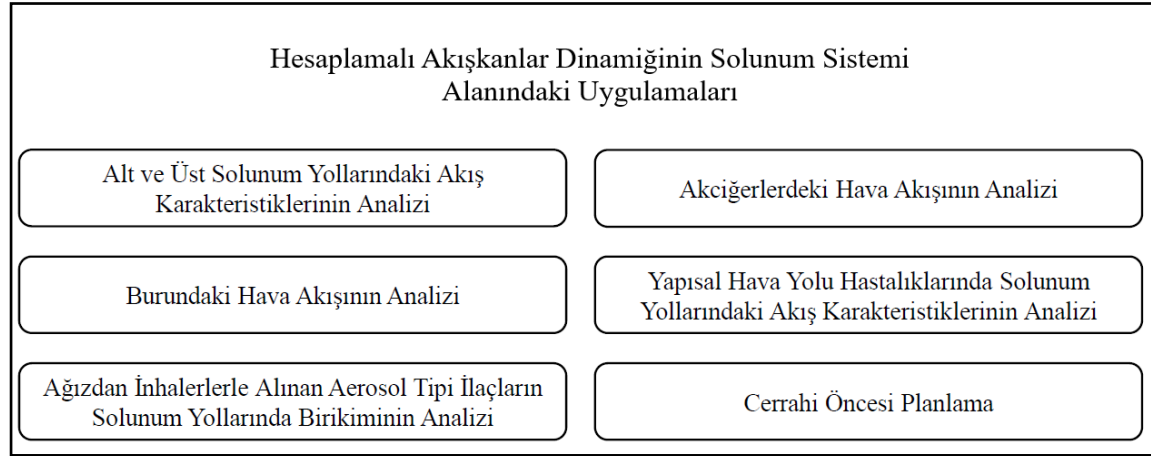


Resim 2.9. Kalpteki kapakçıklar [34]

Lantz ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, mitral kapak yetmezliği olan hastada kullanılan protez mitral kapağın oryantasyonunun ventriküldeki (karıncık) akış hız ve basıncı üzerindeki etkileri araştırılırken HAD kullanılmıştır [35]. Bu çalışmada kullanılan kalp modeli, BT görüntülerinden elde edilmiştir. Çalışma yapılırken kalp hareketleri dikkate alınmıştır. Aort kapağının açık ve kapalı olduğu durumlar analiz edilmiştir. Protez mitral kapak yerleştirilmesi durumunda hangi açıda akış alanında nasıl bir değişim olduğu araştırılmıştır. HAD sonuçları; hemodinamik veya morfolojik bozuklukları aynı anda ölçmek için kullanılan bir yöntem olan 4D akış MR sonuçları ile karşılaştırılmış olup kapak yerleştirilmesi durumunda karıncığa akan kan miktarının oranının artacağı ve kapağın oryantasyonunun akış karakteristiği üzerine fazla bir etkisinin olmadığı tespit edilmiştir.

Solunum sistemi alanındaki uygulamalar

Solunum sistemi alanında HAD'ın kullanımına dair temel uygulamalar Şekil 2.3'te görülmektedir.



Şekil 2.3. HAD'ın solunum sistemi alanındaki bazı uygulamaları

HAD ve farmakokinetik modellerin birlikte kullanımına dair uygulamalar

Solunum yoluyla dolaşıma verilen anestezi maddelerinin yanlış dozlarda uygulanması kanın pıhtılaşmasına, trombositlerin ve organların fonksiyonlarının bozulmasına neden olabilir. Alternatif olarak Xenon (Ksenon) gazı kullanmak kardiyovasküler sistem üzerindeki etkiyi en aza indirebilir, sinir sistemini koruyucu etkiye sahiptir, hemodinamik dengeyi sağlar ve hızlı iyileşme sağlayabilir. Bununla birlikte bilinçsizlik durumundaki hastalara aşırı ksenon uygulamanın vereceği zararlara engel olabilmek için inhalasyonun çok iyi kontrol edilmesi gerekmektedir [36].

Haghnegahdar ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, sistemik bölgelerdeki ksenon yoğunlukları analiz edilirken HAD ve fizyolojik tabanlı farmakokinetik modeller kullanılmıştır [36]. Farklı solunum modellerinin ksenon taşınımı üzerindeki etkilerini incelemek için gerçekçi bir solunum dalga formu seçilmiştir. Analizde 1,5 ve 2 saniyelik inhalasyon süreleri değerlendirilmiştir. Gerçekçi solunum döngüsünü simüle etmek için dinlenme halindeki bir insanın soluk alıp – verme periyotları kullanılmıştır. Her iki analizde de hacimsel akış hızı 15 L/dk seçilmiştir. Simülasyonlarda kullanılan solunum yolu geometrisi ağızdan G6'ya kadar olan bölgeyi içermekte olup MR ile elde edilmiştir. HAD sonuçlarıyla fizyolojik tabanlı farmakokinetik modellerden elde edilen sonuçların birbirleriyle uyumlu olduğu görülmüştür. Sonuçlar, optimize edilmiş ksenon dozunun elde edilmesinde solunum düzeninin kritik öneme sahip olduğunu göstermektedir.

Burun içi akışın HAD ile değerlendirildiği çalışmalar

Huang ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, boş burun sendromu¹ olan bir hastada submukozal implant cerrahisini iyileştirmeye yönelik çalışmalar için HAD kullanılmıştır [37]. Burun boşluğundaki akışlar ve hava kalitesi HAD ile incelenmiştir. HAD hesaplamalarında kullanılan geometrik model, burun BT'si ve yüz profili kullanılarak elde edilmiştir. Cerrahinin, alt konkadaki² hava akışını iyileştirdiği, mukustan zengin iç konkadan ısı ve su buharı transferini artırdığı bulunmuştur.

Segal ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, insan burun boşluğundaki akış farklılıklarını analiz etmek için HAD kullanılmıştır [38]. HAD hesaplamalarında kullanılan geometrik model, MR verilerinden elde edilmiştir. 15 yetişkin için nazal yüzey alanı – hacim oranları (nasal surface area to volume ratios - SAVR) hesaplandıktan sonra birbirinden farklı SAVR değerleri gösteren iki erkek ve iki kadının verileri değerlendirmeye alınmıştır. Çalışmada, soluk alma durumundaki hava debisi 15 L/dk alınmış olup akım çizgileri, hızlar ve helisite değerleri incelenmiştir. HAD tarafından hesaplanan akış çizgileri ve hız değerleri deneysel olarak doğrulanmıştır. Akışın çoğunluğunun burun boşluğunun orta ve ventral bölgelerinden geçtiği gözlemlenmiştir. Deneklerin nazal vestibül ve nazofarenkslerinde (geniz) dönel akışların belirgin olduğu, dönel akışların miktarı ve konumu açısından ise hastalarda farklılıklar olduğu görülmüştür.

Wen ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, burnun fizyolojisinin daha iyi anlaşılması, sağ ve sol burun boşlukları arasındaki akış modellerinin incelenmesi amacıyla HAD kullanılmıştır [39]. Burun geometrisi, BT verilerinden elde edilmiştir. Çalışmada, soluk alma durumundaki hava debisi girdisi olarak 7,5 L/dk ve 15 L/dk değerleri kullanılmıştır. Burun boşluğundaki hızlar, burun boşluğunun arkasındaki ve burun duvarlarına yakın yerlerdeki akışlar değerlendirilmiştir. İlk 2 cm ve 3 cm içindeki nazal direnç değerinin toplam hava yolu direncinin %50'si kadar katkıda bulunduğu hesaplanmıştır. Üst olfaktör bölgede³ ve burun boşluğunun arkasında girdaplı akışlar olduğu bulunmuştur.

¹ Boş burun sendromu: "Boş burun sendromu" ya da "Empty Nose Syndrome", burun içerisindeki dokuların fazla çıkarılması ya da küçültülmesine bağlı olarak, anormal hava yolu genişlemesi durumu

² Konka: Burun eti

³ Olfaktör bölge: Koku duyusunun meydana geldiği burun bölgesi

Croce ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, hava akışı sırasında hem burun boşluklarında hem de maksiler sinüslerdeki basınç durumunun değişimi incelenirken HAD kullanılmıştır [40]. Plastine edilmiş modelden elde edilen BT verilerinden oluşturulan modelde uygulanan HAD analizleri deneysel verilerle kıyaslanmıştır. Deneysel çalışmada; HeO₂, hava ve SF₆ gazlarında 1500 mL/s'ye kadar olan debilerde basınç düşüşü ölçülmüştür. HAD simülasyonlarında, her iki burun deliği için 353 mL/s debi değeri kullanılmış olup laminar akış seçilmiştir. HAD simülasyonlarından elde edilen basınç düşüşü değerinin, 250 mL/s'ye kadar ölçülen basınç düşüşü değerleriyle uyumlu olduğu görülmüştür. En büyük basınç düşüşünün burun boşluğunun en dar olduğu nazal valf bölgesinde, en fazla hava akımının burun boşluğunun alt orta kısmında, girdaplı akışların ise nazal valfin altında ve koku alma bölgesine doğru olduğu bulunmuştur.

Bahmanzadeh ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, insan nazal geçişindeki ve sfenoid sinüsteki mikro partiküllerin akış düzenleri ve birikimi üzerinde endoskopik sfenoidotomi cerrahisinin etkisini araştırmak için HAD kullanılmıştır [41]. Burun boşluğu ve sfenoid sinüsü içeren model, sağlıklı bir bireyin BT verilerinden elde edilmiştir. Sol burun boşluğuna ve sfenoid sinüse sanal sfenoidotomi uygulanmıştır. HAD simülasyonlarında nefes alma ve vermeyi içeren tam bir solunum döngüsü kullanılmıştır. Mikropartiküllerin taşınımı ve birikimi Lagrange yaklaşımı kullanılarak değerlendirilmiş olup, sfenoidotomi neticesinde hava akışının arttığı ve sfenoid bölgede partikül birikiminin arttığı bulunmuştur. Cerrahi sonrasında 25 µm boyutundaki partiküllerin sfenoid bölgeye nüfuz edebildiği ve 10 µm boyutundaki partiküllerin en yüksek birikim oranının dinlenme solunumu sırasında %1,5 olduğu bulunmuştur.

Dastan ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, farklı insan burun boşluklarındaki farklı boyutlardaki lifli partiküllerin birikimi incelenirken HAD kullanılmıştır [42]. Lifli partiküllerin birikimi simüle ederken elipsoidlerin translasyon ve rotasyon hareketlerinin denklemleri kod kullanılarak çözülmüştür. Simülasyonlar, laminar akış koşullarında farklı hızlarda yapılmıştır. Sonuçlar, birikim oranının hava yollarının geometrisinden ve hava hızından etkilendiğini göstermiştir.

Shamohammadi ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, insan burun boşluğu ve soluk borusunda sıcak hava akışı incelenirken HAD kullanılmıştır [43]. Burun deliklerinden trakeaya kadar olan kısım BT verilerinden modellenmiştir. Analizlerde hava akışı laminar

ve kararlı kabul edilmiş olup hava debileri olarak 5 ve 10 L/dk kullanılmıştır. Girişe uygulanan sıcaklıklar $70^{\circ} - 240^{\circ}\text{C}$ arasındadır. Analizlerde kullanılan bağıl nem ise %40 olarak tanımlanmıştır. Mukus tabakası ve bu tabakayı çevreleyen dokular, ısı iletiminin olduğu tabakaya dahil edilmiştir. Sıcaklık üzerindeki etkisinin ne olacağını belirlemek için kan perfüzyonu $5 \text{ kg/m}^3 \cdot \text{s}$ ye kadar farklı oranlarda analize dahil edilmiştir. Solunan farklı sıcaklıkların yanık şiddetine etkisini araştırmak için hava yolu duvarındaki nem ve sıcaklık dağılımları hesaplanmıştır. 70°C ve 100°C hava sıcaklıklarının burun boşluğunda hafif şiddette bir yanığa sebep olacağı, 160°C ve 200°C gibi yüksek hava sıcaklıklarının bu bölgelerde ciddi yanığa, üst kısımlarda ve genizde hafif yanığa sebep olacağı bulunmuştur. 240°C de hava bulunduğu ise çok hızlı buharlaşmanın ve ciddi doku yıkımlarının olacağı görülmüştür.

Trakea ve alt solunum yollarındaki akışın HAD ile değerlendirildiği çalışmalar

Watanabe ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, akışkan debisinin ve her bronşa ulaşan partikül sayısının üzerinde anatominin etkisi incelenirken HAD kullanılmıştır [44]. Ağız boşluğu, yutak, gırtlak, trakea ve intratorasik merkezi hava yollarını içeren model BT verilerinden oluşturulmuştur. Hava akışı büyük girdap simülasyonu (Large Eddy Simulation – LES) ile, parçacık taşınımı Lagrange yaklaşımı ile simüle edilmiştir. Hava debisi üzerinde; çıkış sınırı olarak tanımlanan bronş dallarından hava çıkan yerlerin alanının, solunum yolunun karina ile çıkış sınırı arasındaki merkez hattının toplam mesafesinin ve her bronş ile trakea arasındaki açılarının etkili olduğu bulunmuştur. Soluk alma durumunda hava debisi arttıkça bu etkilerin doğrusal olarak arttığı görülmüştür. Çıkış alanı ve toplam açının, gelen parçacıkların sayısını önemli ölçüde etkilediği bulunmuştur. HAD simülasyonlarından elde edilen veriler, gama sintigrafiden elde edilen sonuçlarla kıyaslanmıştır. Bu sonuçlar, parçacık boyutu arttıkça birikme hızının azaldığını göstermektedir.

Gu ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, akciğer kanseri nedeniyle sol üst lobu tamamen çıkarılan bir hastada trakeobronşiyal ağacın yapısal ve fonksiyonel olarak nasıl değiştiği HAD kullanılarak araştırılmıştır [45]. Analizlerde kullanılmak için, sol üst pulmoner lobektomi yapılan 18 hastanın cerrahi öncesi ve sonrasında çekilmiş BT görüntülerinden modeller elde edilmiştir. Trakeobronşiyal ağaç modelleri oluşturulduktan sonra trakea ve bronşlar arasındaki açılar, ağacın yüzey alanı ve hacmi, sol alt lobe bronşun kesit alanı incelenmiştir. HAD ile duvar basıncı, havanın akış hızı, akciğer loblarındaki akış

hızı gibi parametreler incelenmiştir. Cerrahiden sonra trakea ile sağ ana bronş arasındaki açının arttığı, ancak sol ana bronşla olan açısının azaldığı tespit edilmiştir. Cerrahi öncesi veya sonrasında ağacın yüzey alanında veya hacminde dikkate değer bir değişim bulunmamıştır. Sol üst lobun cerrahi olarak çıkarılmasından sonra, hastaların 15'inde sol alt lobuna giren bronşun %15 – 75 arasında daraldığı bulunmuştur. Cerrahi sonrasında duvar basıncının, hava akış hızının ve basınç düşüşünün arttığı, sağ akciğere giren havanın akış hızının arttığı sol akciğere girenin ise azaldığı, çoğu yerde girdaplı akışlar olduğu bulunmuştur.

Chen ve Zhao tarafından yapılan bir çalışmada, idiyopatik interstisiyel pnömoni (İİP) hastalığı durumunda pulmoner asinüste hava akımı ve akciğer fonksiyonları FSI (Fluid – Structure Interaction, Sıvı – Yapı Etkileşimi) metodu kullanılarak incelenmiştir [46]. İnsan pulmoner alveolleri üç boyutlu petek benzeri bir geometri olarak modellenmiştir. Sağlıklı ve hasta durumda alveollerin solunum mekaniği incelenmiştir. Hesaplama bölgesine, alveoler kanallar dahil edilmiştir. Alveoller 14 kenarlı çokgen olarak modellenmiştir. Normal bir solunum döngüsünde, sağlıklı durumda hasta durumlara göre akış hızının daha büyük olduğu görülmüştür. Spesifik olmayan interstisiyel pnömoni (Non – Spesifik Interstitial Pnömoni – NSIP) ve idiyopatik pulmoner fibroz (IPF) durumlarında debi ve hacim değişimi birbirine yakın bulunmuştur. NSIP durumunda maksimum basınç düşüşünün IPF'ye göre %5 daha fazla olduğu, sağlıklı duruma göre NSIP ve IPF durumunda pulmoner asin uyumunda %47'lik bir azalma olduğu, asinüs direncinin hasta durumda sağlıklı duruma göre %6.4 – 11.2 oranında arttığı bulunmuştur.

Xi ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, bronşlarında tümör büyümesi olan bir hastanın soluk verme sırasında aerosol partiküllerin nasıl dağıldığı incelenirken HAD kullanılmıştır [47]. Bronşiyal skuamöz tümörünün beş farklı evresinin solunum parametrelerine etkisi incelenmiştir. Akış dinamikleri incelenirken LES, parçacık taşınımı simüle edilirken Lagrange yaklaşımı kullanılmıştır. Simülasyonlarda hava debisi 20 L/dk olarak alınmış olup izleyici partiküller ise 1 µm çapında seçilmiştir. Aerosol dağılımları fraktal analiz gibi yöntemlerle incelenmiştir. Büyüyen bir bronş tümörünün hem hava akışında hem de soluk verme sırasında aerosol dağılımı üzerinde etkisi olduğu bulunmuştur.

Beni ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, insan solunum yollarında burundan alınan koronavirüs mikro damlacıklarının deneysel takibi yapılmış olup sayısal harita çıkarılırken

HAD kullanılmıştır [48]. Çalışmada, 6, 15 ve 30 L/dk debilerinde boyutları 1, 5 ve 10 μm olan damlacıkların üst solunum yollarındaki birikimleri incelenmiştir. 30 L/dk' dan düşük giriş debilerinde üst solunum yollarındaki kontaminasyon %50'den az olduğu bulunmuştur. 6 ve 15 L/dk giriş debilerinde akciğerdeki kontaminasyonun yaklaşık %87 olduğu bulunmuştur.

Bos ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, kistik fibrozlu hastaların hava yollarındaki bölgesel antibiyotik konsantrasyonlarının yeterli olup olmadığı araştırılırken HAD kullanılmıştır [49]. Bu çalışmada 5-17 yaş arası kistik fibrozlu çocuk hastaların BT taramaları dikkate alınmış olup HAD simülasyonları 40 solunum modeli üzerinde gerçekleştirilmiştir. Solunum için bölgesel Aztreonam lisin (AZLI) konsantrasyonları değerlendirilmiştir. Hem merkezi hem de küçük hava yollarındaki konsantrasyonların çoğu simülasyonda minimum inhibitör konsantrasyonun oldukça üzerinde olduğu gözlenmiştir.

Qi ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, sol pulmoner arter askı hastalığından (Left Pulmonary Artery Siling – LPAS) muzdarip kişilerin trakea ve ana bronşlarındaki akışları araştırılırken HAD kullanılmıştır [50]. Trakea ve iki ana bronşun modellenmesi amacıyla yaşları 6 ile 19 ay arasında değişen 5 çocuğun (4 hasta ve 1 sağlıklı) çok dedektörlü BT görüntüleri kullanılmıştır. Trakea girişindeki hızlar vücut ağırlığı ve giriş bölgesi dikkate alınarak hesaplanmıştır. Basınç düşüşü, iki bronş boyunca kütle akış hızı, duvar basıncı, akış hızı ve duvar kayma gerilmeleri (Wall Shear Stress - WSS) elde edilmiş olup, sağlıklı bir bireyden alınan verilerle karşılaştırılmıştır. LPAS hastalarında hız dağılımları, duvar kayma gerilmeleri ve duvar basınçlarının sağlıklı bireylere göre daha az düzenli dağılım gösterdiği gözlenmiştir. Stenoik bölgede yüksek hız, düşük duvar basıncı ve yüksek WSS gözlenmiştir.

Mason ve diğerleri tarafından yapılan bir çalışmada, laringotrakeal stenoz nedeniyle tıkalı bir trakeadaki hava akımının ameliyat sonrasında, öncesine göre nasıl değiştiği incelenirken HAD kullanılmıştır [51]. Karşılaştırma için sağlıklı BT, ameliyat öncesi BT ve ameliyat sonrası BT verilerinden oluşturulan modeller üzerinde HAD analizleri yapılmıştır. Sağlıklı durumda maksimum hava hızının 3,12 m/s, duvar kayma gerilmesinin 0,30 Pa ve direncin 0,02 Pa/ml/s olduğu görülmüştür. Patolojik durumda hava hızının 12,25 m/s'ye, duvar kayma gerilmesinin 3,90 Pa'ya ve direncin 0,22 Pa/ml/s'ye yükseldiği gözlenmiştir. Ameliyat sonucunda hava hızının 3,95 m/s'ye, duvar kayma gerilmesinin 0,72 Pa'ya ve direncin 0,01 Pa/ml/s'ye düştüğü gözlemlenmiştir.

Bu çalışmalara bakıldığında, hesaplamalı akışkanlar dinamiğinin farklı tıbbi olgularda karşımıza çıkan fenomenleri anlamamız için güçlü bir araç olduğu, hekimlere teşhis ve tedavi konusunda önemli öngörüler sağlayacağı görülmektedir. Aspergillosis benzeri herhangi bir mantar enfeksiyonunda solunum yollarındaki dinamiklerin HAD ile değerlendirilmediği görülmüştür. Bu tez çalışmasının, literatürdeki bu eksikliği kapatması hedeflenmektedir.

2.4. Türkiye'deki Sağlık Harcamaları Üzerine Kısa Bir Değerlendirme

TÜİK tarafından 2022 yılı sonunda yayımlanan Sağlık Harcamaları İstatistiklerine göre, toplam sağlık harcaması 2021 yılında 2020 yılına göre %41,6 artarak 353 milyar 941 milyon TL'ye yükselmiş olup bu harcamanın 280 milyar 220 milyon TL'si genel devlet sağlık harcaması, kalanı ise özel sağlık harcamasıdır. Toplam sağlık harcamasının %79,2'sinin genel devlet bütçesinden karşılandığı ve %49,5'nin hastanelerden yapıldığı tespit edilmiştir. Toplam sağlık harcamasının GSYH'ye oranının 2020 yılında %5,0 iken, 2021 yılında %4,9 olduğu; cari sağlık harcamasının GSYH'ye oranının ise 2020 ve 2021 yıllarında %4,6 olarak gerçekleştiği belirlenmiştir [52].

Polatlı, Öksüz ve Malhan tarafından yapılan bir çalışmada [62], Türkiye'deki alevlenme geçiren ve hastanede yatırılarak tedavi edilen KOAH hastalarının ekonomik yükü ve anahtar maliyet kalemleri saptanmıştır. Bu çalışmaya göre, hasta başına ortalama laboratuvar ve radyolojik test maliyetinin 68,6 \$ olduğu, göğüs bilgisayarlı tomografilerinin ise hasta başına 18,52 \$ yük getirdiği tespit edilmiştir. Türkiye'deki kliniklere başvuran hasta sayıları göz önüne alındığında maliyetin boyutları açığa çıkacaktır. Mevcut giderlerin minimuma indirilmesi, akılcı tedavi yaklaşımlarının kullanımı ile mümkündür.

3. HESAPLAMALI AKIŞKANLAR DİNAMİĞİNİN (HAD) TEORİSİ

Tezin bu kısmında HAD metodunun teorik alt yapısına değinilmiştir. İlk olarak, HAD analizindeki temel işlem basamaklarından bahsedilmiştir. Ardından temel denklemler açıklanmıştır. En son olarak mevcut probleme uygun denklem takımları belirlenmiştir.

Bir HAD analizi ön işlem, çözüm ve son işlem olmak üzere üç ana aşama içermektedir. Ön işlem aşaması; geometrinin çözüm için uygun hale getirilmesini, geometriye uygun sayısal çözüm ağlarının oluşturulmasını, akışkan özelliklerinin tanımlanmasını, akış fiziğinin seçilmesini ve probleme dair sınır koşullarının tanımlanması içeren aşamadır. Çözüm aşaması ise çözücü ayarlarının yapıldığı ve sayısal çözüm ağı üzerinde temel denklemlerin çözüldüğü aşamadır. Son işlem aşaması ise çözümlerin görselleştirildiği ve sayısal sonuçların elde edildiği aşamadır.

Ön işlem aşaması

Geometri İle İlgili Düzenlemelerin Yapılması: Bir HAD analizinde ilk adımda hesaplama alanına ait geometri tanımlanır. Oluşturulan geometri gerçek akışı temsil etmesine ve geometri tanımlanırken akış dinamiğinin tam gelişmiş olmasına dikkat edilmelidir. Eğer HAD analizine sokulacak geometri dışarıdan aktarıldı ise bu geometride akış alanına dahil edilmeyecek kısımlar sadeleştirilmelidir, çözüme engel olacak geometrik kusurlar temizlenmelidir. Bu tez çalışması kapsamında STL verilerinden elde edilen BDT modelleri Fusion360, Solidworks ve SpaceClaim yazılımlarında düzenlendikten sonra diğer aşamalara geçilmiştir. Bu düzeltmelere Bölüm 4'te detaylı olarak değinilmiştir.

Akışkan Özelliğinin Belirlenmesi ve Akış Fiziğinin Seçilmesi: Akış özelliğini belirlemek için şu sorulara cevap aranır;

- Akış sürekli mi değil mi?
- Akışkan viskoz mu değil mi?
- Akış laminar mı türbülanslı mı?
- Akış bir kanal içinde mi akıyor yoksa bir dış akış mı?
- Problem iletim, taşınım, radyasyon gibi ısı transferi olayları içeriyor mu?

Akışkan özelliğinin belirlenmesi ve akış fiziğinin seçilmesine dair detaylar Bölüm 4'te, ANSYS Fluent ortamındaki girdiler ise Ekler kısmında yer almaktadır.

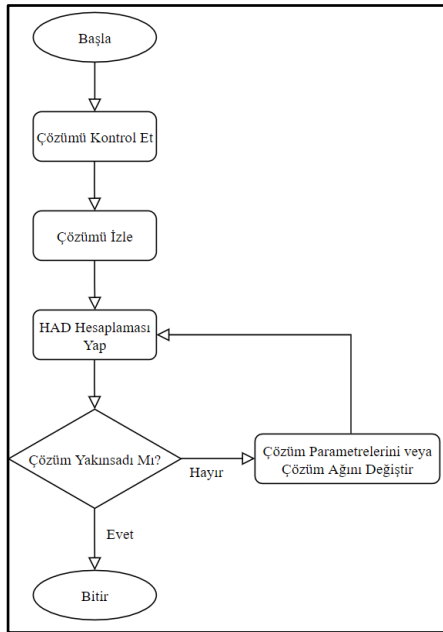
Sınır Şartlarının Belirlenmesi: Problemdeki mevcut sınır şartları bu aşamada eksiksiz tanımlanmalıdır. Bu konuya da Bölüm 4 ve Ekler kısmında değinilmiştir.

Çözüm aşaması

Seçilen akış fiziği ve sınır şartlarına göre, transport denklemleri (kütle, enerji, hal ve momentum) çözülür. Bu aşamada en kritik olan şey başlangıç koşullarının uygun seçilmesidir. Uygun başlangıç koşullarının seçilmesi durumunda iteratif çözüm prosedürü daha hızlı yakınsar ve sonuçlar daha kısa sürede elde edilir. Çözüm algoritması en basit haliyle Şekil 3.1'de verilmiştir.

Son işlem aşaması

Bu aşamada nümerik çözüm görselleştirilir. Bölüm 5'de simülasyon sonuçları görsel olarak sunulmuştur.



Şekil 3.1. HAD çözüm algoritması

3.1. HAD İçin Kullanılan Temel Denklemler

HAD, akışkanlar dinamiğinde kullanılan temel denklemlere dayanmakta olup bu denklemler fizikteki korunum yasalarının matematiksel ifadelerini temsil etmektedirler. Denklemlerin türetilmesinde kütle, momentum ve enerjinin korunumu prensiplerinden yararlanılmaktadır. Bu denklemler ve cebirsel ifadesi Eş. 3.1, 3.2 ve 3.3'te verilmiştir [17]. Eş. 3.1'deki $\dot{m}$ ifadesi kütleli debi olup birimi kg/s, Eş. 3.2'deki $\vec{a}$ ivme olup birimi m/s², Eş. 3.3'teki $\dot{Q}$ ve $\dot{W}$ ifadeleri ise sırasıyla giren ısı ve yapılan iştir.

$$\dot{m}_{giren} - \dot{m}_{çıkan} = \Delta \dot{m}_{kontrol\ hacmi} \quad (3.1)$$

Eş. 3.1, kütle korunumu yasası olup süreklilik denklemi olarak da bilinir.

$$\vec{F}_{net} = m \vec{a}_{net} \quad (3.2)$$

Eş. 3.2, Newton'un ikinci hareket kanunu olup momentumun korunumu olarak da bilinir.

$$\dot{Q}_{net,giren} + \dot{W}_{net,giren} = \frac{dE_{sistem}}{dt} \quad (3.3)$$

Eş. 3.3, Termodinamiğin birinci kanunudur.

HAD çözümlemelerinde kullanılan süreklilik ve momentum denklemlerinin kısmi diferansiyel formu Eş. 3.4, 3.5, 3.6 ve 3.7'de verilmiş olup bu denklemlerin türetilmesi Ek 3'te detaylı olarak açıklanmıştır.

$$\frac{\partial(\rho)}{\partial t} + \left(\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \right) = 0 \quad (3.4)$$

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \sum F_x \text{ (kütle kuvvetleri)} \quad (3.5)$$

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \sum F_y \text{ (kütle kuvvetleri)} \quad (3.6)$$

$$\rho \frac{D\omega}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \sum F_z \text{ (kütle kuvvetleri)} \quad (3.7)$$

Bu çalışma kapsamında, akışkan sıkıştırılamaz, akış ise sürekli kabul edilmiştir. Mevcut kabullerden dolayı süreklilik denklemindeki $\frac{\partial \rho}{\partial t}$ ifadesi ile momentum denklemlerindeki $\frac{Du}{Dt}$, $\frac{Dv}{Dt}$ ve $\frac{D\omega}{Dt}$ ifadeleri sıfıra gider. Trakea ile dokular arasındaki ısı transferi de ihmal edildiği için enerji denklemi Fluent ortamında çözülmemiştir. Süreklilik ve momentum denklemlerinin nihai halleri Eş. 3.8, 3.9, 3.10 ve 3.11’de verilmiştir.

$$\left(\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \right) = 0 \quad (3.8)$$

$$\frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \sum F_x \text{ (kütle kuvvetleri)} = 0 \quad (3.9)$$

$$\frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \sum F_y \text{ (kütle kuvvetleri)} = 0 \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \sum F_z \text{ (kütle kuvvetleri)} = 0 \quad (3.11)$$

3.2. Temel Denklemlerin Çözümünde Kullanılan Ana Hesaplama Teknikleri

Bir HAD çözümünün ilk aşaması ayrıklaştırma (discretization) olarak da bilinen, kısmi diferansiyel denklemlerin ve sınır – başlangıç şartlarının ayrık cebirsel denklem sistemlerine dönüştürüldüğü aşamadır. Ayrıklaştırma işlemi için kullanılan temel yöntemler sonlu farklar, sonlu elemanlar, spektral ve sonlu hacimler yöntemidir [17].

Sonlu farklar yönteminde, temel denklemlerin kısmi türevleri sonlu fark ifadelerine açılırken *Taylor Serisi Açılımı* kullanılır. Bu sayede, türev ifadeleri sonlu fark ifadeleri ile yer değiştirmiş olur ve akış bölgesinin her bir noktasında cebirsel denklemler ile ifade edilen bir çözüm elde edilir. Bu yöntemde yüksek mertebeden düzene ihtiyaç duyulur. Bu nedenle düzenli sayısal çözüm ağları için kullanımı uygundur [17].

Sonlu elemanlar yönteminde, bilinmeyen akış alanı değişkenlerindeki değişim tanımlanırken yerel elemanlar üzerinde parçalı polinom fonksiyonları kullanılır. Yaklaşık fonksiyonlar ile ilgili hataları ölçmek için ağırlıklı artıklar kavramı ortaya koyulmuştur. Bu hatalar, ardışık çözüm iterasyonları ile geometrik ayrıklaştırmanın yeteneğine göre ulaşabildiği doğruluğa kadar minimize edilir. Sonlu elemanlar yöntemi sonlu farklar yöntemine göre bazı üstünlüklere sahiptir. Örneğin, sonlu elemanlar yönteminde karmaşık geometriler kolaylıkla ele alınabilir, sonlu farklar yöntemi dikdörtgen şekiller ve bunun basit çeşitleri ile sınırlı iken sonlu elemanlar yönteminde geometri doğrudan ele alınabilir. Bunun yanında sonlu elemanlar yöntemi daha fazla bilgisayar performansına ihtiyaç duymaktadır [17].

Spektral yöntemi, sonlu elemanlar yönteminin bir çeşidi olup denklem olarak yüksek mertebeden parçalı polinomları kullanır [17].

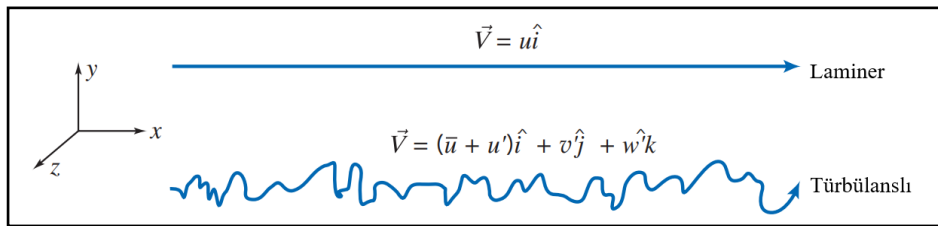
Sonlu hacimler yöntemi, karmaşık geometrilerdeki akışı kolaylıkla çözebilecek kapasitededir. Bu yöntem, sonlu farklar yöntemiyle bir çok benzerlik taşımaktadır. Günümüzde ticari uygulamalarda da en yaygın kullanılan yöntemdir. Yalnızca düzenli çözüm ağlarında değil, düzensiz çözüm ağlarında da kullanılabilir [17].

Sonlu hacimler yönteminde korunum denklemlerinin integral formu doğrudan fiziksel uzayda ayrıklaştırılır. Bu yöntemde, hesaplama bölgesi, sonlu sayıda ve birbirine komşu kontrol hacimlerine bölünür. Her bir kontrol hacmi için ilgili özelliklerin tam korunumu ifade edilir ve merkez noktasındaki değişken değerleri hesaplanır. Kontrol hacimlerinin yüzeylerindeki değerler ise merkezde bulunan değerler referans alınarak iterasyonla bulunur. Yüzey ve hacim integrallerinin yaklaşık çözümü ikinci dereceden denklemlerle hesaplanır [17].

Bu çalışmada kullanılan ANSYS Fluent, sonlu hacimler yöntemine göre çözüm yapmaktadır.

3.3. Türbülans Kavramına Genel Bakış

Günlük yaşamda karşılaşılan akışların neredeyse tamamı türbülanslıdır [53]. Türbülanslı akışta, akışkan parçacıkları üç boyutlu hız dalgalanmaları sebebiyle rastgele hareket ederlerken hızlı bir şekilde birbirlerine karışırlar. Laminer akışta hız basitçe u olsun. Türbülanslı akışta hız, ortalama hız $\bar{u}$ ve rastgele şekilde dalgalanan hızın üç bileşeni u' , v' ile w' tarafından üretilir. Bir boyutlu laminer ve türbülanslı akışlarda parçacık yörünge çizgileri Şekil 3.2'de verilmiştir [54].



Şekil 3.2. Bir boyutlu laminer ve türbülanslı akışlarda parçacık yörünge çizgileri

Bir akışın laminer veya türbülanslı olup olmadığı Reynolds sayısına bakılarak tespit edilir. Akış rejimi, akışkandaki atalet kuvvetlerinin viskoz kuvvetlere oranına bağlı olup bu oran Reynolds sayısı olarak bilinmektedir. Reynolds sayısı boyutsuz bir sayıdır ve Eş. 3.12 ile hesaplanır. Bu eşitlikte V_{ort} ortalama akış hızını, D geometrinin karakteristik uzunluğunu, ν kinematik viskozitesini, ρ akışkanın yoğunluğunu ve μ dinamik viskozitesini ifade etmekte olup birimleri aşağıda verilmiştir. Bu çalışmada, karakteristik uzunluk olarak trakea girişinin çapı alınmıştır. Hesaplar ilerleyen bölümlerde detaylandırılmıştır.

$$Reynolds Sayısı = \frac{Atalet Kuvvetleri}{Viskoz Kuvvetler} = \frac{V_{ort} * D}{\nu} = \frac{\rho * V_{ort} * D}{\mu} \quad (3.12)$$

V_{ort} : m/sn

D : m

ν : m²/sn

μ : kg/m.sn

ρ : kg/m³

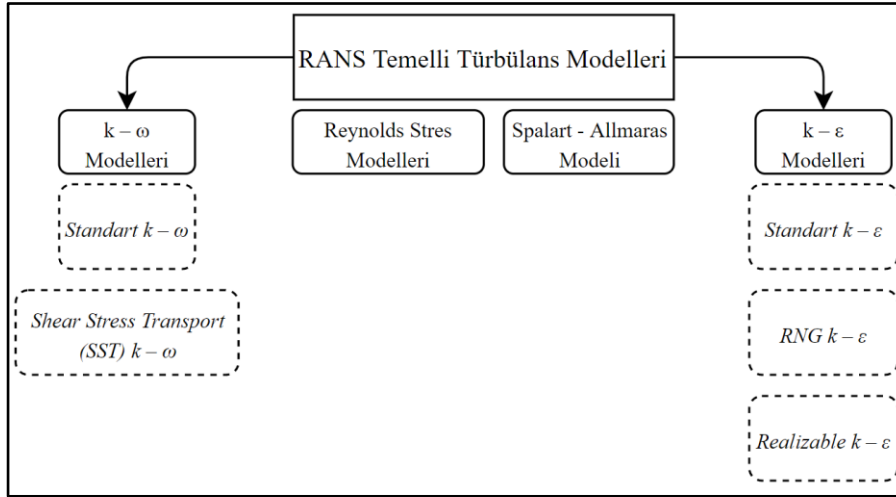
3.3.1. Türbülanslı akışların çözümünde kullanılan yöntemler

Gerçek hayatta, birçok akışın doğası gereği türbülanslı olmasından dolayı akış hareketleri tamamen çözümlenebilmiş değildir. Bu hareketleri çözümlmek için birden çok yaklaşım geliştirilmiş olup literatürde en çok kullanılan yöntemlerin direkt sayısal simülasyon, Reynolds Ortalama Navier Stokes (RANS) sayısal simülasyonu ve büyük girdap simülasyonu (Large Eddy Simulation – LES) olduğu görülmektedir. Bu yöntemlere dair temel bilgiler ve üstünlükleri/zayıflıkları Çizelge 3.1’de özetlenmiştir.

Çizelge 3.1. Türbülanslı akışların çözümünde kullanılan temel yöntemler [55]

Türbülanslı Akışların Çözümünde Kullanılan Temel Yöntemler	Yöntemler Hakkında Temel Bilgiler	Üstünlükleri/Zayıflıkları
DNS	DNS yönteminde Navier – Stokes Denklemleri herhangi bir türbülans modeli kullanmadan çözülür.	Hesaplama süresi ve kapasitesi açısından bilgisayarları zorlamaktadır. Endüstriyel akışların çözümünde uygulanabilen bir yöntem değildir.
RANS	RANS yönteminde ortalama akım özellikleri kullanılır. Akışkanın değişken özellikleri zamandan bağımsız bir şekilde ortalama değerler olarak kullanılır.	Zamana bağlı olarak değişen salınımlar göz ardı edilmektedir. Endüstriyel akışların çözümünde sıklıkla uygulanır.
LES	Büyük ölçekteki üç boyutlu ve türbülanslı akım hareketlerinin çözümünde çok iyi performans göstermektedir.	DNS ve RANS yöntemlerinin eksiklerini kapatmaktadır. DNS yöntemine göre daha az, RANS yöntemine göre daha fazla hesaplama yükü getirmektedir.

ANSYS Fluent, RANS temelli yöntemleri bünyesinde barındırmakta olup bu yöntemler, Şekil 3.3’te özetlenmiştir.



Şekil 3.3. RANS temelli türbülans modelleri [55]

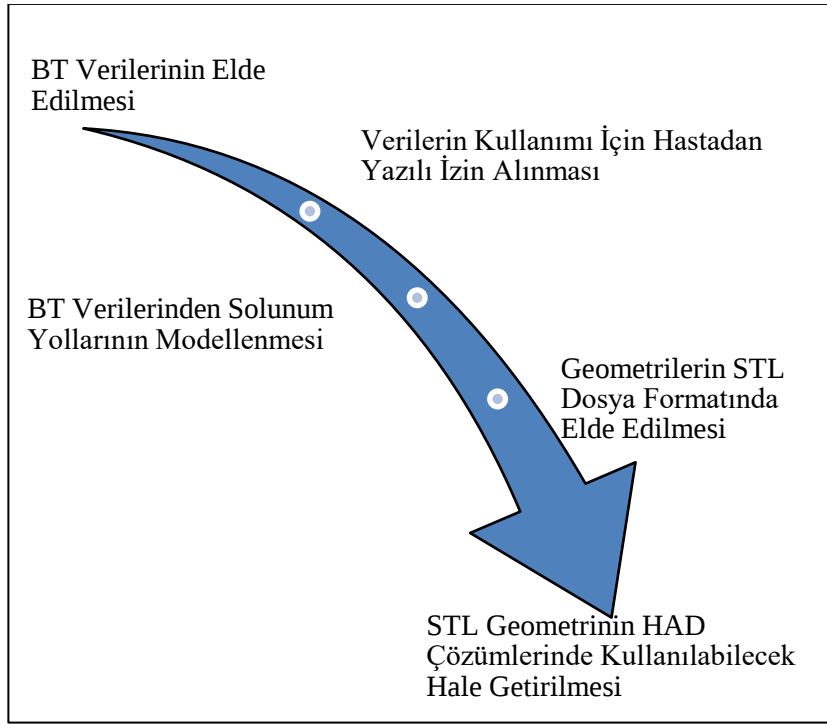
Spalart – Allmaras modeli tek denklemlilerden olup bu modelde, kinematik türbülans viskozitesine tek bir taşınım denklemi çözülerek ulaşılır. Ters basınç gradyanlarına bağlı sınır tabakalarında iyi sonuç vermektedir. İki boyutlu akışları içeren problemlerde çözüm performansı iyidir. Uçak ve havacılık sektöründe yaygın olarak kullanılmaktadır.

$k - \epsilon$ türbülans modeli türbülans kinetik enerjisi “ k ” ve dissipasyon oranı “ ϵ ” olmak üzere iki farklı taşınım denklemini çözmekte olup standart, RNG ve realizable $k - \epsilon$ modelleri mevcuttur. Standart $k - \epsilon$ modeli türbülanslı ve Reynolds sayısı yüksek akışlarda; RNG $k - \epsilon$ modeli hem Reynolds sayısı düşük akışlarda hem de girdap bölgelerinde; Realizable $k - \epsilon$ modeli Standart ve RNG $k - \epsilon$ modellerinin eksiklerini kapatmakta olup Reynolds sayısı yüksek ve türbülanslı akışlarda uygundur.

$k - \omega$ türbülans modellerinde, türbülans kinetik enerjisi “ k ” ve birim kinetik enerji dissipasyon oranı “ ω ” olmak üzere iki farklı taşınım denklemleri çözülür. Standart $k - \omega$ ve SST $k - \omega$ olmak üzere iki tipi vardır. Standart $k - \omega$ modeli, sınır tabaka akışı içeren problemlerin çözümünde daha iyi sonuç vermektedir. Aerodinamik çalışmalarda kullanılmaktadır. SST $k - \omega$ ise standart $k - \omega$ ve $k - \epsilon$ modelinin eksiklerini kapatmak amacıyla geliştirilmiştir. Ters basınç gradyanları içeren akışları içeren problemlerin çözümünde daha etkilidir. Bahsi geçen modellere göre hata payı daha azdır ve daha güvenilirlerdir. Reynolds Stress Modelinin ise maliyeti çok yüksektir.

4. MEDİKAL MODELLEME VE SİMÜLASYONLARA HAZIRLIK

Bu bölümde, toraks bilgisayarlı tomografileri kullanılarak medikal modellerin oluşturulması ve hesaplamalı akışkanlar dinamiği simülasyonları için uygun hale getirilmesi anlatılmıştır. Ayrıca verileri kullanılan hastanın tıbbi durumuna da değinilmiştir. Bu bölümde yapılan çalışmalar Şekil 4.1’de akış şeması halinde verilmiştir.



Şekil 4.1. Yapılan çalışmalar

4.1. Medikal Modelleme

Medikal modellemede ana girdi olarak bilgisayarlı tomografi (BT) veya manyetik rezonans (MR) görüntülerinden elde edilen veriler kullanılır. MR, görüntü oluşturulması için radyo dalgaları ve güçlü mıknatısların kullanıldığı, genelde yumuşak dokuların incelenmesi amacıyla kullanılan bir görüntüleme tekniği iken BT, vücuttaki çoklu kesitlerin oluşturulması için X ışını kaynağının kullanıldığı bir görüntüleme tekniğidir. MR, meme kanserinin, tümörlerin, eklem yerlerindeki anormalliklerin, kan damarlarındaki yapısal bozuklukların, beyine dair problemlerin, iltihabi bağırsak hastalıklarının, karaciğer hastalıklarının ve kemik bozukluklarının tespitinde kullanılırken BT kan dolaşımı problemlerinin, karın içi organlarla ilgili olan anormalliklerin, üriner kanamaların, akciğer

hastalıklarının, iskelet sistemi problemlerinin ve kafa travmalarının incelenmesi için kullanılır. MR ve BT; fiyat, hız, görüntü kalitesi ve maruz kalınan gürültü seviyeleri bakımından farklılık göstermektedir. MR, daha keskin ve detaylı görüntülerin elde edilebilmesine imkan vermekle birlikte BT'ye göre daha yavaştır, daha maliyetlidir ve gürültü seviyesi daha fazladır [63].

Bu çalışmada, incelenen vücut kısmı solunum yollarını ilgilendiren yapılar olduğu için görüntüleme BT ile yapılmış olup bu görseller kaynak verileri olarak kullanılmıştır. Konunun iyi anlaşılabilmesi için bu kısmın başında bilgisayarlı tomografi hakkındaki temel bilgiler verilmiştir. Daha sonra medikal modellemenin yapılışı anlatılmıştır.

4.1.1. Bilgisayarlı tomografi

Bilgisayarlı tomografi (BT), geleneksel X ışını görüntüleme sistemlerinden (genel radyografi) farklı olarak vücuttaki hemen hemen her bölgenin X ışını zayıflatma katsayılarına (X – ray attenuation coefficients) göre iç yapılarının enine kesit görüntülerinin yeniden oluşturulduğu bir medikal görüntüleme tekniğidir [56]. Resim 4.1'de genel kullanım amaçlı bir BT cihazı görülmektedir.



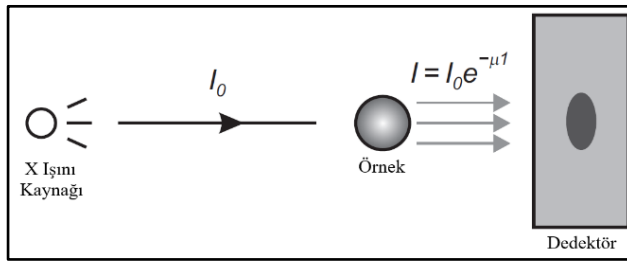
Resim 4.1. BT cihazı [57]

Bilgisayarlı tomografideki fiziksel prensipler

Şekil 4.2’de görüldüğü gibi bir X ışını kaynağından yayılan fotonlar obje boyunca yayılırken bu fotonların bir kısmı soğurulur, bir kısmı ise detektöre iletilir. X ışınlarının örnekten geçtikten sonra zayıflaması Eş. 4.1’deki gibi ifade edilmekte olup bu eşitlik Beer Lambert Kanunu olarak da bilinir.

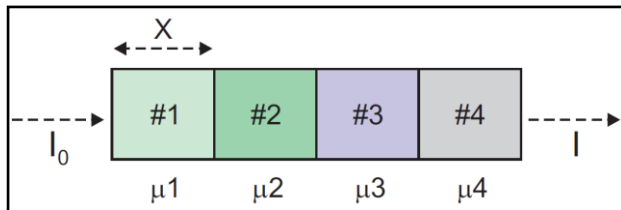
Bu eşitlikte I_x ışının x kalınlıktaki objeden geçtikten sonra kalan X ışını yoğunluğu, I_0 objeye ulaşmadan önceki X ışını yoğunluğu, μ lineer zayıflama katsayısı, e değeri Euler sayısıdır [56].

$$I_x = I_0 * e^{-\mu x} \quad (4.1)$$



Şekil 4.2. Bir objeden geçen X ışınları [56]

Eğer bir X ışını, lineer zayıflama katsayıları farklı olan bir objeden geçerse bu durumda X ışınlarının zayıflaması Eş. 4.2’deki gibi ifade edilir.



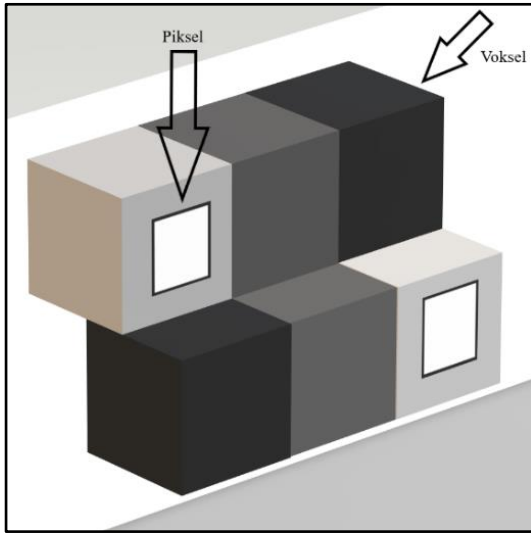
Şekil 4.3. Farklı objelerden geçen X ışınları [56]

$$I_x = I_0 * e^{-(\mu_1 + \mu_2 + \mu_3 + \mu_4)x} \quad (4.2)$$

BT verilerinin toplanması

BT görüntüsünün elde edilmesi için obje bir masa üzerine konur. Görüntü şu şekilde elde edilir. X ışını kaynağı objenin etrafında döner ve X ışını kaynağının karşısında yer alan bir dedektör ile objeden geçen X ışınları tespit edilir. Farklı açılarda elde edilen veriler görüntü toplama sistemine aktarılır. BT verileri hacimsel pikseller (voksel) içermekte olup bu yapılar Şekil 4.3'te verilmiştir. Veri yapısındaki her voksel, BT taramasından normalize edilmiş radyasyon absorpsiyonunu gösteren Hounsfield (HU) değerlerini içermekte olup HU değerleri birimsizdir [56].

BT'de vücut dokularının yoğunlukları, sınırları -1000 ile +1000 arasında değişen gri bir skala ile temsil edilmektedir. Bu skala Hounsfield skalası olarak bilinmektedir. Vücut dokularının yoğunluklarını, X ışınını absorbe etme (soğurma) özelliği belirlemektedir. Yüksek HU değerine sahip kemik, kalsifikasyon¹ ve taş gibi yapılar X ışınlarını fazla soğurmakta olup BT'de beyaz renkte görünürler [58]. Geleneksel radyografide hava, kemik, yumuşak doku ve yağ olmak üzere dört temel yoğunluk belirlenebilirken, bilgisayarlı tomografide tümörler, lezyonlar, kanserli dokular, hematomlar ve inflamasyonlar belirlenebilir.



Şekil 4.3. Üç boyutlu pikseller (vokseller)

Farklı vücut dokularına ait Hounsfield değerleri Çizelge 4.1'de verilmiştir.

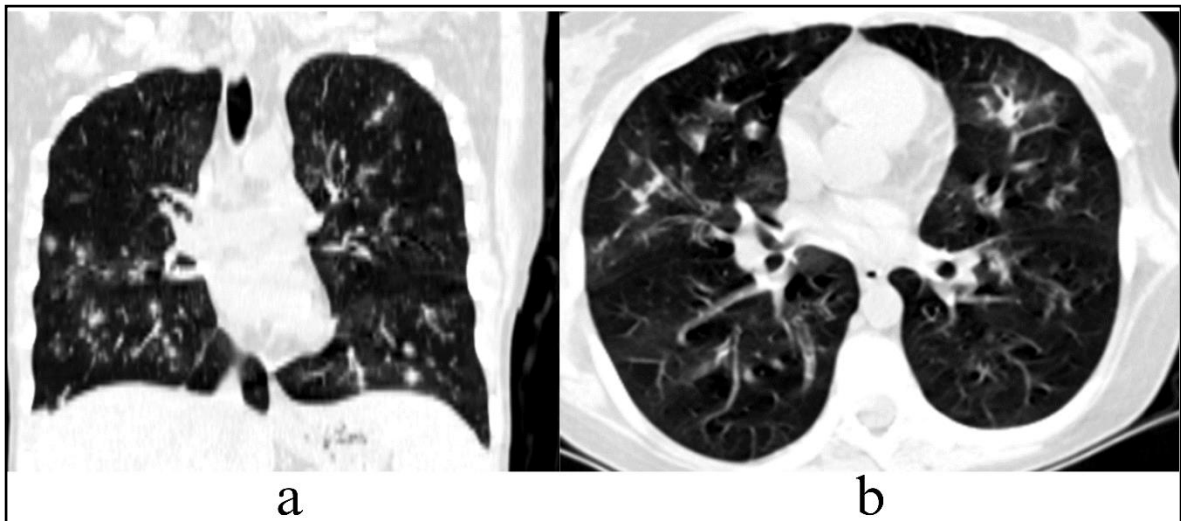
¹ Kalsifikasyon: kalsiyum mineralinin değişik dokularda tortu halinde birikmesi

Çizelge 4.1. Farklı vücut dokularına ait Hounsfield değerleri

Vücut Dokusu	Hounsfield Değerleri
Kemik	1000
Karaciğer	40 – 60
Beyaz Madde	46
Gri Madde	43
Kan	40
Kas	10 – 40
Böbrek	30
Serebrospinal Sıvı	15
Su	0
Yağ	(-50) – (-100)
Hava	-1000

4.2. Hastanın Tıbbi Durumu Hakkında Bilgilendirme

10 yaşından beri ALL (acute lymphoblastic leukemia – akut lenfoblastik lösemi) tanısı ile takipli, Şubat 2020’de Pulmoner Aspergillozis tanısı konmuş, 16 yaşındaki kız hastanın BT verileri kaynak olarak kullanılmıştır. Hastaya Pulmoner Aspergillozis tanısı bronkoalveolar lavaj (BAL) sıvısında Aspergillus üremesi ve galaktomannanın pozitif çıkması sonucu konmuştur. Şubat 2020’de hastaya Caspofungin ve Vorikanazol uygulanmasının ardından Mart 2020’de genel durumunun iyi olması, oksijen ihtiyacının ve dinleme bulgusunun (hırıltı vs.) olmaması üzerine tedavi sonlandırılmıştır. Enfeksiyon geçirirken çekilen BT’deki bulgular Resim 4.2’de görülmektedir.

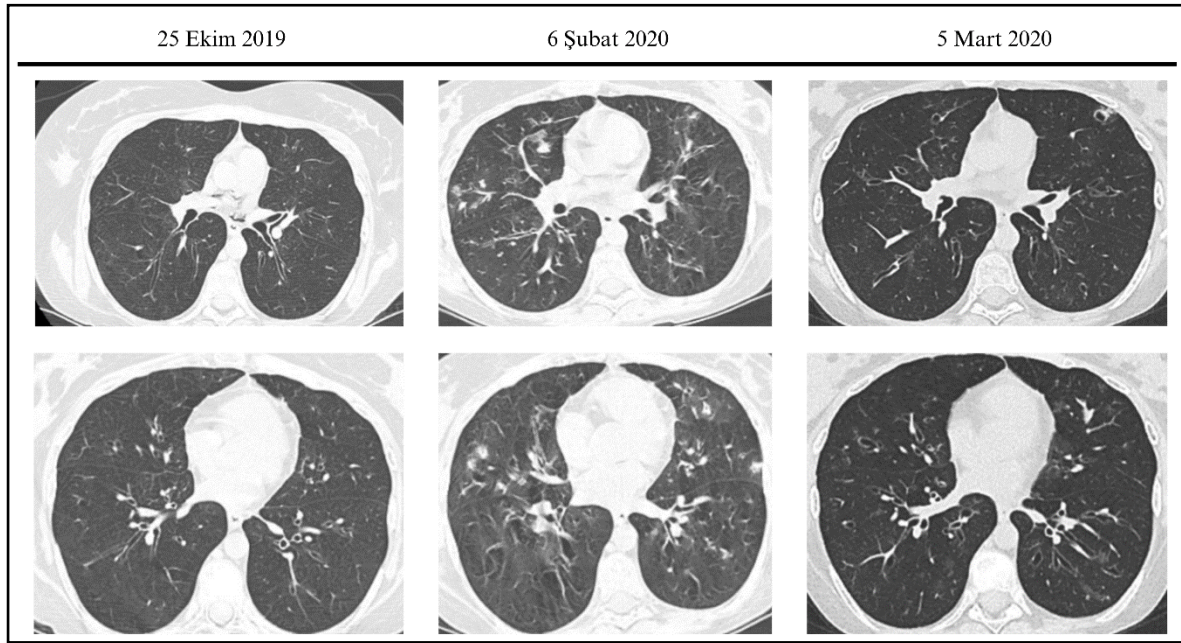


Resim 4.2. 6 Şubat 2020 tarihli BT çekiminden elde edilen detaylar

Resim 4.2 incelendiğinde, her iki akciğerde peribronşial yerleşimli büyüğü sağ akciğer üst lob posteriorunda 10 mm çaplı kavite içeren nodüler lezyonların olduğu, her iki akciğerde

büyüğü sağ akciğer alt lob posterobazalde 6 mm çaplı nodüller olduğu, her iki akciğerde üst lob posteriorda ve alt lob süperiorda subplevral alanlarda fibrotik değişikliklerin olduğu, her iki akciğerde alt loblarda daha belirgin olmak üzere tübüler (silindirik) ve yer yer sakküler (kistik) tarzda bronşektaziler (bronş genişlemesi) olduğu görülmektedir.

Resim 4.3'te 25 Ekim 2019, 6 Şubat 2020 ve 5 Mart 2020'de çekilen BT verileri görülmektedir.



Resim 4.3. Üç farklı tarihte çekilmiş BT görüntüleri

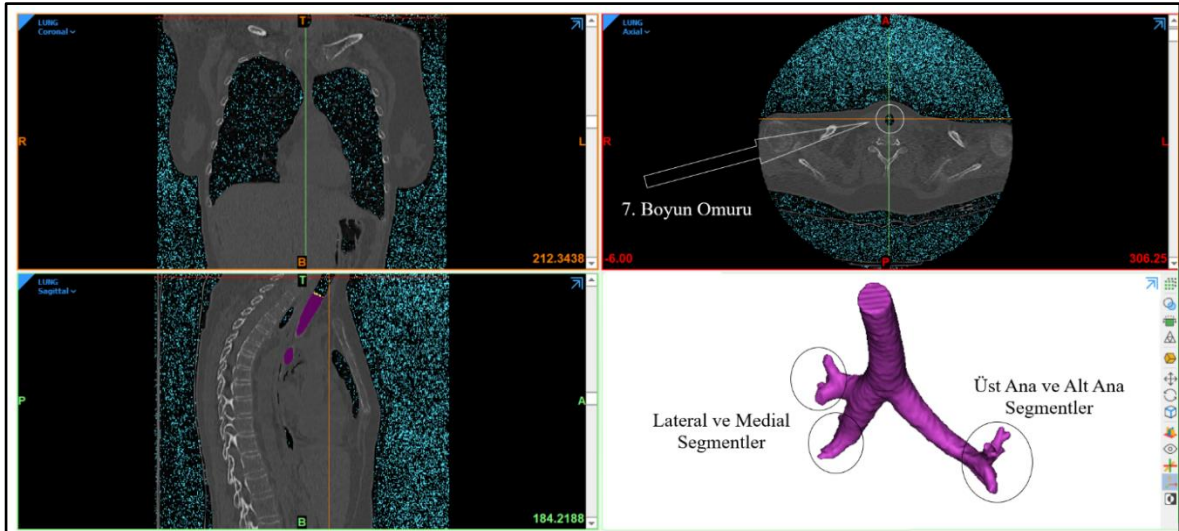
Resim 4.3 incelendiğinde 25 Ekim 2019'da çekilmiş BT'nin sağlıklı olduğu, 6 Şubat 2020'de çekilmiş BT'nin ciddi lezyonlar içerdiği ve 5 Mart 2020'de çekilmiş BT'nin bir önceki aya göre düzeldiği görülmektedir. BT verilerine ait teknik detaylar Çizelge 4.2'de verilmiştir.

Çizelge 4.2. BT verilerine ait teknik detaylar

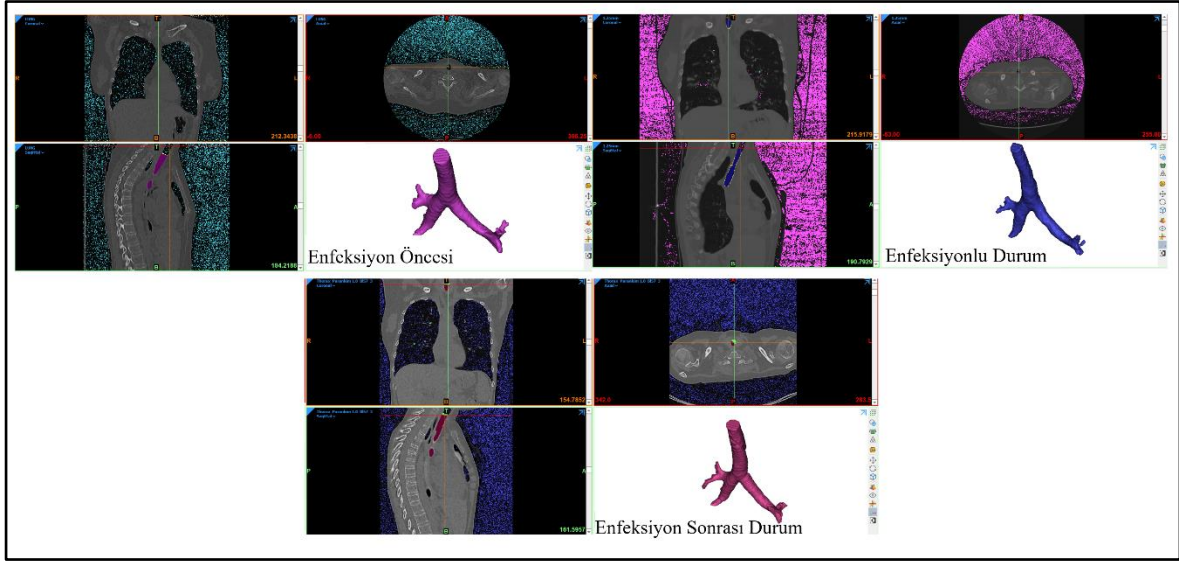
	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Durumu	Enfeksiyon Sonrası
BT Çekim Tarihi	25/10/2019	06/02/2020	05/03/2020
Kesit Sayısı	249	215	431
Görüntüleme Alanı Mesafesi (Field of View - FOV)	36 cm	36 cm	31,70 cm
BT Çekimlerinin Kesit Kalınlıkları	1,25 mm	1,25 mm	1 mm
Hastanın Yaşı	16		
Cinsiyeti	Kadın		
Klinik Tanı	Aspergillosis		

4.3. Medikal Modelleme

Medikal modellemede ilk aşama modelleme bölgesinin seçimidir. Bu çalışmada, modelleme bölgesi 7. boyun omurundan lateral distal bronşlara kadar olan kısımdır. Akış hacmi ise, trakea girişinden sağ bronшта lateral ve medial segmentlere kadar, sol bronшта ise üst ve alt ana segmentlere kadar alınmıştır. Segmente edilen solunum bölgesi Resim 4.4’de enfeksiyon öncesi durum için gösterilmiştir. Elde edilen tüm modeller ise Resim 4.5’te görülmektedir.



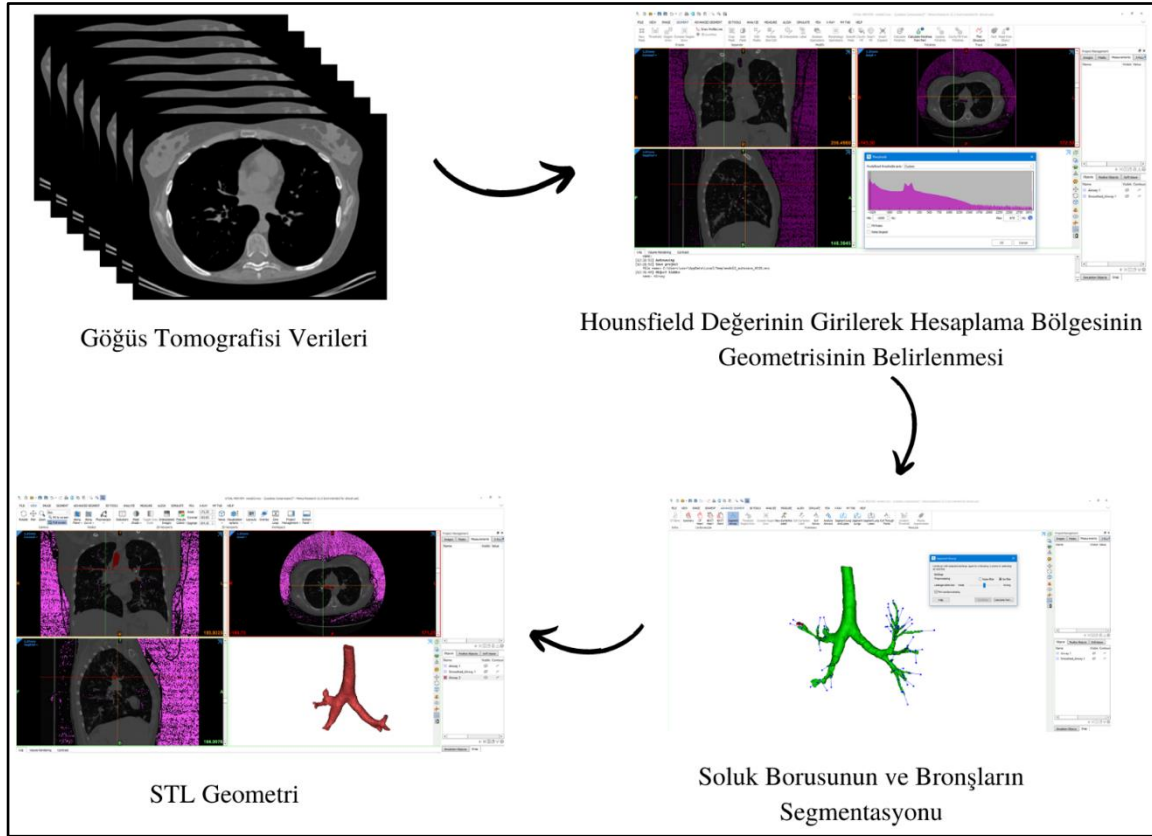
Resim 4.4. Segmente edilen solunum bölgesi



Resim 4.5. Elde edilen modeller

4.3.1. Segmentasyon işlemi

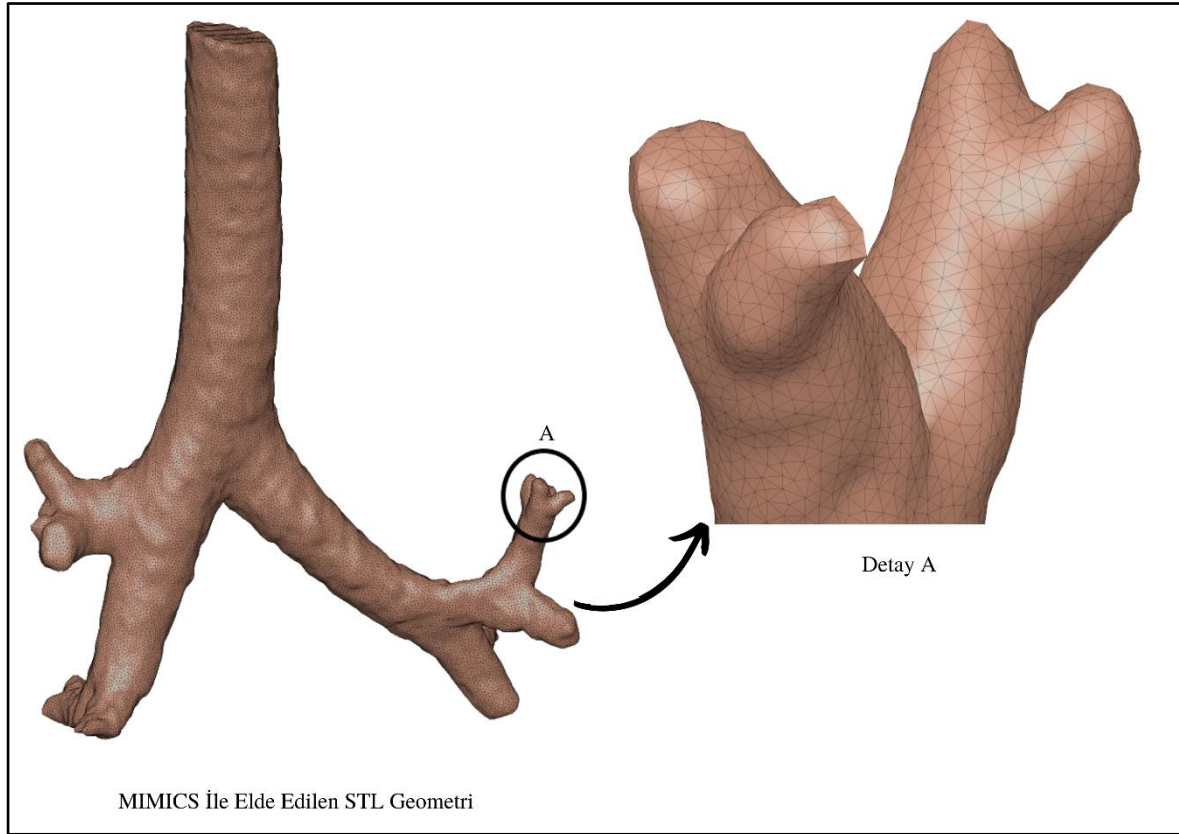
MIMICS ortamında segmentasyon işlemi, BT verilerinin aktarılmasının ardından üç temel aşama içermektedir. BT verileri aktarıldıktan sonra ilk olarak havaya ait Hounsfield değeri girilerek BT verisinde hava boşluklarının olduğu yerler belirlenir. Ardından “Airway Segmentation” modülü kullanılarak soluk borusu ve bronşlar segmente edilir ve istenmeyen bölgeler modelden silinir. Son aşamada, oluşturulmuş model STL geometrisi olarak kaydedilir. Bahsi geçen aşamalar Resim 4.6’da şekilsel olarak da açıklanmıştır. Resim 4.6’da görüldüğü üzere segmentasyon neticesinde oluşturulmuş solunum yolları geometrisi STL (Stereolitography) formatında olup üçgen hücrelerle temsil edilmektedir. Bu geometri, yapısal bozukluklar içermekte olup HAD çözümlerinin yanlış sonuç vermesine ve ıraksama problemlerine sebep olabilmektedir. Bundan dolayı düzeltilmesi gerekmektedir.



Resim 4.6. Segmentasyon (bölüntüleme) işlemi

4.3.2. Geometrinin HAD simülasyonlarında kullanılacak duruma getirilmesi

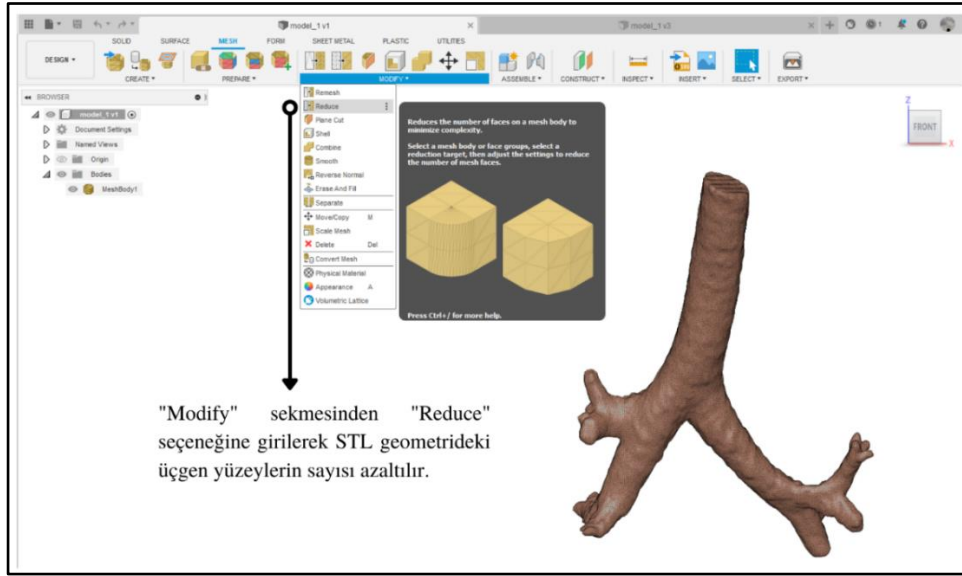
BT verilerinin MIMICS ortamında derin segmentasyon algoritması kullanılarak bölüntülere ayrılmasının ve STL dosya formatında ilk modellerin oluşturulmasının ardından geometri yapısal olarak düzeltilmiştir. Bu amaçla, STL dosyasındaki ağ yüzeylerinin sayısı Autodesk Fusion360 yazılımı ile azaltılıp geometri daha düzgün bir hale getirilmiştir. Gerekli düzeltme işlemleri yapıldıktan sonra STL dosya formatı, geometrinin hacimsel sınırlarını belirlemek için kullanılan BRep (Boundary Representation) dosya formatına dönüştürülmüştür. Fusion360 yazılımından Brep olarak elde edilen dosya Solidworks yazılımıyla Parasolid (.x_t) geometri formatına dönüştürülmüştür. Ardından SpaceClaim ortamında nihai geometri oluşturulmuştur. Resim 4.7’de STL geometrisinin yapısı görülmektedir.



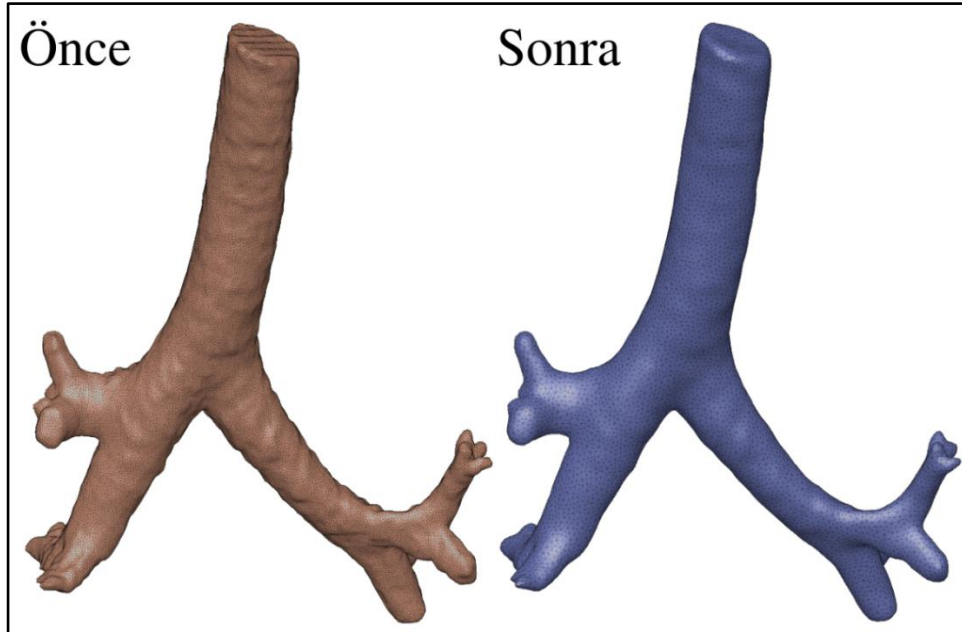
Resim 4.7. MIMICS ile elde edilen STL geometri

STL dosyasındaki ağ yüzeylerinin sayısının azaltılması ve HAD analizine dahil edilmeyecek bölgelerin elimine edilmesi

STL geometrisinin düzenlenmesi için Fusion360 yazılımı kullanılmıştır. Üçgen yüzeylerin sayısı “Mesh Reducing” işlemi ile azaltılmıştır. Uygulanan işlem Resim 4.8’de, işlem sonrası elde edilen durum ise Resim 4.9’da görülmektedir.



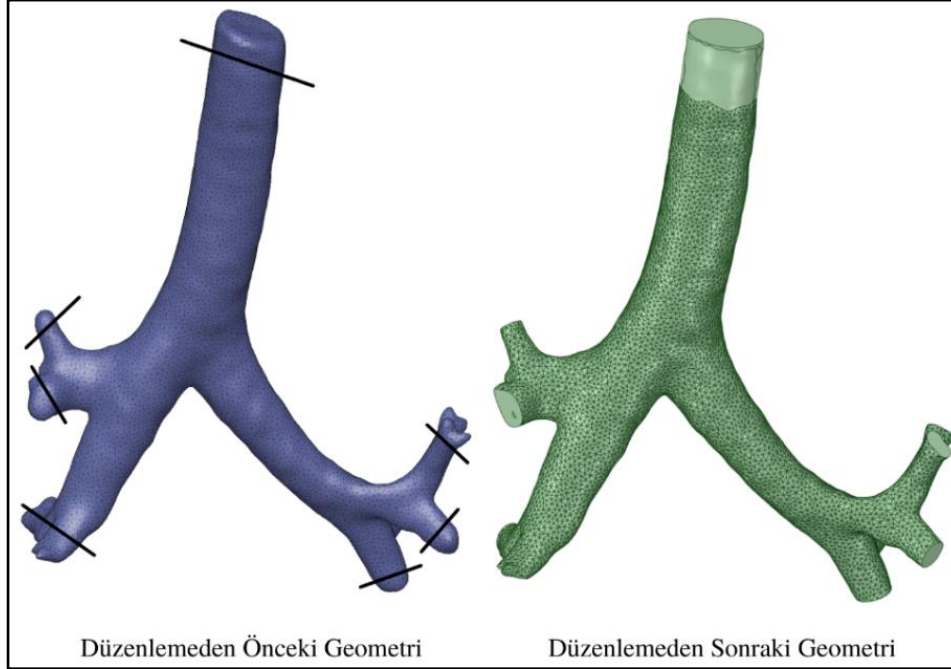
Resim 4.8. Üçgen yüzeylerin sayısının azaltılması



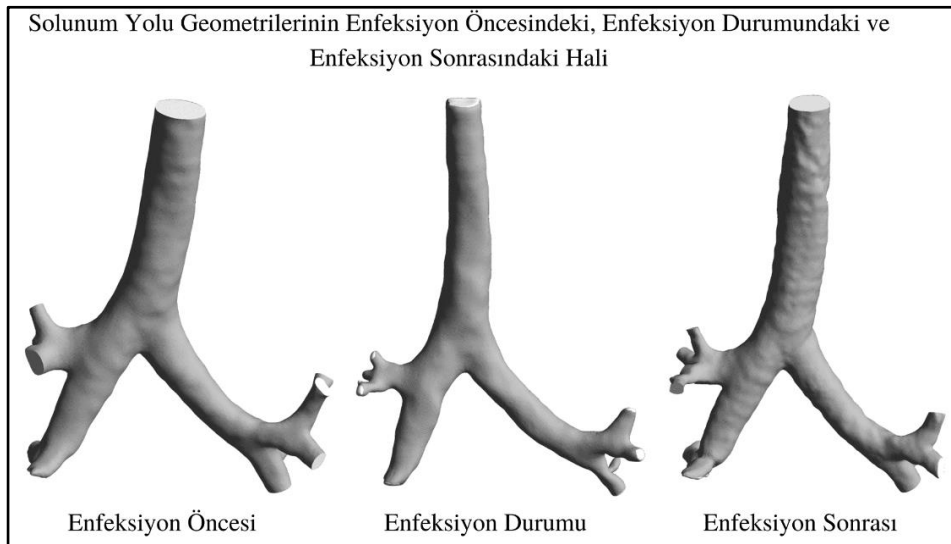
Resim 4.9. STL dosyası düzenlenmeden önce ve düzenlendikten sonraki durum

Geometride üçgen yüzeyler sadeleştirildikten sonra geometri STEP (Standard for the Exchange of Product Data) dosya formatına dönüştürülmüş olup dışarı aktarıldıktan sonra Solidworks yazılımında Parasolid dosya formatına dönüştürülmüştür. Daha sonra, ANSYS yazılımı içindeki gömülü bir geometri düzenleme yazılımı olan SpaceClaim yazılımına aktarılıp, HAD için uygun hale getirilmiştir. Bu kapsamda, analize engel teşkil edebilecek bozukluklar onarılmış, analize dahil edilmeyecek kısımlar silinmiş, yakınsama problemleri doğurabilecek keskin köşeli yapılar yumuşatılmıştır. SpaceClaim ortamındaki düzeltmeler

sonucunda elde edilen geometri Resim 4.10'da; tüm geometrilerin düzeltilmiş halleri Resim 4.11'de görülmektedir.



Resim 4.10. SpaceClaim yazılımında HAD analizleri için düzenlenmiş geometri



Resim 4.11. HAD analizleri için düzenlenmiş geometriler

4.4. HAD Simülasyonlarındaki Kabuller

İnsan solunum sistemindeki organlar karmaşık geometrilere sahip olup kesit alanları ve akış karakteristikleri birbirinden farklıdır. Solunum sistemine burundan giriş yapan hava, burnun karmaşık geometrisinden dolayı düşük debilerde dahi türbülanslı olabilmektedir. Hava,

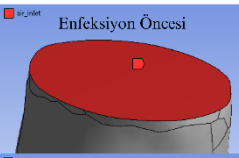
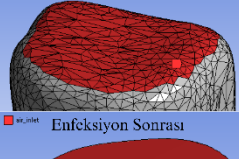
gırtlaktan geçerken, daralan kesit alanı dolayısıyla hızlanmaktadır ve gırtlak geometrisinden dolayı akış türbülanslı olmaktadır. Akış gırtlaktan geçtikten sonra, trakeabronşiyal ağaçta laminar akış özellikleri göstermektedir. İnsan solunum yollarındaki akış, birleşim, salınım, türbülans gibi farklı fenomenler içermekte olup bu çeşitlilikler HAD çözümünü zorlaştırmaktadır. Bundan dolayı bazı idealleştirmelerin yapılması gerekmektedir.

Bu tez çalışmasındaki HAD çözümü aşağıdaki kabuller yapılarak gerçekleştirilmiştir:

- Akışkan (hava) sıkıştırılmaz, akış ise kararlı kabul edilmiştir.
- Trakea ile diğer dokular arasındaki ısı transferi ihmal edilmiştir.
- Havadaki mikropartiküller, mukoza – hava arasındaki kütle transferleri, trakeadaki sillerin varlığı ihmal edilmiştir.
- Trakea duvarının hareketi ihmal edilmiştir. Sabit duvar kabulü yapılmıştır.
- Yer çekimi ivmesi -z yönünde uygulanmıştır.

4.5. Başlangıç ve Sınır Şartlarının Tanımlanması

Sınır şartları tanımlanırken, girişte kararlı durum giriş hızı (steady - state inlet velocity) ve çıkışta sabit atmosfer basıncı (constant atmospheric pressure) kullanılmıştır. Girişteki akışkan debisi 462 ml/s olarak alınmıştır [49,50]. Hava, Newton tipi akışkan olarak kabul edilmiş olup yoğunluğu (ρ) 1.225 kg/m³, kinematik viskozitesi (μ) 1.798x10⁻⁵ kg/m.s olarak alınmıştır. Girişteki hesaplamalar için kullanılan kesitler Resim 4.12’de görülmekte olup kesit alanları m² cinsinden hesaplanmıştır.

Hava Girişi Olarak Tanımlanan Yüzeyler	Hesaplanan Kesit Alanları
 Enfeksiyon Öncesi	0,0184
 Enfeksiyon Durumu	0,0078
 Enfeksiyon Sonrası	0,0156

Resim 4.12. Girişteki kesitler

Girişteki serbest akış hızları (free stream velocities) süreklilik denklemi kullanılarak hesaplanmış olup aşağıdaki Çizelge 4.3'te girişteki hızlar, girişteki kesit alanları ve hacimsel debileri her üç durum için verilmiştir.

Çizelge 4.3. Akış girişi olarak seçilen bölgelerdeki kesit alanı ve akışkan hızı değerleri

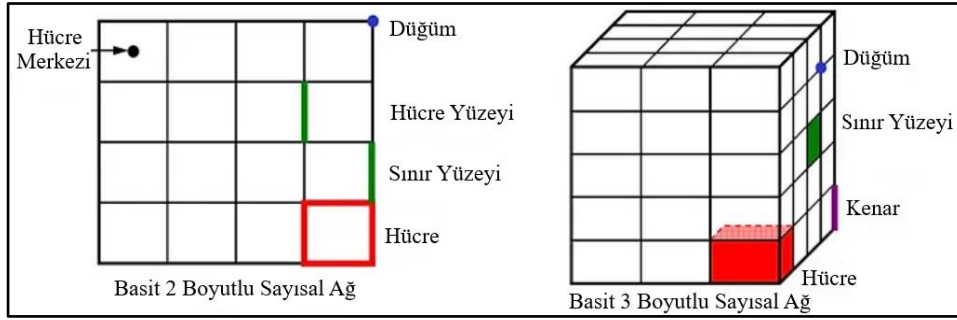
	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Durumu	Enfeksiyon Sonrası Durum
Girişteki Kesit Alanı (m ²)	0,0184	0,0078	0,0156
Girişteki Akışkan Hızı (m/sn)	0,0251	0,0456	0,0295
Akışkan Debisi (m ³ /sn)	Q = 4,62 x 10 ⁻⁴		

4.6. Sayısal Çözüm Ağları

Oluşturulan geometriye uygulanacak yüzeysel ve hacimsel sayısal ağ yapısı (mesh) HAD analizlerinin en kritik aşamalarından olup, çözümlerin sonuçları üzerinde, sayısal ağ yapısının önemli bir etkisi vardır. Küçük değişimler bile analiz sonuçlarını büyük oranda değiştirebilmektedir. Sayısal ağlar, akış alanının kontrol hacimlerine bölünmesini sağlamaktadır. Bu sayede, geometri sayısal olarak tanımlanmış olur. Sayısal ağ yapısının kalitesi üzerinde eleman sayısı, çarpıklık ve ortogonallik gibi faktörler etkilidir. Bu kısımda önce sayısal ağ yapılarından daha sonra da kaliteyi etkileyen faktörlerden bahsedilmiştir.

Temel kavramlar

Şekil 4.4'te basit 2 ve 3 boyutlu çözüm ağı yapıları görülmektedir. Düğüm, hücre yüzeyi, sınır yüzeyi, hücre, hücre merkezi gibi kavramlar ağ yapıları açısından önem arz etmektedir. Hücre, etki alanının bölündüğü kontrol hacmini; düğüm, ızgara noktasını; hücre merkezi, bir ağ hücresinin merkezini; kenar, bir yüzeyin sınırını; sınır yüzeyi, bir hücrenin diğer hücreyle sınırını ifade etmektedir.

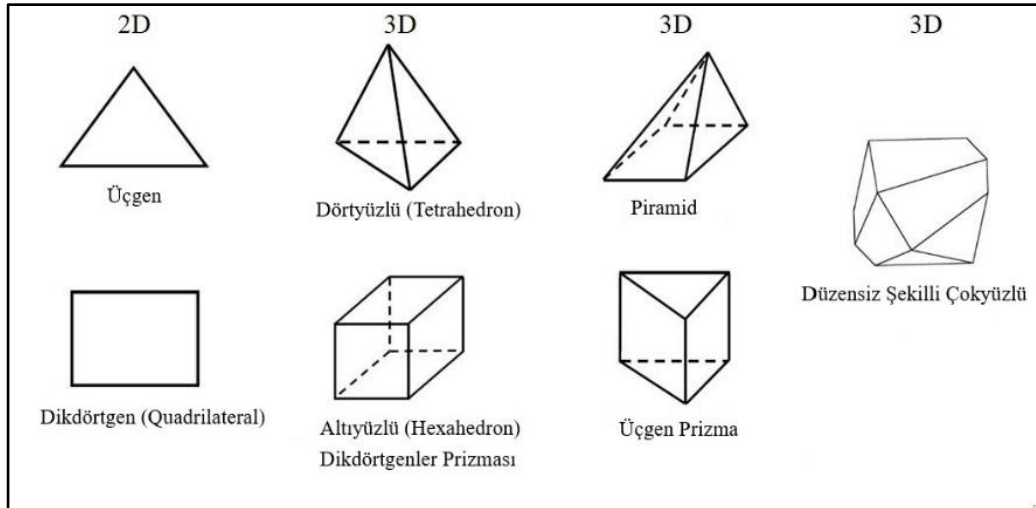


Şekil 4.4. Basit 2 ve 3 boyutlu ağ yapıları [59]

Sayısal çözüm ağı oluşturulurken ağı çözünürlüğü (mesh resolution), ağı tipi ve bilgisayar kapasitesi önemli parametrelerdendir. Çizelge 4.4'te iki ve üç boyutlu hücre tiplerine değinilmiş olup Şekil 4.5'te ise bu hücre tipleri görülmektedir.

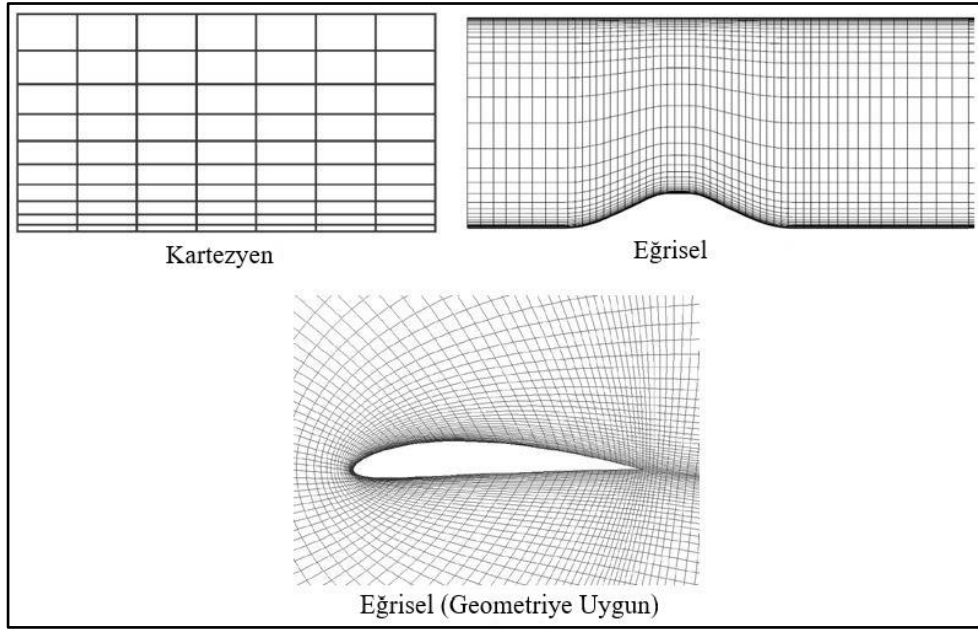
Çizelge 4.4. İki ve üç boyutlu hücre tipleri [59]

2 Boyutlu Hücre Tipleri	Üçgen (Triangle), Dikdörtgen (Quadrilateral)
3 Boyutlu Hücre Tipleri	Dörtüzlü (Tetrahedron), Altıyüzlü (Hexahedron), Piramid, Prizma



Şekil 4.5. İki ve üç boyutlu hücre tipleri [59]

Şekil 4.6'da ise yapılandırılmış ağlar görülmektedir.



Şekil 4.6. Kartezyen ve eğrisel ağ yapıları (yapılandırılmış ağlar)

Çözüm ağının kalitesi

Sayısal çözüm ağı kalitesinin değerlendirilmesinde kullanılan temel metrikler çarpıklık (skewness), ortogonal kalite (orthogonal quality) ve en/boy oranı (aspect ratio) olarak üç tanedir.

Çarpıklık

Eş kenarlı hacim esaslı çarpıklık (equilateral volume based skewness) ve normalize edilmiş eş açılı çarpıklık (normalized equiangular skewness) olmak üzere iki yöntemle çarpıklık belirlenebilir. Eş kenarlı hacim esaslı çarpıklık yönteminde normal ve optimal hücre boyutları göz önüne alınırken normalize edilmiş eş açılı çarpıklık yönteminde yüzey veya hücre içerisindeki açılar göz önüne alınır. Eş. 4.3'te eş kenarlı hacim esaslı çarpıklık, 4.4'te ise eş açılı çarpıklık hesaplanırken kullanılan formüller görülmektedir [55].

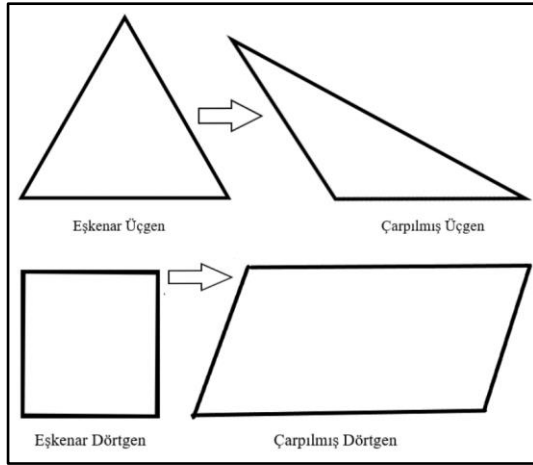
$$\text{Çarpıklık} = \frac{\text{Optimal Hücre Boyutu} - \text{Hücre Boyutu}}{\text{Hücre Boyutu}} \quad (4.3)$$

$$\text{Çarpıklık} = \left[\frac{\theta_{\max} - \theta_e}{180 - \theta_e}, \frac{\theta_e - \theta_{\min}}{\theta_e} \right] \quad (4.4)$$

Çarpıklık değeri 0 (sıfır) değerine yaklaştıkça sayısal ağ elemanının kalitesi artmaktadır. Kalite aralığı Çizelge 4.5'te verilmiştir. Çarpılma durumu ise Şekil 4.7'de görülmektedir.

Çizelge 4.5. Çarpıklık kriterleri

Kalite Durumu	Kalite Aralığı
Mükemmel	0 – 0.25
Çok İyi	0.25 – 0.50
İyi	0.50 – 0.80
Kabul Edilebilir	0.80 – 0.94
Kötü	0.95 – 0.97
Kabul Edilemez	0.98 – 1.00



Şekil 4.7. Eşkenar üçgen ve eşkenar dörtgenlerin çarpılmış halleri

Ortogonal Kalite

Ağ elemanı yüzeylerinin orta noktasının merkezine olan uzaklığının, komşu mesh eleman yüzeylerinin orta noktalarında birbirine olan uzaklığa oranı olup ortogonal kalite değerlerinin düşük olması kalitenin kötü olduğunu gösterir. Çizelge 4.6'da kalite aralığı görülmektedir [55].

Çizelge 4.6. Ortogonal kalite değerlerinin sınıflandırılması

Kalite Durumu	Kalite Aralığı
Mükemmel	0.95 – 1.00
Çok İyi	0.70 – 0.95
İyi	0.20 – 0.69
Kabul Edilebilir	0.15 – 0.20
Kötü	0.001 – 0.14
Kabul Edilemez	0 – 0.001

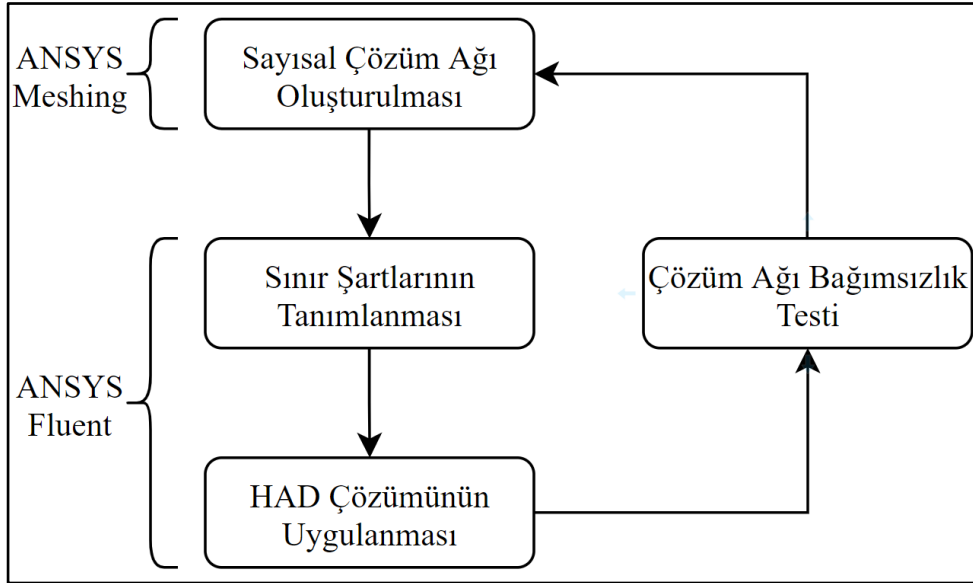
En/Boy Oranı (Aspect Ratio)

Ağ elemanının uzun kenar uzunluğunun kısa kenar uzunluğuna oranıdır. İdeal bir ağ elemanı için bu oran 1’dir. 1 değerinden uzaklaştıkça kalite düşer.

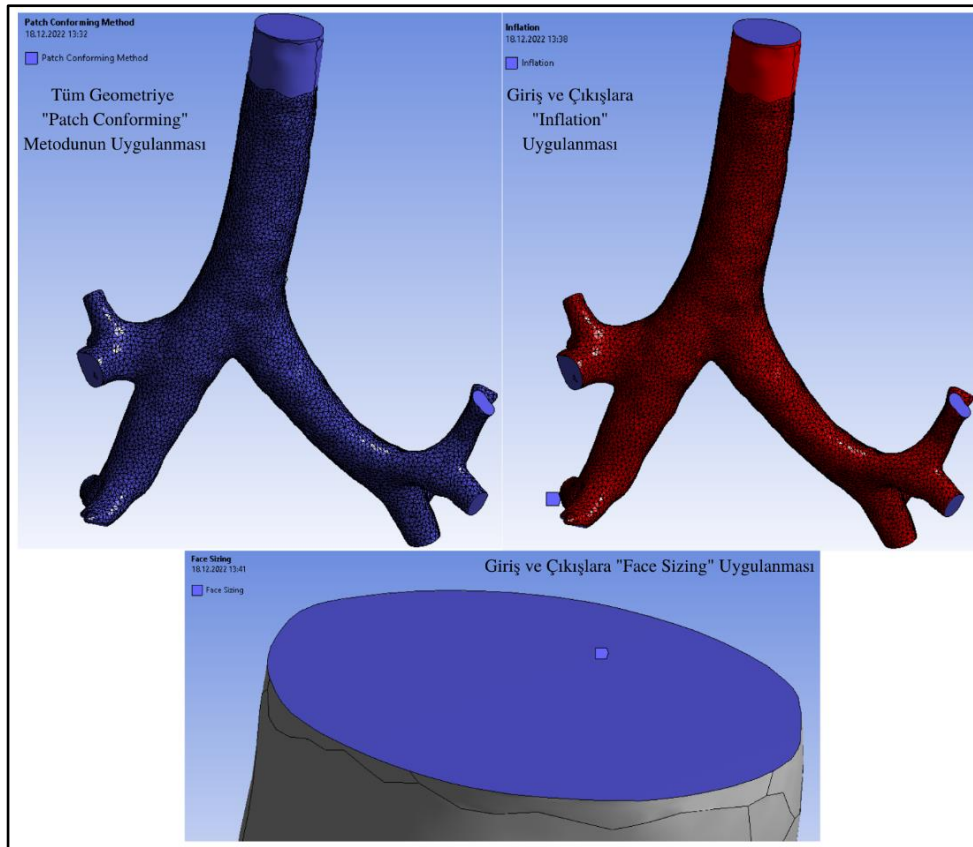
4.7. Solunum Yolu Geometrilerinde Sayısal Çözüm Ağı Oluşturulması

Solunum yolu geometrisine sayısal çözüm ağı oluşturulurken dörtyüzlü elemanlar (tetrahedrons) kullanılmıştır. Dörtyüzlü elemanlar sayısal çözüm ağının hibrit bir şekilde oluşturulmasında kullanılır. Geometri formu dikkate alındığı için Ansys Meshing içindeki “Patch Conforming Mesh” seçeneği kullanılmış olup bu metotta dıştan içe doğru sayısal çözüm ağı oluşturulur. Bu metot tüm geometriye uygulandıktan sonra solunum yollarındaki giriş ve çıkış olarak tanımlanan yerlere çözüm doğruluğunu arttırmak amacıyla yüzeysel sayısal çözüm ağı daha sık bir şekilde oluşturulmuştur. Sınır tabakalarındaki akış fiziğinin daha iyi analiz edilebilmesi için ise sayısal çözüm ağı katmanları sıklaştırılmıştır. Bu işlem “Inflation” olarak bilinmektedir. “Inflation” işlemi yapılırken 5 katman kullanılmıştır. Resim 4.13 ve 4.14’de çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylar görülmektedir.

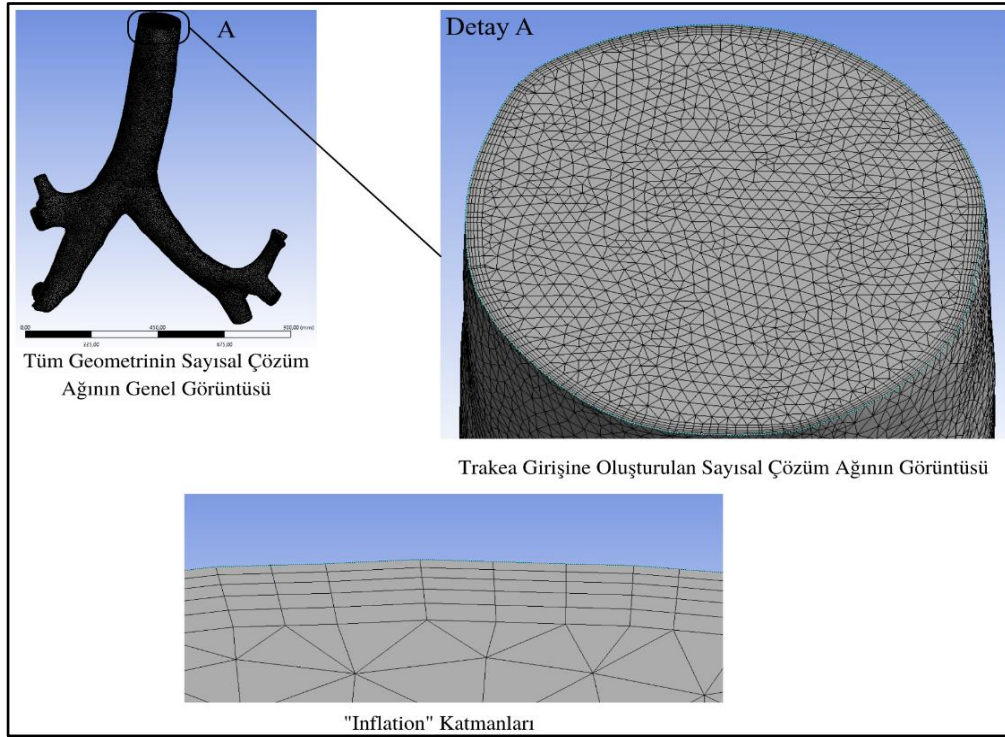
Sayısal çözüm ağının doğruluğunu anlamak amacıyla çözüm ağı bağımsızlık testi yapılmıştır. Eleman boyutları 2 – 10 mm arasında değişecek şekilde çözüm ağları oluşturulmuştur. Çözüm performansının ve yakınsama kriterlerinin değerlendirilmesinden sonra uygun eleman boyutunun 6 mm olduğu bulunmuştur. Şekil 4.8’de çözüm ağı bağımsızlık testinin yapılış döngüsü gösterilmektedir.



Şekil 4.8. Çözüm ağı bağımsızlık testinin yapılaş döngüsü

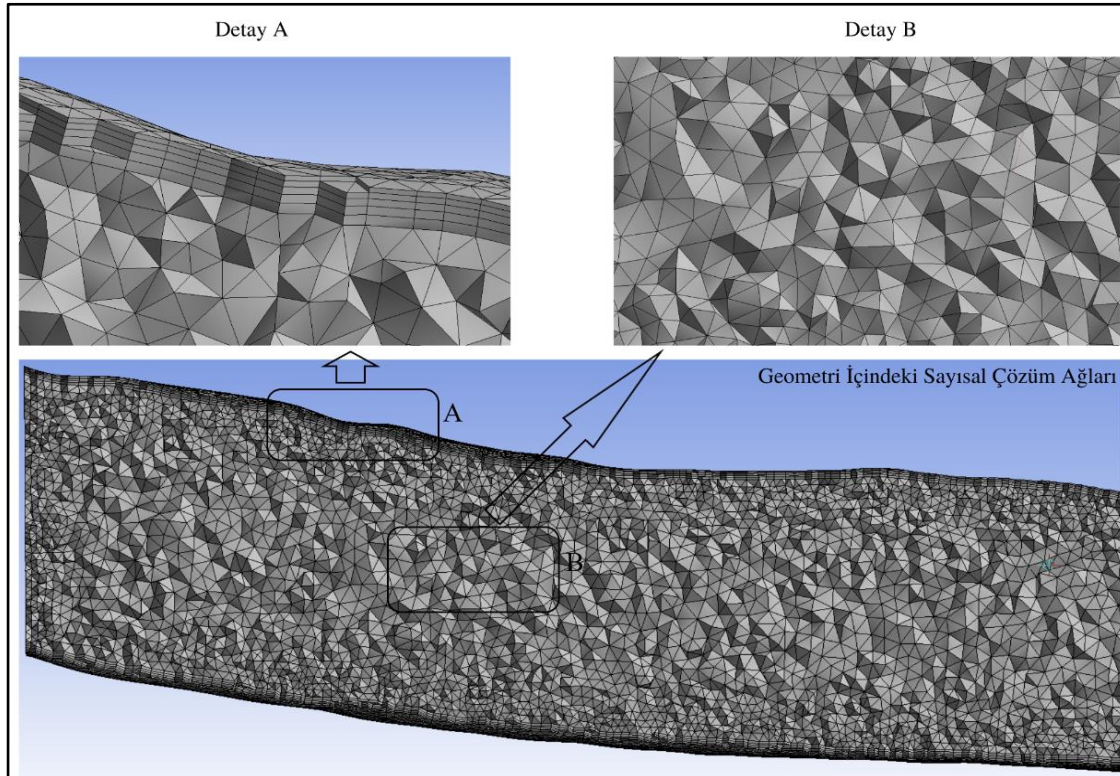


Resim 4.13. Geometriye sayısal çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylar – 1



Resim 4.14. Geometriye sayısal çözüm ağı oluşturulmasına dair detaylar – 2

Geometrinin içindeki ve sınır tabakalarındaki sayısal çözüm ağı üç boyutlu olarak Resim 4.15'te görülmektedir.



Resim 4.15. Sınır tabakalardaki ve geometri içindeki sayısal çözüm ağları

Sayısal çözüm ağındaki elemanların kalitesini belirlemek amacıyla çarpıklık ve ortogonal kalite kriterleri kullanılmıştır. Ortalama çarpıklık değerinin 0,20 – 0,30 arasında olmasına, maksimum çarpıklık değerinin ise 0,94’ten büyük olmamasına dikkat edilmiştir. Sayısal çözüm ağına ait metrikler Çizelge 4.7’de verilmiştir.

Çizelge 4.7. Elde edilen modellere mesh atılması sonucunda elde edilen veriler

	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Durumu	Enfeksiyon Sonrası Durum
Sayısal Çözüm Ağı Oluşturma Metodu	Geometriye uygun sayısal çözüm ağı oluşturulmuştur.		
Eleman Boyutu	6 mm		
Kalite Kriterleri	Çarpıklık ve Ortogonal Kalite		
Maksimum Çarpıklık	0,97307	0,97923	0,96806
Ortalama Çarpıklık	0,23727	0,26148	0,23416
Maksimum Ortogonal Kalite	0,99443	0,99621	0,99555
Ortalama Ortogonal Kalite	0,76169	0,7385	0,76477
Enflasyon	Yumuşak Geçiş		
Eleman Sayıları	1.769.022	2.371.644	2.800.915

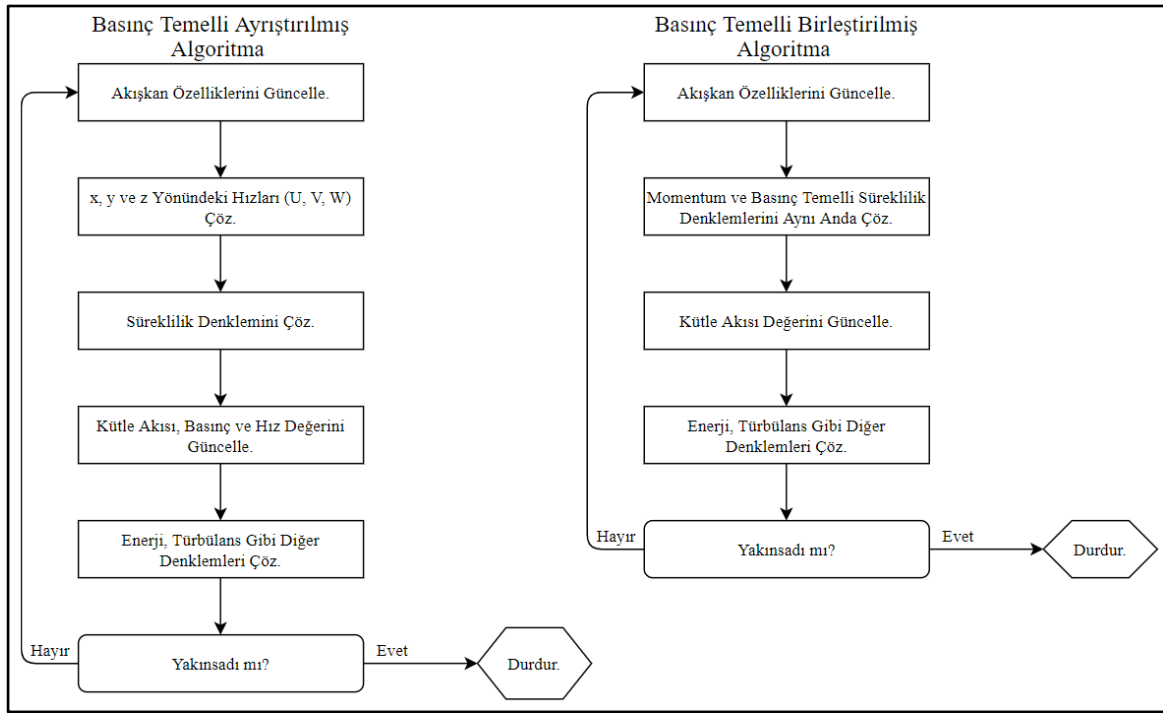
4.8. Çözücü Seçimine Dair Detaylar

ANSYS Fluent, basınç ve yoğunluk temelli iki çözücü içermektedir. Basınç temelli çözücüler düşük hızlardaki sıkıştırılamaz akışlar için, yoğunluk temelli çözücüler yüksek hızlardaki sıkıştırılabilir akışlar için kullanılmakta olsa da iki çözücünün denklemleri yeniden revize edilerek geniş bir akış yelpazesini çözecek duruma getirilmiştir [60]. Her iki çözücü de kontrol hacmi yaklaşımını kullanmaktadır.

Basınç temelli çözüm yaklaşımı

Basınç alanı, basınç veya basınç düzeltme denklemlerinden, hız alanları momentum denklemlerinden elde edilmekte olup bu çözücüde ayrıştırılmış (segregated) ve birleştirilmiş (coupled) olmak üzere iki algoritma söz konusudur. Ayrıştırılmış algorithmada çözüm değişkenlerini içeren denklemler birbiri ardına çözülür. Birbirinden ayrıklaştırılır.

Ayrıştırılmış algoritmanın bilgisayar hafızası üzerindeki etkisi birleştirilmiş algoritmaya göre daha azdır. Buna karşılık çözümün yakınsaması uzundur. Birleştirilmiş algortmada ayrıştırılmış algortmadan farklı olarak momentum ve basınç temelli süreklilik denklemleri aynı anda çözülür. Birleştirilmiş algoritmanın bilgisayar hafızası üzerindeki etkisi ayrıştırılmış algortmaya göre daha fazladır. Buna karşılık çözümün yakınsaması kısadır. Basınç temelli çözüm algoritmaları Şekil 4.9’da gösterilmiştir.



Şekil 4.9. Basınç temelli ayrıştırılmış ve birleştirilmiş algoritmalar [60].

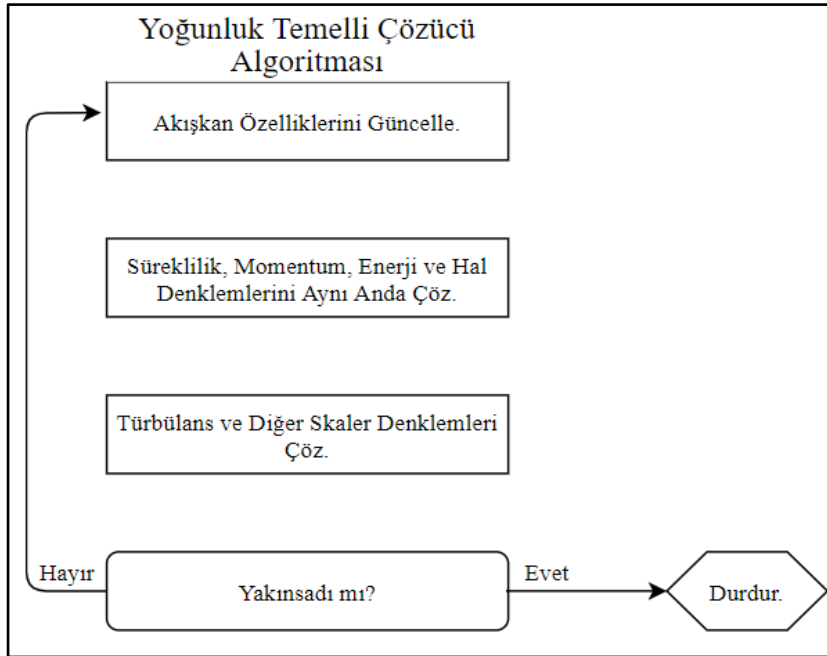
HAD simülasyonlarında kullanılan basınç tabanlı algoritmalar aşağıda verilmiştir:

- SIMPLE (Semi – Implicit Method for Pressure Linked Equations)
- SIMPLEC (Semi – Implicit Method for Pressure Linked Equations – Consistent)
- PISO (Pressure – Implicit with Splitting of Operators)
- COUPLED (Pressure – Velocity Coupling)

SIMPLE ve SIMPLEC metotlarında kütle korunumunu desteklemek için hız ve basınç doğrulamaları gerekmektedir. PISO algoritması, yüksek çarpıklığa sahip ağ yapılarının olduğu durumlarda kullanılır. COUPLED algoritmasında, tam basınç – hız bileşim özelliği kullanılır. Hem zamana bağlı olan hem de zamana bağlı olmayan hesaplamalarda kullanılır [55].

Yoğunluk temelli çözüm yaklaşımı

Yoğunluk alanının hesaplanmasında süreklilik denklemleri kullanılırken basınç alanları hal denklemlerinden, hız alanları momentum denklemlerinden elde edilir. Yoğunluk temelli çözücülerde süreklilik, momentum, enerji ve hal denklemleri aynı anda çözülür. Bunların çözümünün ardından türbülans denklemleri ile diğer skaler denklemler çözülür. Yoğunluk temelli çözücülerde ayırık, doğrusal olmayan yönetici denklemler doğrusallaştırılır. Her hesaplama hücresindeki bağımlı değişkenler için bir denklem sistemi oluşturulur. Yoğunluk temelli çözücü algoritması Şekil 4.10'da gösterilmiştir [60].



Şekil 4.10. Yoğunluk temelli çözücü yaklaşımı [60]

4.9. HAD Simülasyonlarına Geçilmeden Önce Yapılan Hesaplamalar

Simülasyonlardaki sınır koşulları ve çözücü şemaları tanımlanmadan önce serbest akış hızı, hidrolik çap, Reynolds sayısı, yüzey sürtünme katsayısı, kayma gerilmesi, gerinim oranı ve ilk hücre yüksekliği hesaplanmıştır.

Serbest akış hızlarının (free stream velocities) hesaplanması

Enfeksiyon öncesi, enfeksiyon durumu ve enfeksiyon sonrasındaki durum için serbest akış hızları (U_{∞}) Eş. 4.5 ile hesaplanmıştır. Bu eşitlikteki Q , hacimsel debi olup birimi m^3/sn , A_i girişteki kesit alanı olup birimi m^2 'dir. Hacimsel debi Q , her durum için $4.62 \times 10^{-4} m^3/sn$ alınmıştır.

$$U_{\infty} = \frac{Q}{A_i} \quad (4.5)$$

Hidrolik çapın hesaplanması

Hidrolik çap hesaplanırken Eş. 4.6 kullanılmıştır.

$$D_h = \sqrt{\frac{4A_i}{\pi}} \quad (4.6)$$

Reynolds sayısının hesaplanması

Reynolds sayısı hesaplanırken Eş. 4.7 kullanılmıştır. Bu eşitlikte, ρ akışkanın yoğunluğu olup birimi kg/m^3 , μ dinamik viskozite olup birimi $kg/m.s$ 'dir. Hesaplamalarda $\rho=1,225 kg/m^3$ ve $\mu=1,798 \times 10^{-5} kg/m.s$ alınmıştır.

$$Re = \frac{\rho \cdot U_{\infty} \cdot D_h}{\mu} \quad (4.7)$$

Yüzey sürtünme katsayılarının hesaplanması

Reynolds sayılarının hepsinin 10^9 dan küçük olduğunun görülmesi üzerine yüzey sürtünme katsayıları Eş. 4.8 kullanılarak hesaplanmıştır [61].

$$C_f = [2. \log(Re_x) - 0,65]^{-2,3} \quad (4.8)$$

Kayma gerilmesinin hesabı

Kayma gerilmesi Eş. 4.9 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$\tau_{\omega} = C_f \cdot \frac{1}{2} \cdot \rho \cdot U_{\infty}^2 \quad (4.9)$$

Gerinim oranının hesaplanması

Gerinim oranı Eş. 4.10 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$U_{\tau} = \sqrt{\frac{\tau_{\omega}}{\rho}} \quad (4.10)$$

İlk hücre yüksekliklerinin hesaplanması

“Inflation” katmanları oluşturulurken ilk hücre yüksekliği değerlerine bakılarak karar verilmiştir. İlk hücre yükseklikleri Eş. 4.11 kullanılarak hesaplanmıştır.

$$y = \frac{y^+ \cdot \mu}{\rho \cdot U_{\tau}} \quad (4.11)$$

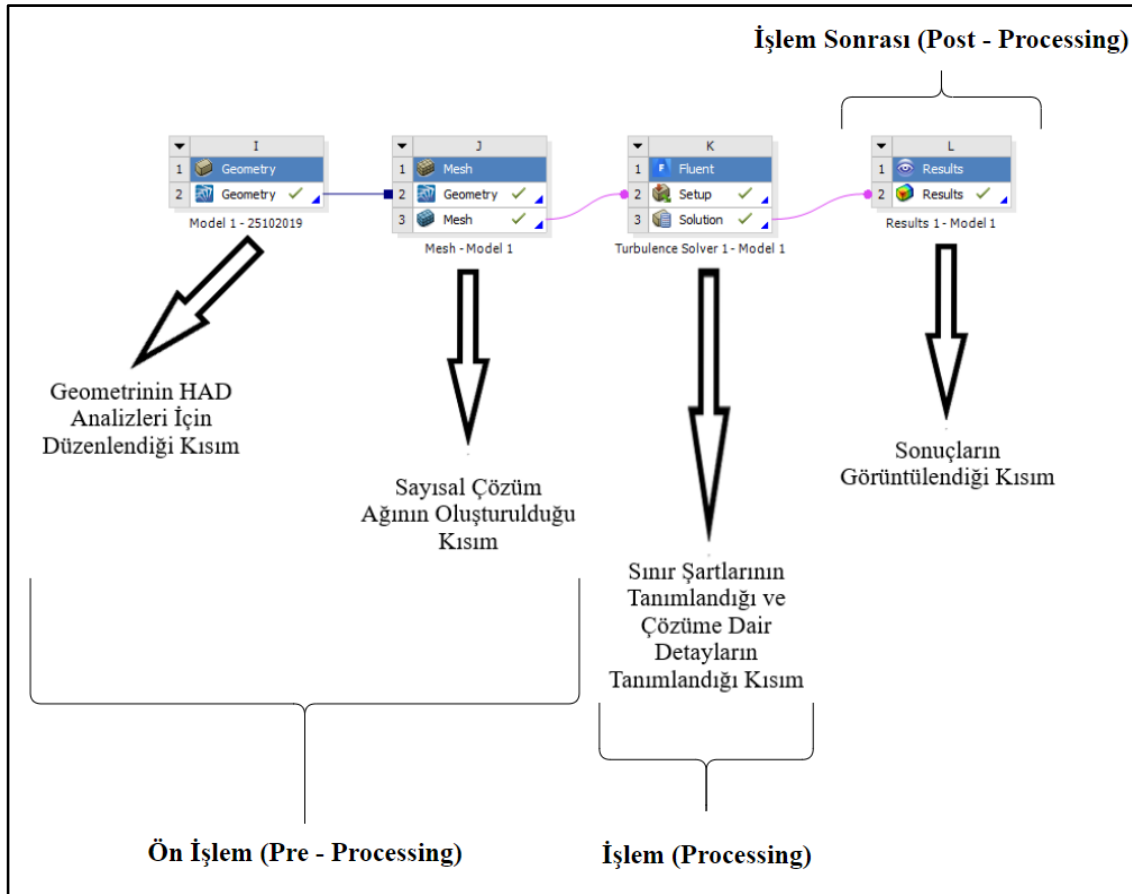
Hesaplamalar sonucunda elde edilen değerler Çizelge 4.8’de verilmiştir.

Çizelge 4.8. HAD çözümüne geçmeden önce yapılan hesaplamaların sonuçları

	Enfeksiyon Öncesi Durum	Enfeksiyon Durumu	Enfeksiyon Sonrası Durum
Serbest Akış Hızları (U_{∞}) (m/sn)	0,0251	0,0456	0,0295
Hidrolik Çap (D_h) (m)	0,153	0,099	0,141
Reynolds Sayısı (Re)	240,44	284,41	260,20
Yüzey Sürtünme Katsayısı (C_f)	0,0387	0,0357	0,0373
Kayma Gerilmesi (Pa)	1,371E-5	4,177E-05	1,824E-05
Gerinim Oranı (m/sn)	0,0035	0,006	0,004
İlk Hücre Yükseklikleri (mm)	4,577	2,623	3,969

4.10. HAD Simülasyonlarında Yapılan Çalışmalara Genel Bakış

HAD simülasyonları ANSYS Fluent yazılımı ile gerçekleştirilmiş olup bu çözümlerde kullanılan işlem akış şemaları Resim 4.16’da görülmektedir. Bu şekildeki “Geometry” geometrinin HAD analizleri için düzenlendiği; “Mesh” sayısal çözüm ağının oluşturulduğu; “Fluent” sınır şartlarının ve çözüme dair detayların tanımlandığı ve çözümlerin gerçekleştirildiği; “Result” ise sonuçların görüntülendiği kısımdır.



Resim 4.16. Fluent akış şeması

Geometrinin HAD analizi için düzenlenmesinin ve sayısal çözüm ağlarının oluşturulmasının ardından Fluent ile işleme devam edilmiştir. Çözümlerin tamamlanmasının ardından elde edilen bulgular değerlendirilmiştir.

HAD analizine dair tüm işlemler aşama aşama Ek 1’de açıklanmış olup bir sonraki bölümde elde edilen bulgulara yer verilmiştir.

5. BULGULAR

Bu bölümde;

- Solunum yolu geometrileri yapısal olarak değerlendirilmiştir.
- Carina öncesindeki ve sonrasındaki kesitlerde alan, hız ve basınç değişimleri incelenmiştir.
- Akım çizgilerinin davranışları incelenmiştir.
- Hız konturları incelenmiştir.
- Normal akış profilleri incelenmiştir.

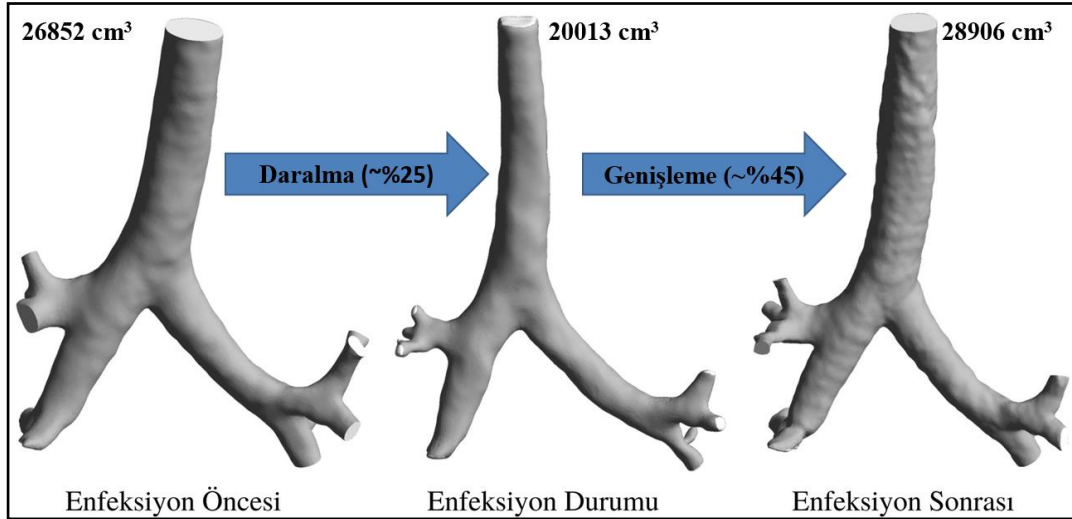
5.1. Solunum Yolu Geometrilerin Yapısal Olarak Değerlendirilmesi

BT bulguları ve HAD modelleri birlikte değerlendirildiğinde şu sonuçlara ulaşılmıştır:

- Enfeksiyon durumunda, solunum yolu geometrisinin sağlıklı duruma göre büyük ölçüde bozulduğu, trakea lümeninin hava giriş ve çıkışlarının daraldığı;
- Enfeksiyon sonrası durumda ise enfeksiyon durumuna göre daralan trakea lümeninin genişlediği, ama bazı sekellerin (yapısal kusur) varlığı görülmektedir.
- Hava girişinin yüzey alanının enfeksiyon öncesi durumda yaklaşık 0,019 m² olduğu ve enfeksiyon durumunda yaklaşık 0,008 m² olduğu; enfeksiyon durumunda enfeksiyon öncesi duruma göre yaklaşık %58 azaldığı; enfeksiyon sonrası durumda hava girişi yüzey alanının yaklaşık 0,016 m² olduğu; enfeksiyonlu duruma göre yaklaşık %100 oranında arttığı görülmektedir.
- Solunum yolu hacminin ise enfeksiyon öncesi durumda 26.852 cm³; enfeksiyon durumunda 20.013 cm³; enfeksiyon sonrası durumda 28.906 cm³ olduğu; enfeksiyon durumunda enfeksiyon öncesi duruma göre yaklaşık %25 oranında azaldığı; enfeksiyon sonrası durumda ise enfeksiyonlu duruma göre yaklaşık %45 oranında arttığı görülmektedir.

Hava yollarındaki daralma, mukus tıkaçlarıyla ve enfeksiyon sonrası durumda sağlıklı durumdan daha yüksek bir hacme erişilmesi bronşektaziler ile ilişkilendirilmiştir. Hastanın 12/03/2020 tarihli solunum fonksiyon testindeki klinik yorum “obstruction with possible restriction” şeklinde olup beklenenden düşük solunum hacmine erişmesi HAD bulgularını desteklemektedir.

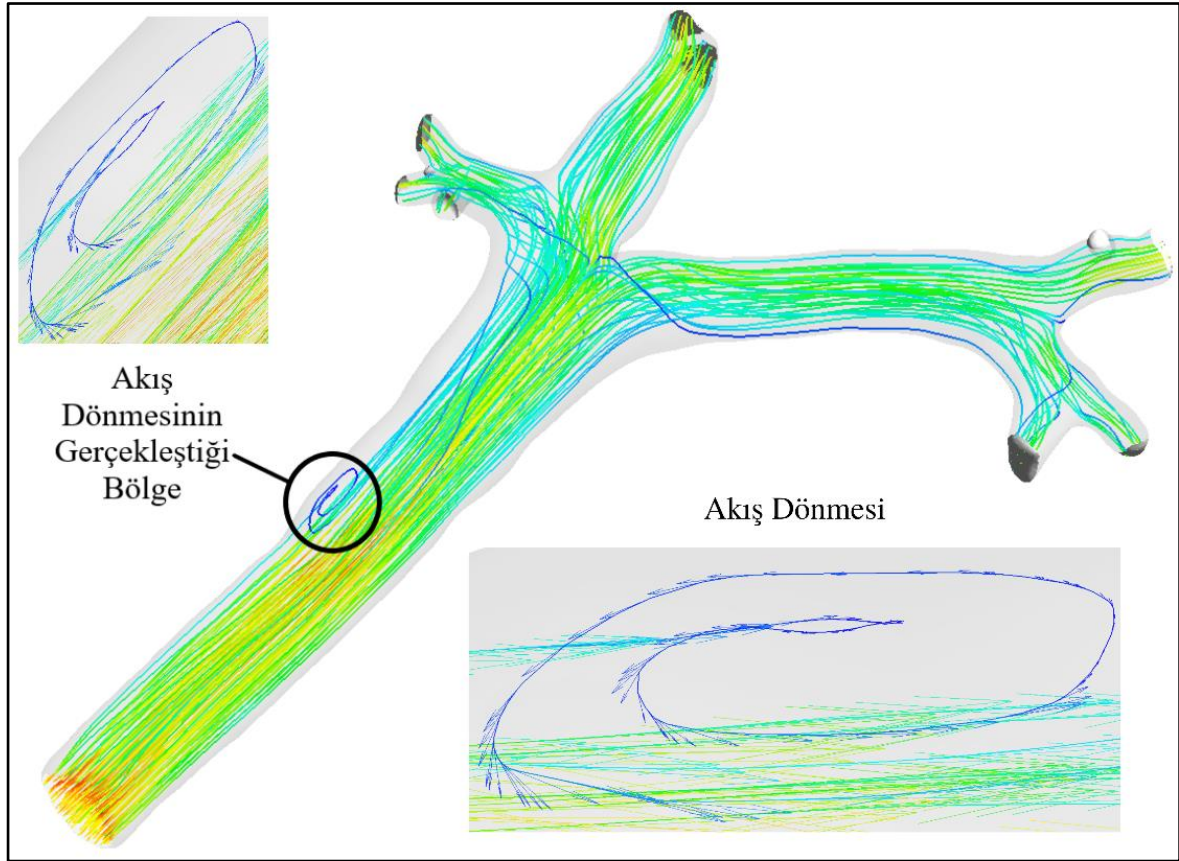
Enfeksiyon öncesindeki, sırasındaki ve sonrasındaki solunum yolu geometrileri Resim 5.1’de verilmiştir.



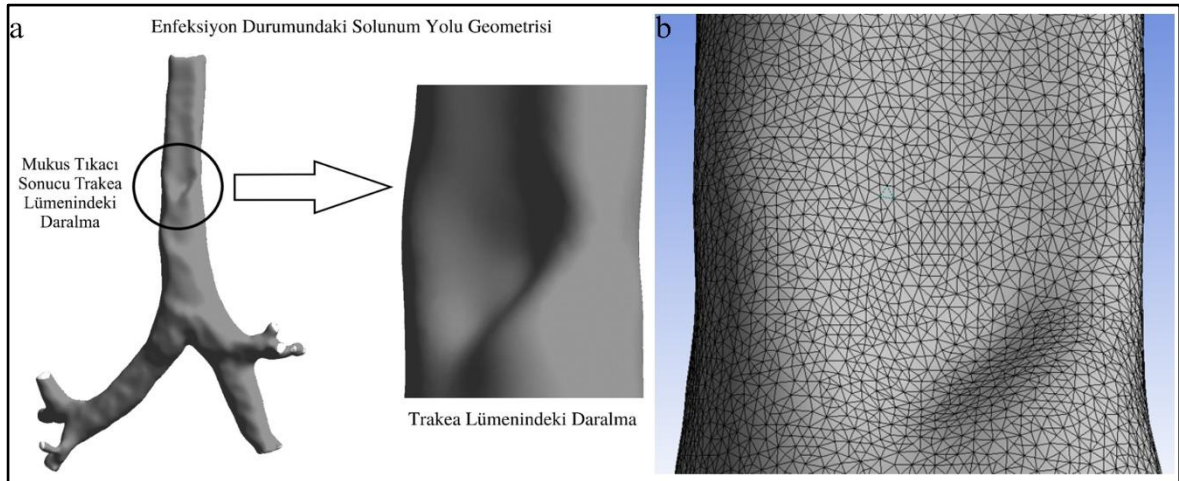
Resim 5.1. Solunum yolu geometrilerindeki daralma ve genişlemeler

Enfeksiyon durumundaki solunum yolu geometrilerinin detaylı değerlendirilmesi

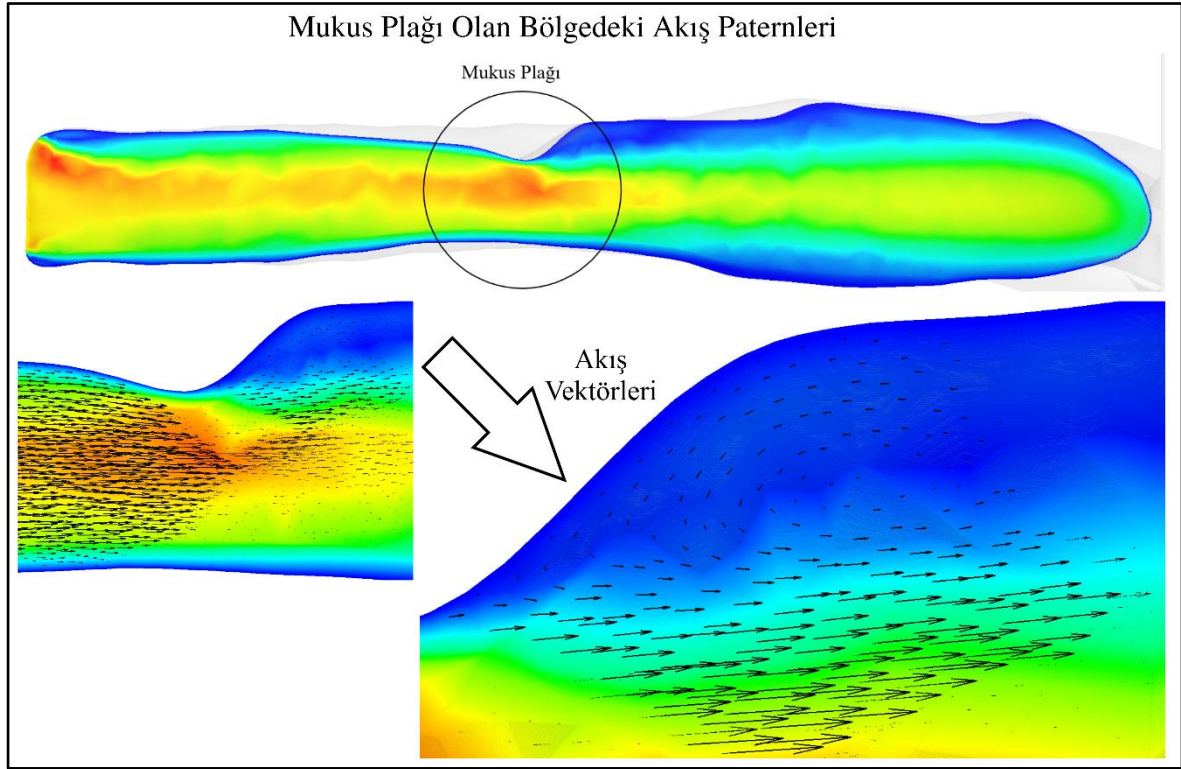
Enfeksiyon durumunda, trakea lümenindeki daralmanın olduğu bölge BT çekimlerinden de kontrol edilmiş olup bu bölgedeki daralmanın mukus tıkaçından kaynaklı olduğu görülmüştür ve Resim 5.3'te görülmektedir. Yapılan HAD analizleri, geometrideki en hızlı akışın bu bölgede olduğunu ve akışın girdap yaptığını göstermektedir. Daralma olan bölgede hız $7,492 \times 10^{-2}$ m/s olarak hesaplanmıştır. Mukus tıkaçının olduğu bölgedeki sayısal çözüm ağı da Resim 5.3'te görülmektedir. Akış dönmelerinin olduğu bölgedeki akım çizgileri Resim 5.2'de, akış vektörleri ise Resim 5.4'te görülmektedir.



Resim 5.2. Akış dönmelerinin olduğu bölgedeki akım çizgileri



Resim 5.3. Mukus tıkaçının trakea lümenine etkisi ve bu bölgedeki sayısal çözüm ağırları



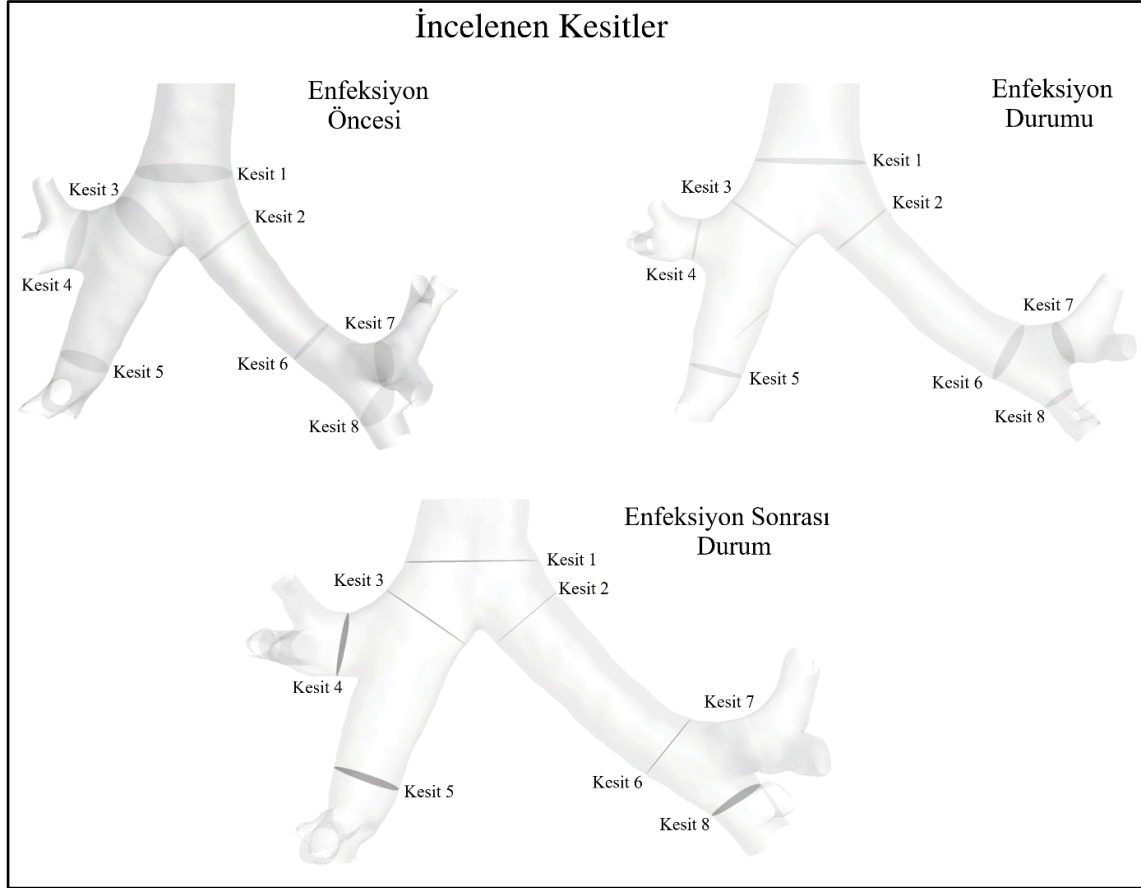
Resim 5.4. Akış dönmesinin gerçekleştiği bölgedeki akış vektörleri

Resim 5.4 incelendiğinde, akış dönmesini Trakea lümenindeki ani daralmanın (sudden contraction) oluşturduğu görülmüştür.

5.2. Carina Öncesi ve Sonrasındaki Kesitlerde Alan, Hız ve Basınç Değişimleri

İncelenen kesitler

Alan, hız ve basınç değişimleri, Carina öncesinde akışın en gelişkin olduğu bölge tespit edilerek bu bölgeden alınan bir kesit ile; Carina sonrasında ise sağ bronşta üç, sol bronşta dört kesit alınarak toplamda sekiz kesitte incelenmiştir. İncelenen kesitler Resim 5.5'te verilmiştir. Kesitler alınırken, birbirine mümkün olduğunca yakın koordinatlarda olmasına dikkat edilmiştir. Üç durum için kesit alanları Çizelge 5.1'de verilmiş olup kesit alanlarının değişimini gösteren grafik, çizelgenin akabinde verilmiştir.

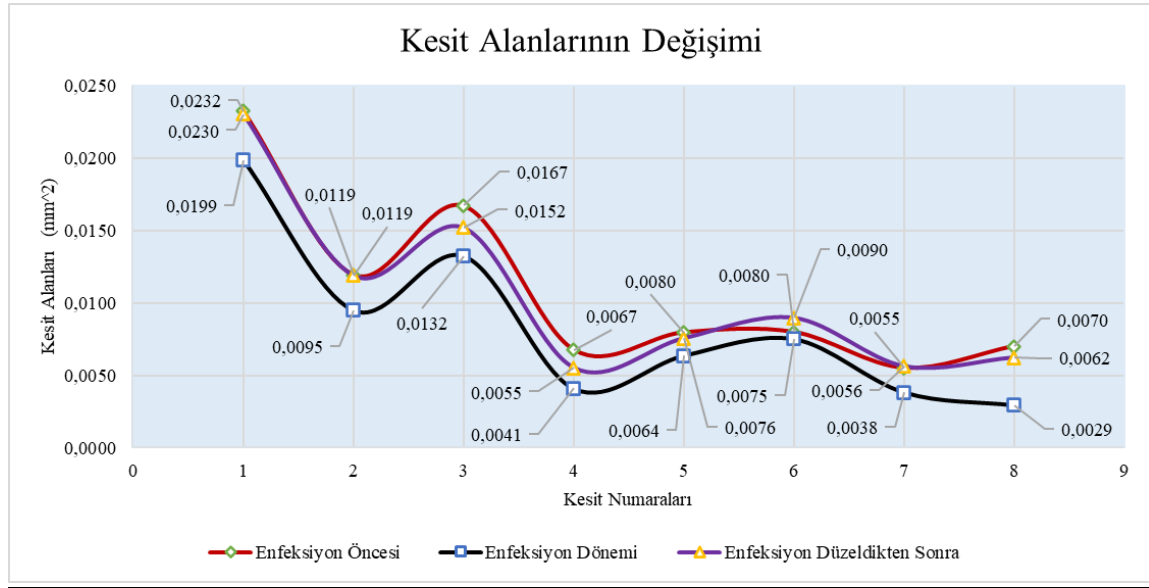


Resim 5.5. Alan, hız ve basınç değişimlerinin incelendiği kesitler

Çizelge 5.1. Kesit alanları (m^2)

Kesit Numarası	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Dönemi	Enfeksiyon Düzeldikten Sonrası
1	0,0232	0,0199	0,0230
2	0,0119	0,0095	0,0119
3	0,0167	0,0132	0,0152
4	0,0067	0,0041	0,0055
5	0,0080	0,0064	0,0076
6	0,0080	0,0075	0,0090
7	0,0055	0,0038	0,0056
8	0,0070	0,0029	0,0062

Çizelge 5.2. Kesit alanlarının değişimi

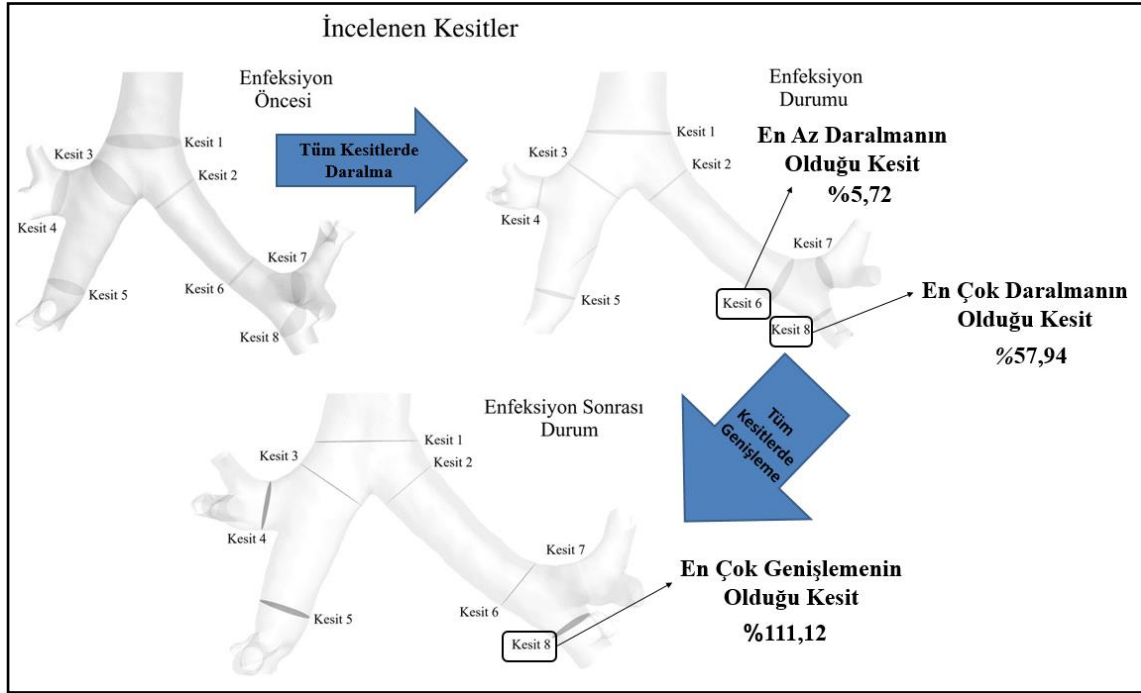


Kesit alanlarındaki değişimlerin incelenmesi

Kesit alanlarının değişimleri incelendiğinde; enfeksiyon durumunda her kesitin daraldığı; en büyük daralmanın %57,943'lik oranla Kesit 8'de, en az daralmanın ise %5,718'lik oranla Kesit 6'da olduğu bulunmuştur. Enfeksiyon sonrası durumda ise her kesitin tekrardan genişlediği; en büyük genişlemenin %111,112'lik oranla Kesit 8'de, en az genişlemenin ise %14,636'lik oran ile Kesit 3'te olduğu bulunmuştur. Bahse konu olan kesitler ve bu kesitlerin alanlarındaki değişimler Resim 5.6'da; kesit alanlarının daralma ve genişleme oranı ise Çizelge 5.3'te verilmiştir.

Çizelge 5.3. Kesit alanlarının daralma ve genişleme oranları

Kesit Numarası	Enfeksiyon Durumundaki Daralma (%)	Enfeksiyon Sonrası Durumdaki Genişleme (%)
1	-14,5598	15,9671
2	-20,3784	25,1003
3	-20,6932	14,6364
4	-39,3337	34,6339
5	-19,8665	18,5131
6	-5,7179	19,1378
7	-30,2548	46,4674
8	-57,9430	111,1119



Resim 5.6. Kesitler ve kesitlerdeki değişimler

Kesit alanlarındaki değişimler incelendiğinde Aspergillozis sonrasında enfeksiyonlu duruma göre olumlu bir gelişim olduğu fakat Aspergillozis öncesi hale dönmediği görülmektedir.

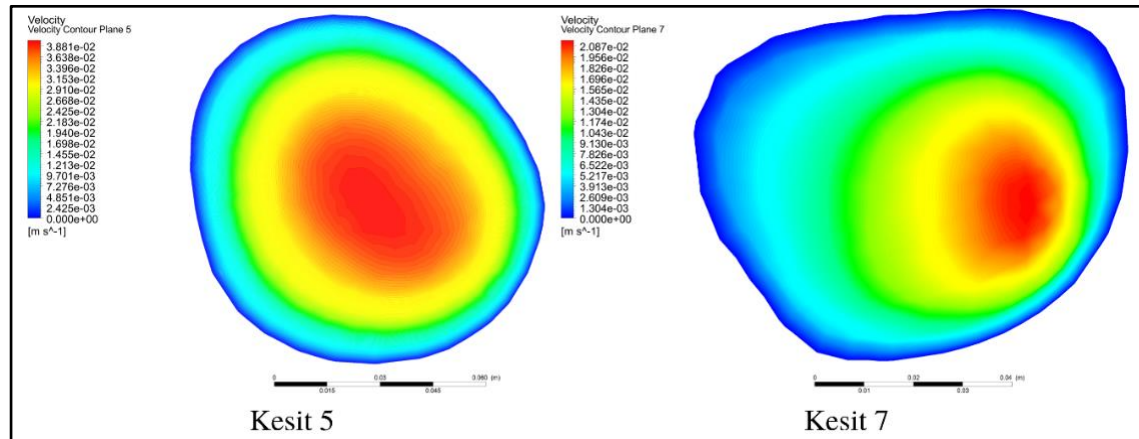
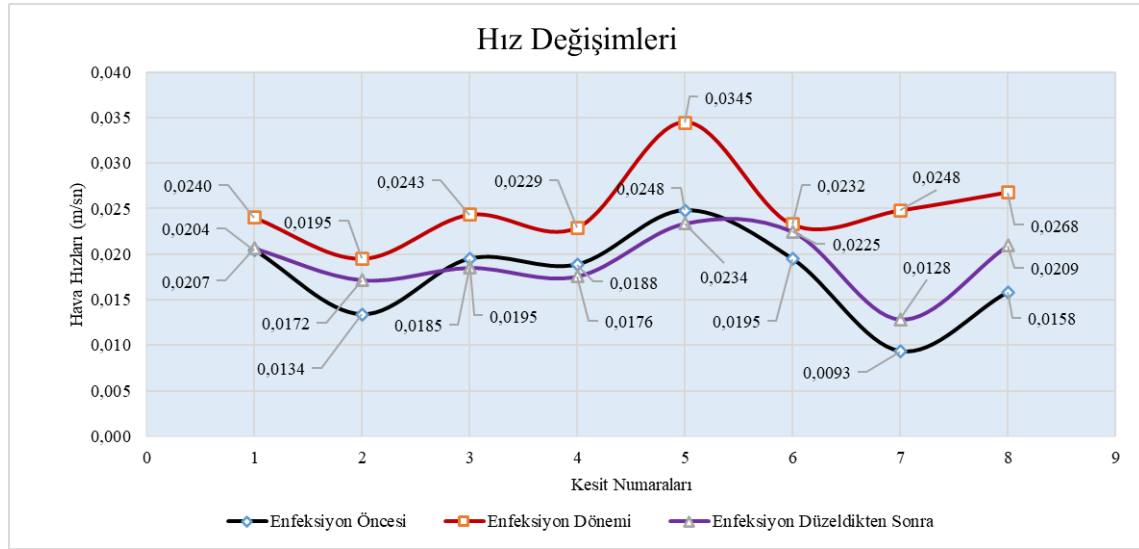
Hız değişimlerinin incelenmesi

Enfeksiyon öncesi, enfeksiyon dönemindeki ve enfeksiyon düzeldikten sonraki durumlarda kesitlerdeki alan ağırlıklı ortalama hızlar Çizelge 5.4'te verilmiş olup enfeksiyon öncesi durumdaki en büyük hız değerine 0,0248 m/sn ile 5 numaralı kesitte, en küçük hız değerine 0,0093 m/sn ile 7 numaralı kesitte ulaşıldığı görülmektedir. Bu kesitlerdeki hız konturları Resim 5.7'de verilmiştir. Resim incelendiğinde sağ ana bronşu temsil eden 5 numaralı kesitte hız konturlarının muntazam bir dağılım gösterdiği; sol bronşun üst lobuna açılan bronşu temsil eden 7 numaralı kesitte ise hız konturlarının asimetrik dağıldığı görülmektedir. Bu asimetrik dağılım herhangi bir fenomenle açıklanamamıştır. Tüm kesitlerdeki hızların değişimini içeren grafik ise Çizelge 5.5'te verilmiştir.

Çizelge 5.4. Kesitlerdeki hızlar

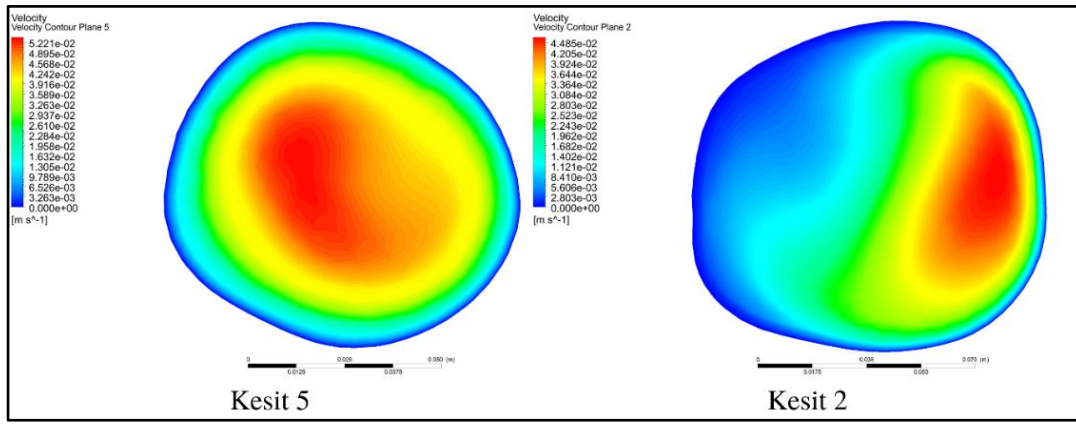
Kesit Numarası	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Dönemi	Enfeksiyon Düzeldikten Sonra
1	0,0204	0,0240	0,0207
2	0,0134	0,0195	0,0172
3	0,0195	0,0243	0,0185
4	0,0188	0,0229	0,0176
5	0,0248	0,0345	0,0234
6	0,0195	0,0232	0,0225
7	0,0093	0,0248	0,0128
8	0,0158	0,0268	0,0209

Çizelge 5.5. Hız değişimleri

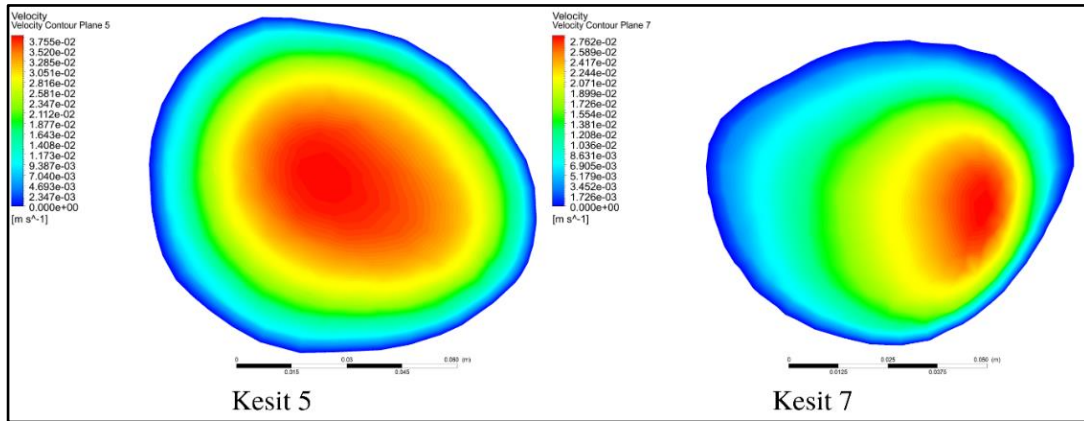


Resim 5.7. Aspergillozis öncesi durumda 5 no'lu kesit ile 7 no'lu kesitteki hız konturları

Enfeksiyon dönemindeki ve enfeksiyon düzeldikten sonraki durumdaki kesitlerdeki hız değerlerinin değişimi incelendiğinde enfeksiyon dönemindeki en yüksek hız değerine 0,0345 m/sn ile sağ alt ana bronşa giden yeri temsil eden Kesit 5'te; en düşük hız değerine ise 0,0195 m/sn sol ana bronşa girişi temsil eden Kesit 2'de ulaşıldığı görülmektedir. Bu kesitlerdeki hız konturları Resim 5.8'de verilmiştir. Resim incelendiğinde 5 numaralı kesitte hız konturlarının muntazam bir dağılım gösterdiği; 2 numaralı kesitte ise akış konturlarının asimetrik dağıldığı görülmektedir. Bu asimetrik dağılıma Trakea lümenindeki ani daralmanın sebep olduğu düşünülmüştür.



Resim 5.8. Aspergillozis durumunda 5 no'lu kesit ile 2 no'lu kesitteki hız konturları



Resim 5.9. Enfeksiyon sonrası durumda 5 no'lu kesit ile 7 no'lu kesitteki hız konturları

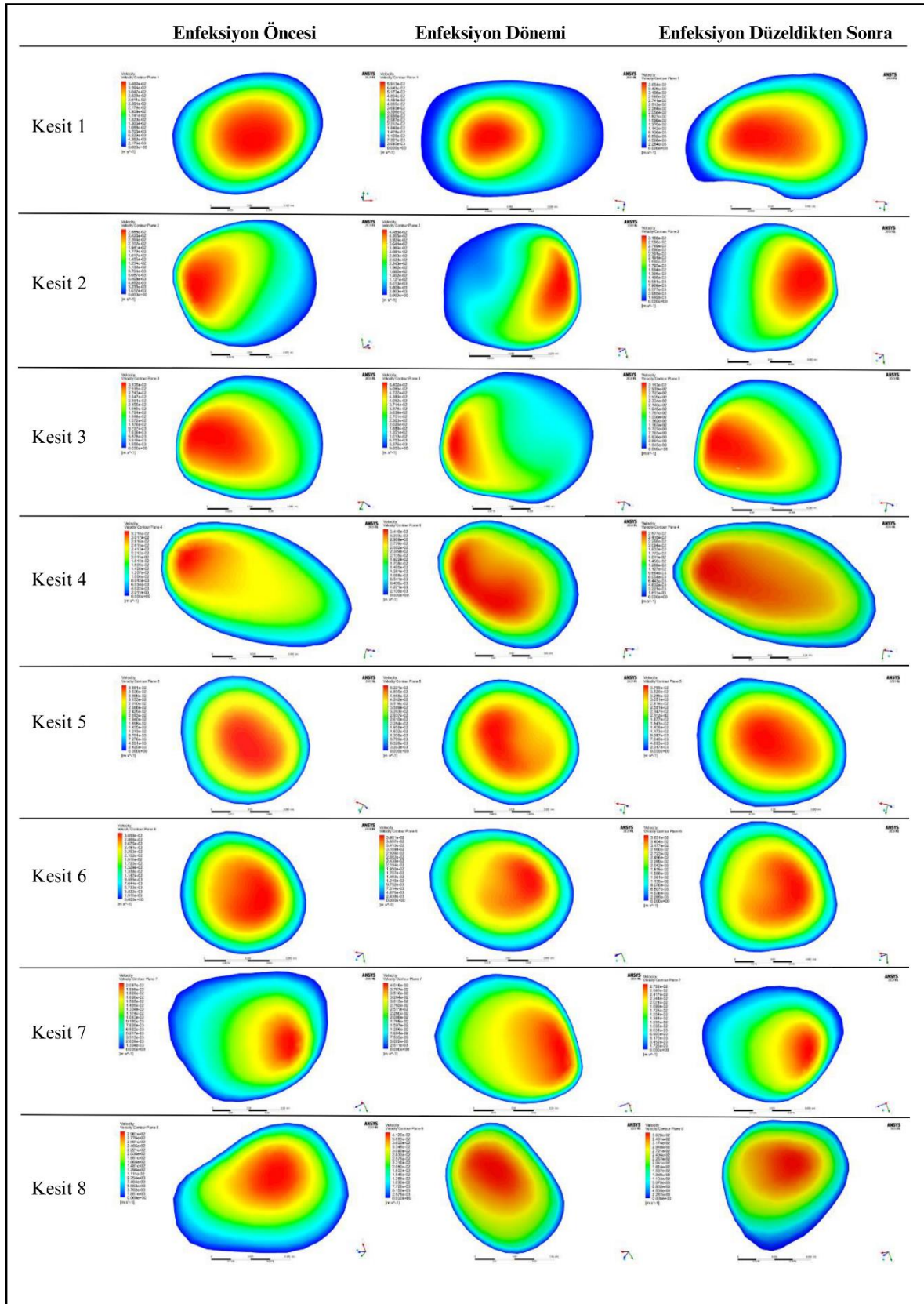
Enfeksiyon düzeldikten sonraki durumdaki en yüksek hız değerine 0,0234 m/sn ile sağ alt ana bronşa giden yeri temsil eden Kesit 5'te; en düşük hız değerine 0, 0128 m/sn ile sol bronşun üst lobuna açılan bronşu temsil eden Kesit 7'de ulaşıldığı görülmektedir. Bu kesitlerdeki hız konturları Resim 5.9'da verilmiştir. Resim incelendiğinde 5 numaralı kesitte hız konturlarının muntazam bir dağılım gösterdiği; 7 numaralı kesitte ise hız konturlarının

asimetrik dağıldığı görülmektedir. Resim 5.7, 5.8 ve 5.9 incelendiğinde Aspergillosis öncesi ve enfeksiyon düzeldikten sonraki hız konturlarının benzerlik gösterdiği tespit edilmiştir.

Çizelge 5.4 ve 5.5 incelendiğinde, Aspergillosis neticesinde tüm kesitlerde hız artışı olmakla birlikte en yüksek artışın %165,669'luk oranla Kesit 7'de, en küçük artışın ise %17,528'lik oranla Kesit 1'de meydana geldiği görülmektedir. Enfeksiyon düzeldikten sonra ise tüm kesitlerde hız azalışı olmakla birlikte en fazla azalışın %48,172 ile Kesit 7'de, en küçük azalışın ise %3,360 ile Kesit 5'de meydana geldiği görülmektedir. Hava hızının, tüm kesitlerdeki artış ve azalış oranları Çizelge 5.6'da verilmiştir. Tüm kesitlerdeki hız konturları toplu olarak Resim 5.10'da verilmiştir.

Çizelge 5.6. Kesitlerdeki hız değişimleri

Kesit Numarası	Enfeksiyon Dönemindeki Kesit Daralmasına Bağlı Hız Artışları (%)	Enfeksiyon Düzeldikten Sonra Kesit Genişlemesine Bağlı Hız Azalışları (%)
1	17,5288	-14,0076
2	45,8929	-12,0429
3	24,8639	-23,8985
4	21,5009	-23,3299
5	38,9090	-32,2060
6	19,4423	-3,3605
7	165,6699	-48,1721
8	69,4314	-21,8140



Resim 5.10. Tüm kesitlerdeki hız konturlarının dağılımları

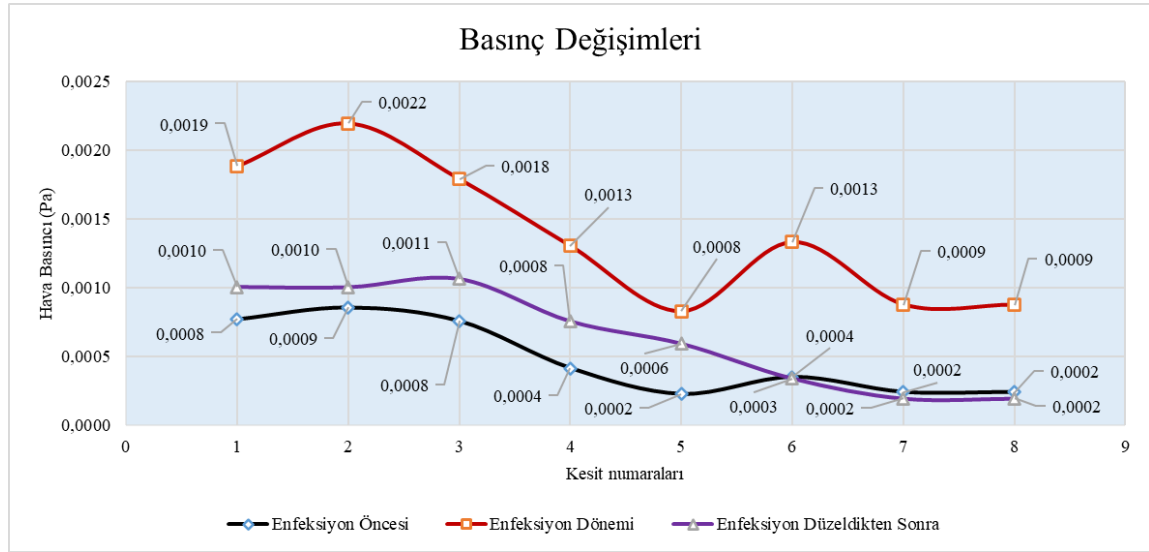
Basınç değişimlerinin incelenmesi

Enfeksiyon öncesi, enfeksiyon dönemindeki ve enfeksiyon düzeldikten sonraki durumlarda kesitlerdeki alan ağırlıklı ortalama basınçlar Çizelge 5.7’te verilmiş olup enfeksiyon öncesi durumdaki en büyük basınç değerine 0,0009 Pa ile sol ana bronşa girişi temsil eden Kesit 2’de; en düşük basınç değerine sağ alt ana bronşa giden yeri temsil eden Kesit 5’te ulaşıldığı görülmektedir. Enfeksiyon durumunda en yüksek basınç değerine 0,0022 Pa ile Kesit 2’de, en düşük basınç değerine 0,0008 Pa ile Kesit 5’de ulaşıldığı görülmektedir. Enfeksiyon sonrası durumda en yüksek basınç değerine 0,0011 Pa ile Kesit 3’te, en düşük basınç değerine 0,0002 Pa ile Kesit 8’de ulaşıldığı görülmektedir. Tüm kesitlerdeki basınçların değişimini içeren grafik ise Ek 5’te detaylandırılarak verilmiştir. Çizelge 5.7 ve 5.8 incelendiğinde, Aspergillosis neticesinde kesit daralmasına bağlı olarak enfeksiyon durumundaki en yüksek basınç artışının %279,515 ile Kesit 6’da, en düşük basınç artışının ise %135,761 ile Kesit 3’de meydana geldiği görülmektedir. Enfeksiyon sonrası durumda, kesit genişlemesine bağlı olarak en yüksek basınç düşüşünün %77,640 ile Kesit 7 ve 8’de, en düşük basınç düşüşünün ise %28,229 ile Kesit 5’de meydana geldiği görülmektedir. Hava basıncının, tüm kesitlerdeki artış ve azalış oranları Çizelge 5.9’da verilmiştir.

Çizelge 5.7. Her üç durum için incelenen kesitlerdeki basınç değişimleri

Kesit Numarası	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Dönemi	Enfeksiyon Düzeldikten Sonra
1	0,0008	0,0019	0,0010
2	0,0009	0,0022	0,0010
3	0,0008	0,0018	0,0011
4	0,0004	0,0013	0,0008
5	0,0002	0,0008	0,0006
6	0,0004	0,0013	0,0003
7	0,0002	0,0009	0,0002
8	0,0002	0,0009	0,0002

Çizelge 5.8. Basınç değişimleri



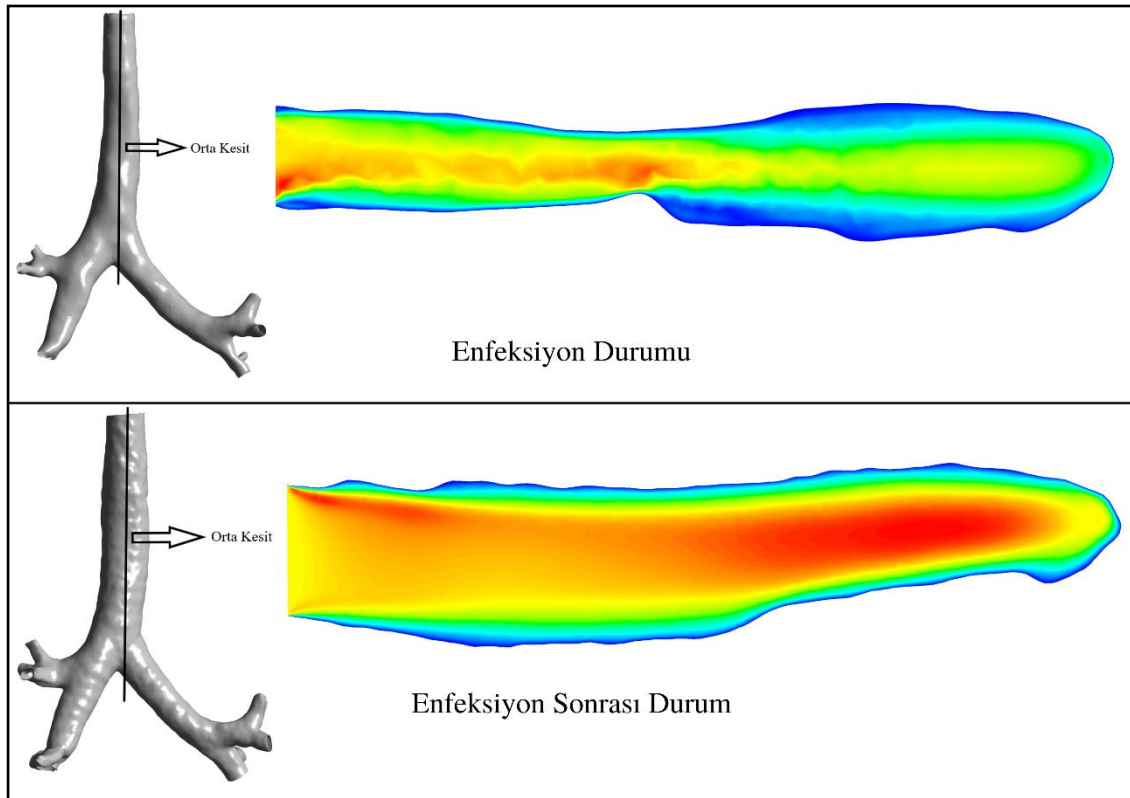
Çizelge 5.9. Kesitlerdeki basınç değişimleri

Kesit Numarası	Enfeksiyon Dönemindeki Kesit Daralmasına Bağlı Olarak Basınçların Artışları (%)	Enfeksiyon Düzeldikten Sonra Kesit Genişlemesine Bağlı Basınç Azalışları (%)
1	144,1278	-46,6108
2	155,9278	-54,2816
3	135,7605	-40,5750
4	213,5887	-41,9767
5	265,3334	-28,2289
6	279,5153	-74,3489
7	263,0052	-77,6402
8	263,0052	-77,6402

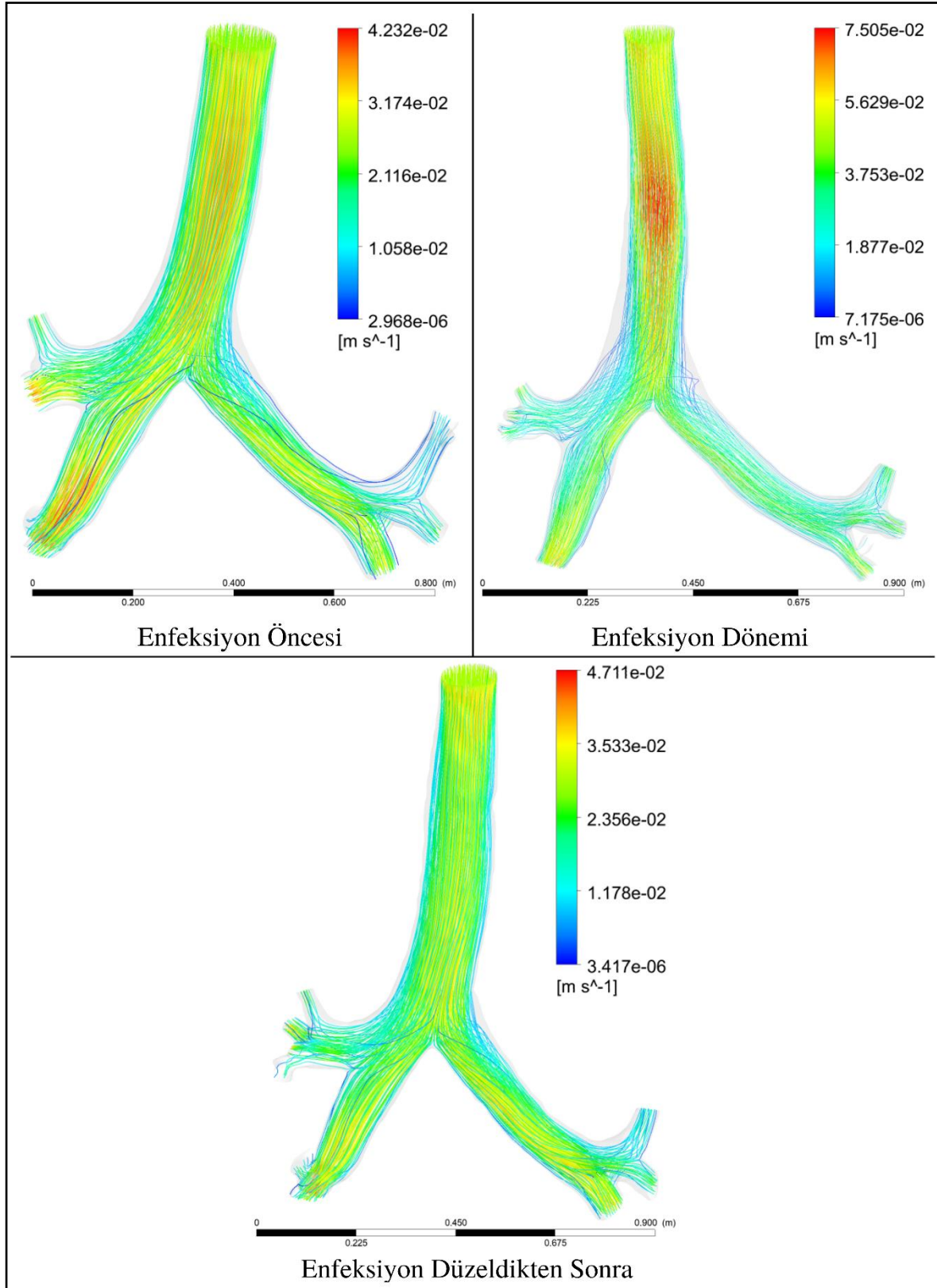
5.3. Akış Çizgilerinin ve Orta Kesitteki Hız Konturlarının Değerlendirilmesi

Üç duruma ait akış çizgileri Resim 5.12’de verilmiş olup Aspergillus enfeksiyonu öncesi durumda, Trakea lümenindeki hava akışının türbülans veya ters akışlar içermediği, düzgün dağıldığı görülmektedir. Akış hacmi içerisinde ulaşılan en yüksek hızın $4,222 \times 10^{-2}$ m/sn ile sağ bronşun alt ana lobuna giden kısımda olduğu görülmektedir. Enfeksiyon dönemindeki akış çizgileri değerlendirildiğinde düzgün dağılımın bozulduğu görünmekte olup bu durum Trakea lümenindeki yapısal deformasyonla ilişkilendirilmiştir. Türbülanslı ve ters dönen akışlar, mukus tıkaçının olduğu bölgede görülmüştür. Akış hacmi içerisinde, en yüksek hıza $7,492 \times 10^{-2}$ m/sn ile bu bölgede erişilmiştir. Enfeksiyon düzeldikten sonra, akış dağılımlarının düzgünleştiği görülmüş olup bu durum Trakea lümenindeki yapısal

deformasyonların düzelmesi ile ilişkilendirilmiştir. Bu düzelmeye bağlı olarak türbülanslı akışın gözlemlendiği yerlerde akışın laminar olduğu görülmektedir. Akış hacmi içerisinde en yüksek hıza sağ bronşun alt ana lobuna giden kısmında rastlanmış olup $4,700 \times 10^{-2}$ m/sn ölçülmüştür. Trakea lümenlerinin ortasından alınan kesitteki akış konturları ise Resim 5.11’de verilmiş olup enfeksiyon düzeldikten sonra enfeksiyon dönemine göre daha düzgün dağıldığı görülmektedir.



Resim 5.11. Orta kesitteki hız konturları



Resim 5.12. Akış çizgileri

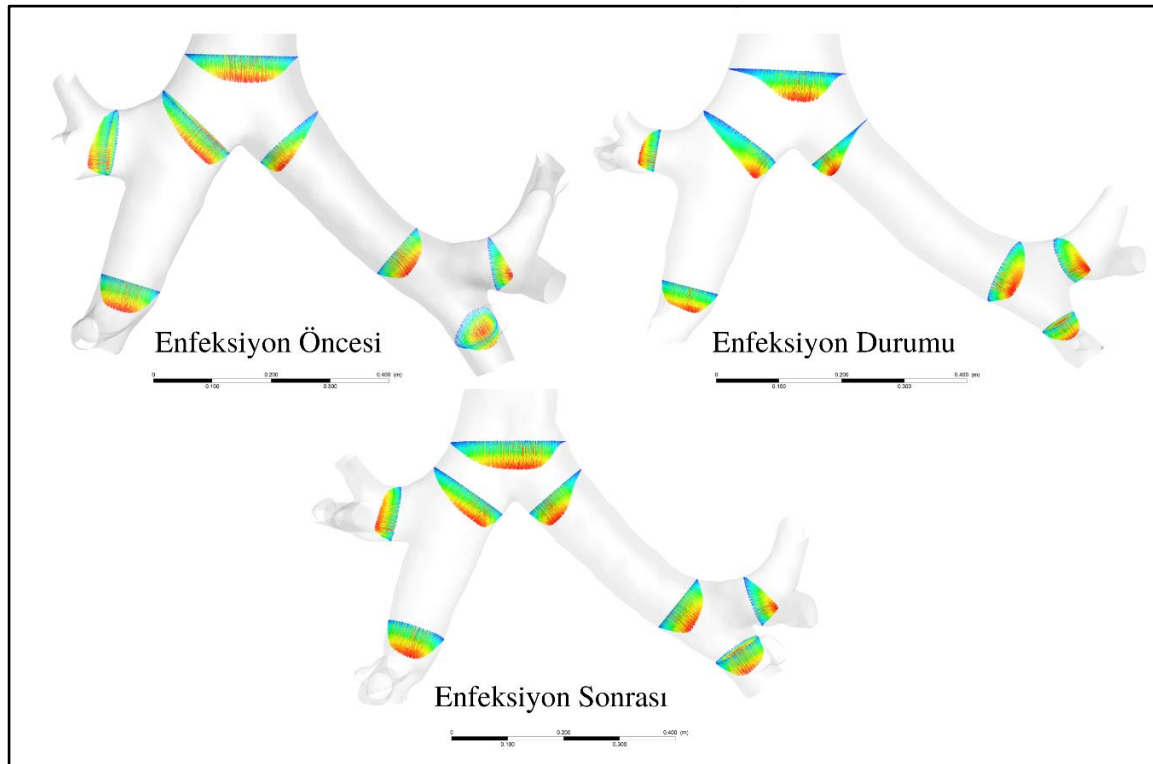
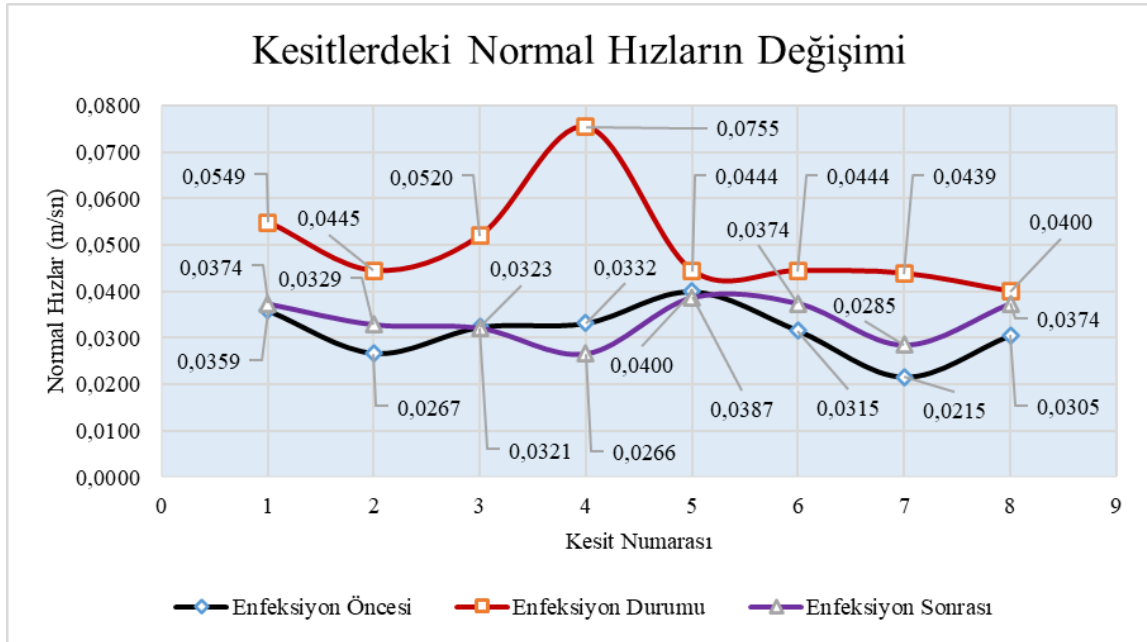
5.4. Carina Öncesindeki ve Sonrasındaki Normal Hızların Değerlendirilmesi

Aspergillosis öncesi durumdaki kesitlerdeki normal hız değişimleri incelendiğinde, Carina öncesindeki kesitte (1.kesit) ve sonrasındaki 5 ve 6. kesitlerde tam gelişmiş akış profilleri görülmektedir. Enfeksiyon döneminde Carina öncesindeki kesitte (1.kesit) ve 2,3,4,6 ve 7. kesitlerde tam gelişmemiş akış profilleri görülmektedir. Enfeksiyon sonrası durumdaki akış profilleri incelendiğinde ise tüm kesitlerdeki akış profillerinin enfeksiyon durumuna göre geliştiği görülmektedir. Enfeksiyon öncesi durumda en yüksek normal hız değerine 0,04002 m/sn ile 5 nolu kesitte ulaşıldığı görülmektedir. En yüksek hız değerine enfeksiyon durumunda 0,07549 m/sn ile 4 nolu kesitte, enfeksiyon sonrası durumda 0,03872 m/sn ile 5 nolu kesitte ulaşıldığı görülmektedir. Hızın tüm kesitlerdeki normal değerleri Çizelge 5.10'da; üç durumdaki normal akış profilleri Resim 5.13'te; Carina öncesi kesitlerdeki normal akış profilleri ve bu kesitlerdeki hız konturları Resim 5.14'te verilmiştir. Kesitlerdeki normal hızların değişimi ise Çizelge 5.11'de detaylı olarak verilmiştir.

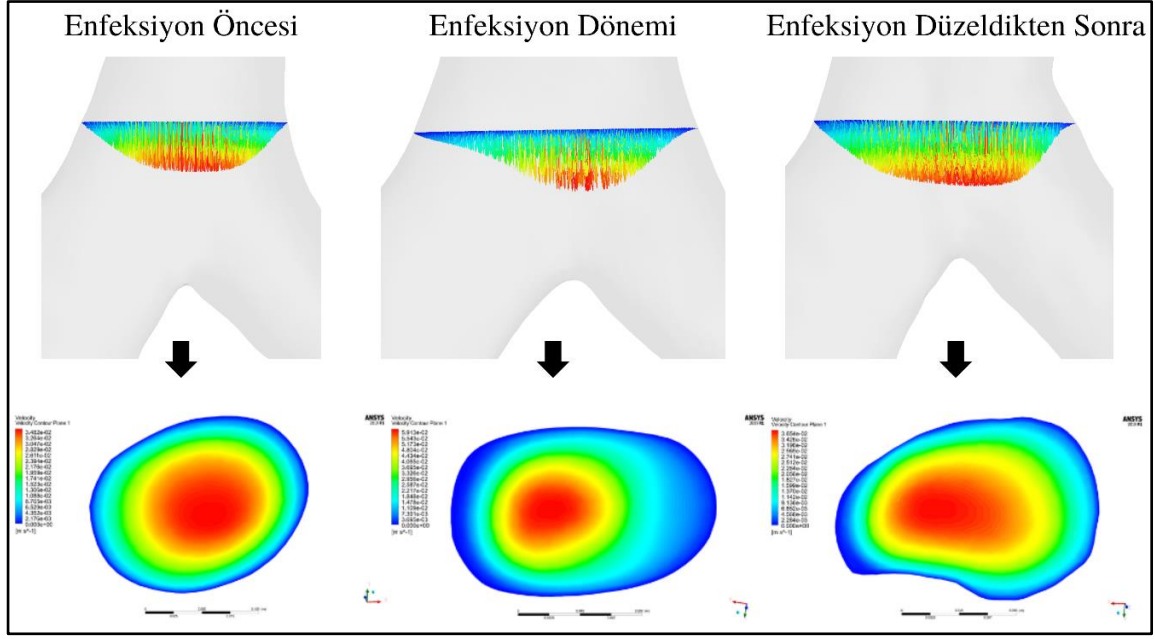
Çizelge 5.10. Kesitlerdeki normal hızlar

Kesit Numarası	Enfeksiyon Öncesi	Enfeksiyon Dönemi	Enfeksiyon Düzeldikten Sonra
1	0,03591	0,05491	0,03736
2	0,02669	0,04445	0,03287
3	0,03233	0,05201	0,03210
4	0,03319	0,07549	0,02658
5	0,04002	0,04442	0,03872
6	0,03153	0,04442	0,03744
7	0,02152	0,04385	0,02848
8	0,03054	0,03995	0,03741

Çizelge 5.11. Kesitlerdeki normal hızların değişimi



Resim 5.13. İncelenen kesitlerdeki normal hız dağılımları



Resim 5.14. Carina öncesindeki profillerdeki normal hız dağılımları ve hız konturları

6. SONUÇ VE DEĞERLENDİRME

Göğüs hastalıkları ve radyoloji uzmanlarının görüşleri alınarak yürütülen bu çalışmada, Pulmoner Aspergillozis enfeksiyonu tanısı almış 16 yaşındaki bir kadın hastanın, toraks BT verileri, HAD simülasyonları ile değerlendirilmiştir. Ülkemizde, HAD'ın medikal alanındaki kullanımına dair örneklerin çok az olduğu ve özellikle solunum sisteminin enfektif hastalıklarının nümerik yöntemlerle değerlendirilmediği görülmüş olup bu konunun farklı bir perspektifle ele alınıp bilim camiasına kazandırılması amaçlanmıştır.

Çalışma, bazı sınırlamalar içermektedir. Modelleme ve HAD simülasyonlarının gerçekleştirilmesinin çok zaman alması, başlarda hastanın vefat etmesi ve süreç içerisinde gerçekleştirilen HAD simülasyonlarından elde edilen sonuçların sadece bir adet solunum fonksiyon testi ile ilişkilendirilmesi, maddi kaynak yetersizliğinden dolayı akış alanının parçacık görüntü hız ölçümü (PIV – Particle Image Velocimetry) gibi deneysel yöntemlerle incelenememesi gibi sebepler, araştırmanın kapsamının daralmasına ve teorik temelli ilerlemesine sebep olmuştur. Bu çalışmanın, multidisipliner yaklaşımların önünü açması amaçlanmıştır.

HAD simülasyonlarının çözümlerinin doğruluğu; kaynak olarak kullanılan BT verilerinin kalitesi, BT çekimlerinde kullanılan kesitlerin kalınlığı ve görüntüleme alanı farklılıkları, simülasyonlarda yapılan kabuller ve kullanılan bilgisayarın işlem gücü gibi sebeplerden etkilenmiştir. Özellikle, HAD çözümlerinin doğruluğuna BT verilerinin kalitesinin etkisi olduğu bulunmuştur.

Çalışma, açıklanamayan fiziksel fenomenleri içermektedir. Örneğin, enfeksiyon dönemindeki kesit daralmasına bağlı olarak hız artışıyla birlikte basınç artışlarının da görülmesi herhangi bir fiziksel olayla ilişkilendirilememiştir. Teorik doğrulamada, Qi vd. ile Mason vd. tarafından yapılan çalışmalar referans alınmıştır. Trakea lümenindeki daralmanın olduğu yerde yüksek hızların bulunması Qi vd. tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarıyla; patolojik durumda hem hava hızının hem de basınçların artışı Mason vd. tarafından yapılan çalışmanın sonuçlarıyla paralellik göstermektedir.

Mevcut çalışmada, trakeanın hareketi dikkate alınmamış olup, giriş sınır koşulu tanımlanırken kişiye özel nefes alış – veriş profili uygulanmamıştır. Yapılacak diğer çalışmalarda bunların etkisinin hesaba katılması, çalışmaların doğruluğunu ve kalitesini arttıracaktır.

Tıbbi verilerin HAD ile değerlendirilmesi neticesinde enfeksiyon sonrasında klinik anlamda düzelme olmakla beraber havanın hız ve basınç özelliklerinin enfeksiyon öncesi hale dönmediği, enfeksiyon döneminde diğer dönemlere göre hız ve basıncın pikler yaptığı, kesit alanı değişimlerinin ise birbirine benzer eğilim gösterdiği bulunmuştur.

Bu çalışmadan elde edilen bulguların klinikte kritik kararlar almayı sağlayacağı düşünülmektedir. Toraks BT'lerinin HAD ile değerlendirilmesinin tedavi izlemine değiştireceği, solunum yollarındaki belirli bir alan özelinde gerçekleştirilecek spesifik bir tedavinin daha doğru planlanmasını sağlayacağı, inhalasyon tipi ilaçların dağılım ve birikimlerinin hassas bir şekilde incelenmesini sağlayacağı ön görülmektedir. BT'lerin HAD ile değerlendirilmesi herhangi bir ek tetkik gerektirmeyeceğinden bu yaklaşımın sağlıkta oluşabilecek ekonomik yükü ve hastaların X ışınlarına maruziyetini ciddi oranda azaltacağı aşıkardır. Bundan dolayı, yapılan çalışmanın tıp fakülteleri tarafından dikkate alınması, daha sonralarda yapılacak benzeri akademik çalışmalar için gerekli yazılım, donanım ve istihdam desteği sağlamaları, bu alandaki gelişmeleri takip etmeleri önerilmektedir.

KAYNAKLAR

1. Waugh, A., Grant, A. (2017). *Ross ve Wilson Sağlıkta ve Hastalıkta Anatomi ve Fizyoloji*. (Çev. Edi. Cem Kopuz), İstanbul: Nobel Tıp Kitabevleri, 234.
2. Poynot, W. (2018). *Computational aerodynamics and anatomical characterization of laryngotracheal stenosis in children*. Yüksek Lisans Tezi, Louisiana State Üniversitesi, Louisiana, 2.
3. İnternet: Respiratory System. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/Respiratory_system, Son Erişim Tarihi: 27.06.2023.
4. Kannan, R., Przekwas, A.J., Singh, N., Delvadia, R., Tian, G., Walenga R. (2016). Pharmacautical Aerosols Deposition Patterns From a Dry Powder Inhaler: Euler Lagrangian Prediction and Validation. *Medical Engineering & Physics*, 1-13.
5. Kleinstreuer, C., Zhang, Z., Donohue, J.F. (2008), Targeted Drug-Aerosol Delivery in the Human Respiratory System. *Annual Review of Biomedical Engineering*, 10, 195-220.
6. İnternet: Overview of the Respiratory System. URL: <https://thoracickey.com/overview-of-the-respiratory-system-function-and-structure/>, Son Erişim Tarihi: 27.06.2023.
7. İnternet: Organs and Structures of the Respiratory System. URL: <https://tinyurl.com/2t63y3sr>, Son Erişim Tarihi: 27.06.2023.
8. Han, B., Hirahara, H. (2016), Effect of Gas Oscillation-Induced Irreversible Flow in Transitional Bronchioles of Human Lung. *Journal of Flow Control, Measurement & Visualization*, 4, 171-193.
9. Finlay, W.H., Lange, C.F., King, M., Speert D.P. (2000), Lung Delivery of Aerosolized Dextran. *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, 161, 91-97.
10. Koullapis, P.G., Sznitman, P. J., Kassinos, S.C. (2018), An Efficient Computational Fluid-Particle Dynamics Method to Predict Deposition in a Simplified Approximation of the Deep Lung. *European Journal of Pharmaceutical Sciences*, 113, 132-144.
11. Mohite, V., Deoghare, A.B., Pandey, K.M. (2020), Modeling of Human Airways CAD Model Using CT Scan Data. *Materials Today: Proceedings*, 22(4), 1710-1714.
12. Islam, M.S., Saha, S.C., Sauret, E., Gemci, T., Gu, Y.T. (2017), Pulmonary Aerosol Transport and Deposition Analysis in Upper 17 Generations of the Human Respiratory Tract. *Journal of Aerosol Science*, 108, 29-43.
13. Rajaraman, P.K., Choi, J., Hoffman, E.A., O'Shaughnessy, P.T., Choi, S., Delvadia, R., Babiskin, A., Walenga, R., Lin, C.L. (2020), Transport and Deposition of Hygroscopic Particles in Asthmatic Subjects With and Without Airway Narrowing. *Journal of Aerosol Science*, 146, 105581.

14. Farghadan, A., Poorbahrami, K., Jalal, S., Oakes, J.M., Coletti, F., Arzani, A. (2020), Particle Transport and Deposition Correlation with Near-Wall Flow Characteristic Under Inspiratory Airflow in Lung Airways. *Computers in Biology and Medicine*, 120, 103703.
15. Le, C., Jos, V.S., Le, T.H., Lam, K., Soe, S.P., Zlatov, N., Le, T.P., & Pham, D.T. (2010), *Medical Reverse Engineering Applications and Methods*. Proceedings of International Conference on Innovations, Recent Trends and Challenges in Mechatronics, Mechanical Engineering and New High-Tech Products Development. INCDMTM, Bucharest, Romania, 186-196.
16. Versteeg, H.K., Malalasekara, W. (2007) *An Introduction to Computational Fluid Dynamics, The Finite Volume Method*. Edinburgh Gate, Harlow, Birleşik Krallık: Pearson Education Limited, 1.
17. Tu, J., Yeoh, G-H., Liu C. (2018) *Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği: Temelleri ve Uygulamaları, Üçüncü Baskıdan Çeviri*. (Çev. Edi. Tahsin Engin), Ankara: Palme Yayınevi, 1-210
18. Çengel, Y.A., Cimbala, J.M., (2008) *Akışkanlar Mekaniği: Temelleri ve Uygulamaları, Birinci Baskıdan Çeviri*. (Çev. Edi. Tahsin Engin), İzmir: Güven Kitabevi, 818.
19. Raman, R.K., Dewang, Y., Raghuwanshi, J. (2018), A Review on Applications of Computational Fluid Dynamics. *International Journal of LNCT*, 2(6), 137-143.
20. Reid, L. (2021), An Introduction to Biomedical Computational Fluid Dynamics. *Rea, P.M. (eds) Biomedical Visualisation. Advances in Experimental Medicine and Biology*, 1334, 10, 205-222.
21. Morris PD, Narracott A, von Tengg Kobligk H, vd. (2015), Computational Fluid Dynamics Modelling in Cardiovascular Medicine. *BMJ Journals*, 102, 18-28.
22. İnternet: Beyin Anevrizmaları. URL: <https://www.acibadem.com.tr/ilgi-alani/beyin-anevrizmalari/>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2023.
23. İnternet: Anevrizma Nedir, Neden Olur, Belirtileri ve Tedavi Yöntemleri. URL: <https://www.medikalakademi.com.tr/anevrizma-nedir-neden-olur-belirtileri-ve-tedavi-yontemleri/>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2023.
24. Schneiders, J. J., Marquering, H. A., van Ooij, P., van den Berg, R., Nederveen, A. J., Verbaan, D., Vandertop, W. P., Pourquie, M., Rinkel, G. J., vanBavel, E., & Majoie, C. B. (2015), Additional Value of Intra-Aneurysmal Hemodynamics in Discriminating Ruptured versus Unruptured Intracranial Aneurysms. *American Journal of Neuroradiology*, 36(10), 1920–1926.
25. İnternet: Aort Disseksiyonu. URL: <https://www.florence.com.tr/aort-disseksiyonu>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2023.
26. İnternet: Aort Disseksiyonu ve Aort Cerrahisi. URL: <https://www.drgolbasi.com/aort/aort-disseksiyonu>, Son Erişim Tarihi: 28.06.2023.

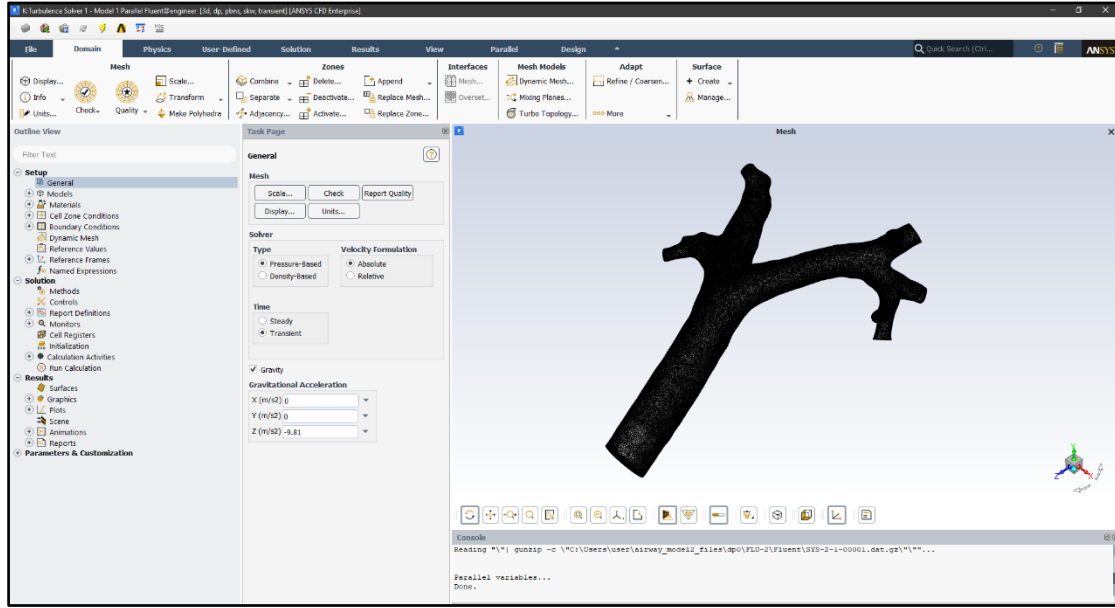
27. Cheng, Z., Juli, C., Wood, N. B., Gibbs, R. G., & Xu, X. Y. (2014), Predicting Flow in Aortic Dissection: Comparison of Computational Model with PC-MRI Velocity Measurements. *Medical Engineering & Physics*, 36 (9), 1176–1184.
28. İnternet: Pulmoner Hipertansiyon. URL: <https://www.acibadem.com.tr/ilgi-alani/pulmoner-hipertansiyon/>, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
29. İnternet: PAH Nasıl Teşhis Edilir? URL: <https://www.acibadem.com.tr/ilgi-alani/pulmoner-hipertansiyon/>, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
30. Kheyfets, V. O., Rios, L., Smith, T., Schroeder, T., Mueller, J., Murali, S., Lasorda, D., Zikos, A., Spotti, J., Reilly, J. J., Jr, & Finol, E. A. (2015), Patient-specific Computational Modeling of Blood Flow in The Pulmonary Arterial Circulation. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 120 (2), 88–101.
31. Kiriş, İ. (2009), Açık Kalp Cerrahisi Sonrası İntraaortik Balon Pompası Kullanılan Hastalarda Hastane Mortalitesinde Risk Faktörleri. *SDÜ Tıp Fakültesi Dergisi*, 12(1), 11-16.
32. Limbert VM, Amiri AM. (2019), Intra-Aortic Balloon Pump for Patients with Cardiac Conditions: An Update on Available Techniques and Clinical Applications. *Reports*, 2(3), 19.
33. Caruso, M.V., Gramigna, V., Fragomeni, G. (2019), A CFD Investigation of Intra-Aortic Balloon Pump Assist Ratio Effects on Aortic Hemodynamics. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 39(1), 224-233.
34. İnternet: Kalp Kapağı Hastalıkları. URL: <https://drhakangercekoglu.com/hastaliklar/kalp-kapak-hastaliklari>, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
35. Lantz, J., Bäck, S., Carlhäll, C-J., Bolger, A., Persson, A., Karlsson, M., Ebbers, T. (2021), Impact of Prosthetic Mitral Valve Orientation on The Ventricular Flow Field: Comparison Using Patient-Specific Computational Fluid Dynamics. *Journal of Biomechanics*, 116, 110209.
36. Haghnegahdar, A., Zhao, J., Kozak, M., Williamson, P., Feng. Y. (2019), Development of A Hybrid CFD-PBPK Model to Predict The Transport of Xenon Gas Around a Human Respiratory System to Systemic Regions. *Heliyon* 5(4), e01461.
37. Huang, A.N., Chen, W.C., Wu, C.L., Lee, T.J., Huang, C.C., Kuo, H.P. (2022), Characterization of Nasal Aerodynamics and Air Conditioning Ability Using CFD and Its Application to Improve The Empty Nose Syndrome (ENS) Submucosal Floor Implant Surgery – Part I Methodology. *Journal of the Taiwan Institute of Chemical Engineers*, 138, 104481.
38. Segal, R.A., Kepler, G.M., Kimbell, J.S. (2008), Effects of Differences in Nasal Anatomy on Airflow Distribution: A Comparison of Four Individuals at Rest. *Annals of Biomedical Engineering*. 36(11), 1870–1882.
39. Wen, J., Inthavong, K., Tu, J., Wang, S. (2008), Numerical Simulations for Detailed Airflow Dynamics in A Human Nasal Cavity. *Respiratory Physiology & Neurobiology*. 161(2), 125–135.

40. Croce, C., Fodil, R., Durand, M., Sbirlea-Apiou, G., Caillibotte, G., Papon, J.-F. vd. (2006), In Vitro Experiments and Numerical Simulations of Airflow in Realistic Nasal Airway Geometry. *Annals of Biomedical Engineering*, 34(6), 997–1007.
41. Bahmanzadeh, H., Abouali, O., Faramarzi, M., Ahmadi, G. (2015), Numerical Simulation of Airflow and Micro-particle Deposition in Human Nasal Airway Pre- and Post-Virtual Sphenoidotomy Surgery. *Computers in Biology and Medicine*, 61, 8–18.
42. Dastan, A., Abouali, O., Ahmadi, G. (2014), CFD Simulation of Total and Regional Fiber Deposition in Human Nasal Cavities. *Journal of Aerosol Science*, 69, 132–149.
43. Shamohammadi, H., Mehrabi, S., Sadrizadeh, S., Yaghoubi, M., Abouali, O. (2022), 3D Numerical Simulation of Hot Airflow in The Human Nasal Cavity and Trachea. *Computers in Biology and Medicine*, 147, 105702.
44. Watanabe, J., Watanabe, M. (2019), Anatomical Factors of Human Respiratory Tract Influencing Volume Flow Rate and Number of Particles Arriving at Each Bronchus. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*, 39(2), 526-535.
45. Gu, Q., Qi, S., Yue, Y. vd. (2019), Structural and Functional Alterations of The Tracheobronchial Tree After Left Upper Pulmonary Lobectomy for Lung Cancer. *BioMedical Engineering OnLine*, 18, 105.
46. Chen, L., Zhao, X. (2019), Characterization of Air Flow and Lung Function in The Pulmonary Acinus By Fluid-Structure Interaction In Idiopathic Interstitial Pneumonias. *PLoS ONE*. 14(3), e0214441.
47. Xi, J., Kim, J., Si, X. A., Corley, R. A., Kabilan, S., & Wang, S. (2015), CFD Modeling and Image Analysis of Exhaled Aerosols Due to A Growing Bronchial Tumor: Towards Non-invasive Diagnosis and Treatment of Respiratory Obstructive Diseases. *Theranostics*. 5(5), 443–455.
48. Beni, M., Mortazavi, H., Aghaei, F., Kamalipour, S. (2021), Experimental Tracking and Numerical Mapping of Novel Coronavirus Micro-droplet Deposition Through Nasal Inhalation in The Human Respiratory System. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(3), 1087-1100.
49. Bos, A. C., Van Holsbeke, C., De Backer, J. W., Van Westreenen, M., Janssens, H. M., Vos, W. G., & Tiddens, H. A. W. M. (2015), Patient-specific Modeling Of Regional Antibiotic Concentration Levels In Airways of Patients With Cystic Fibrosis: Are We Dosing High Enough? *PLoS ONE*, 10(3), 1–20.
50. Qi, S., Li, Z., Yue, Y., van Triest, H. J. W., & Kang, Y. (2014), Computational Fluid Dynamics Simulation of Airflow In The Trachea and Main Bronchi for The Subjects With Left Pulmonary Artery Sling. *BioMedical Engineering Online*, 13(1), 1–15.
51. Mason, E. C., McGhee, S., Zhao, K., Chiang, T., & Matrka, L. (2019), The Application of Computational Fluid Dynamics in the Evaluation of Laryngotracheal Pathology. *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, 128(5), 453–459.
52. İnternet: Sağlık Harcamaları İstatistikleri, 2021. URL: <https://tinyurl.com/mrwwaeyb>, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.

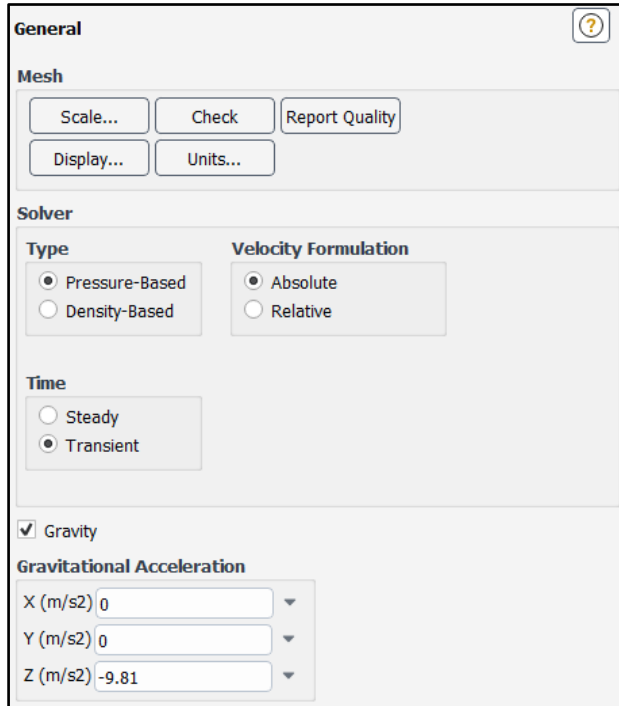
53. Davidson, L. (2023) *Fluid Mechanics, Turbulent Flow and Turbulence Modeling*, 72.
54. Fox, R.W., McDonald, A.T., Pritchard, P.J. (2015) *Akışkanlar Mekaniği, Sekizinci Baskıdan Çeviri* (Çev. Edİ. Ali Pınarbaşı), Ankara: Palme Yayınevi, 41.
55. İnel, C. (2019). *Araç aerodinamiğinde rüzgar tüneli ve yol testi farklarının CFD metodu ile incelenmesi*. Yüksek Lisans Tezi, Eskişehir Teknik Üniversitesi, Eskişehir, 26-40.
56. Jung, H. (2021), Basic Physical Principles and Clinical Applications of Computed Tomography. *Progress in Medical Physics*, 32(1), 1-17.
57. İnternet: CT Scan. URL: https://en.wikipedia.org/wiki/CT_scan, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
58. Kaya, T. (2007), *Tıp Öğrencileri İçin Temel Radyoloji Fiziği*, 1-17.
59. İnternet: All there is to know about different mesh types in CFD. URL: <https://www.manchestercfd.co.uk/post/all-there-is-to-know-about-different-mesh-types-in-cfd>, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
60. ANSYS Fluent Theory Guide (2015), 625 – 630.
61. İnternet: Skin Friction Coefficient. URL: https://www.cfd-online.com/Wiki/Skin_friction_coefficient, Son Erişim Tarihi: 29.06.2023.
62. Polatlı, M., Öksüz, E., Malhan, S. (2022), Economic Burden and Key Cost Drivers of Managing Hospitalized Chronic Obstructive Pulmonary Disease Patients Admitted with an Exacerbation in Türkiye: A Cost of Illness Study from Payer Perspective. *Türkiye Klinikleri Archives of Lung*, 21(2), 39-50.
63. İnternet: MRI vs. CT Scan. URL: <https://www.healthimages.com/mri-vs-ct-scan/>, Son Erişim Tarihi: 01.07.2023.

EKLER

EK-1. HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar



Fluent ara yüzü



Genel ayarlar

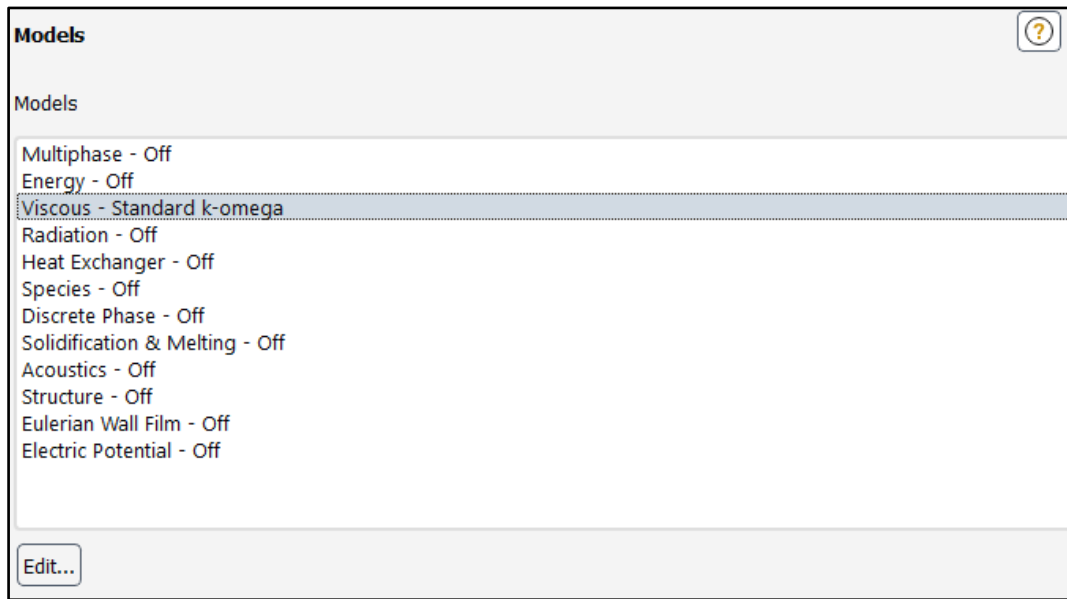
EK–1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar

```
Mesh Quality:

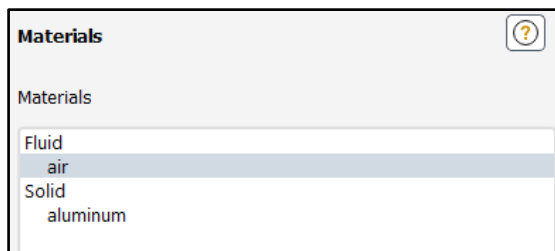
Minimum Orthogonal Quality = 2.69268e-02 cell 15794 on zone 3 (ID: 1768704 on partition: 2) at location
(-3.47804e-01 1.02236e-01 -1.31556e+00)
(To improve Orthogonal quality , use "Inverse Orthogonal Quality" in Fluent Meshing,
where Inverse Orthogonal Quality = 1 - Orthogonal Quality)

Maximum Aspect Ratio = 4.59466e+01 cell 434752 on zone 3 (ID: 1767512 on partition: 3) at location (
3.81846e-02 1.23249e-01 -1.04892e+00)
```

Sayısal çözüm ağının kalitesine dair veriler

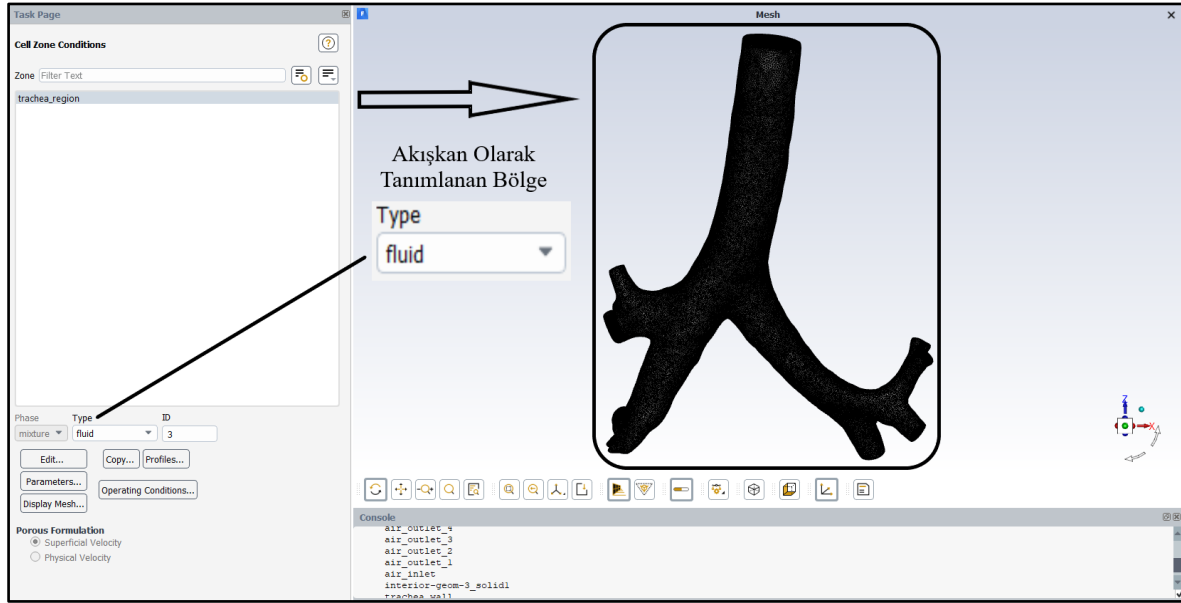


Akış fiziğinin seçildiği “Models” kısmına dair genel şema

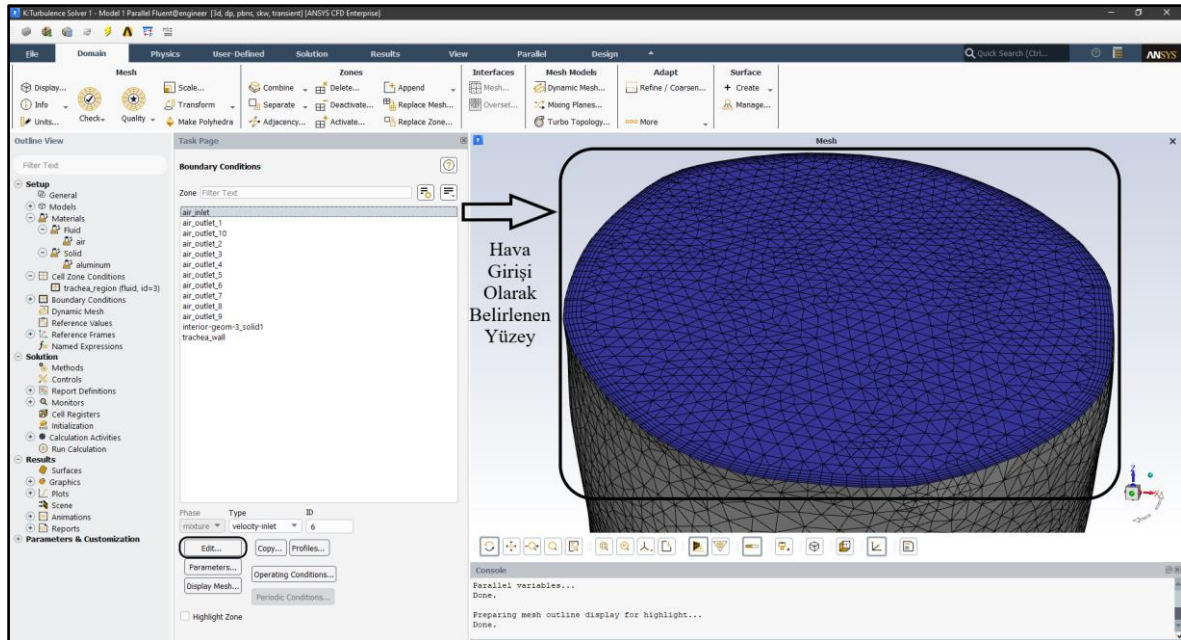


Akışkan seçimi

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar



Akışkan bölgesinin seçimi



Hava girişi olarak belirlenen yüzey

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar

Velocity Inlet

Zone Name:

Momentum Thermal Radiation Species DPM Multiphase Potential UDS

Velocity Specification Method:

Reference Frame:

Velocity Magnitude (m/s):

Supersonic/Initial Gauge Pressure (pascal):

Turbulence

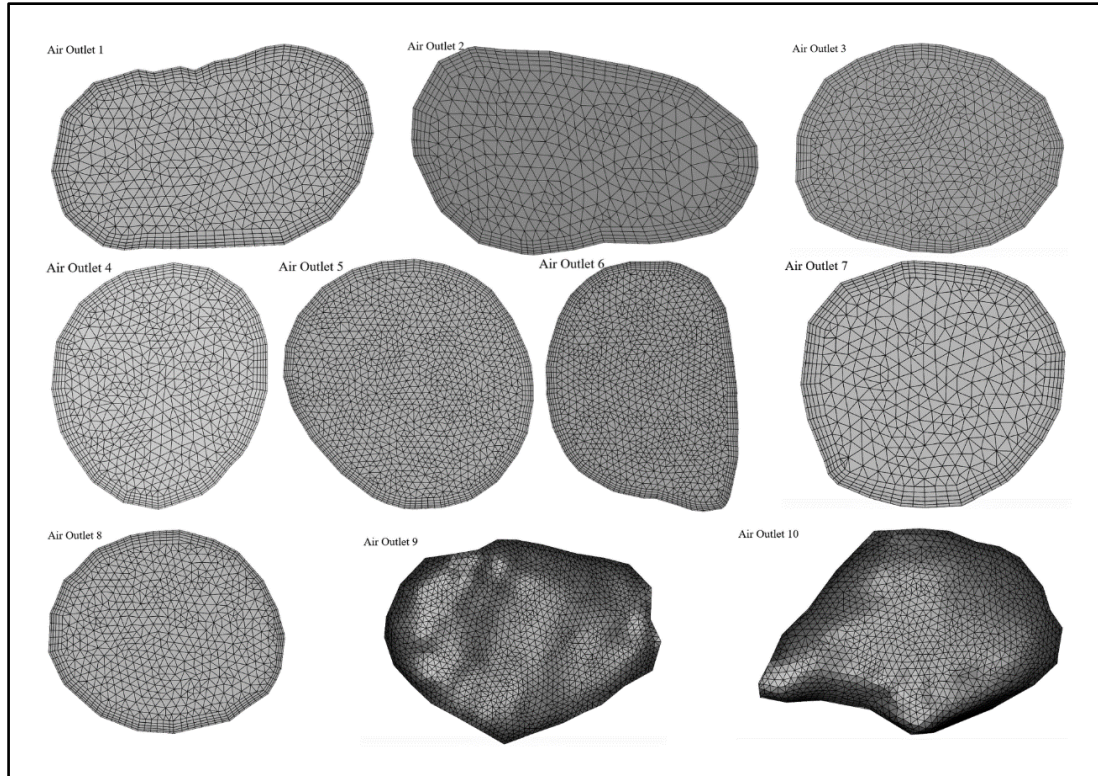
Specification Method:

Turbulent Intensity (%):

Turbulent Viscosity Ratio:

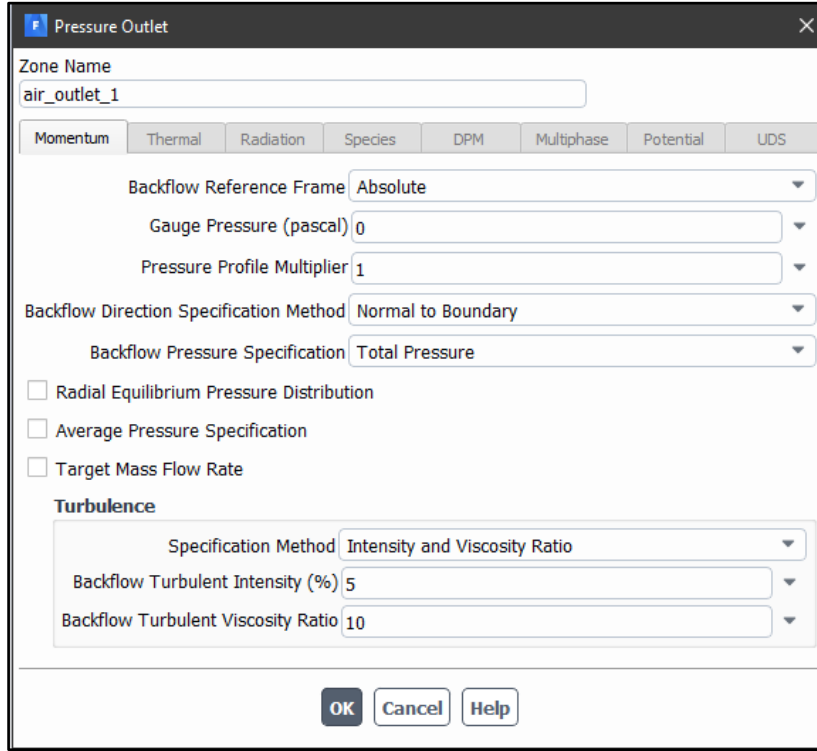
OK Cancel Help

Hava girişı olarak tanımlanan bölgeye serbest akış hızının tanımlanması

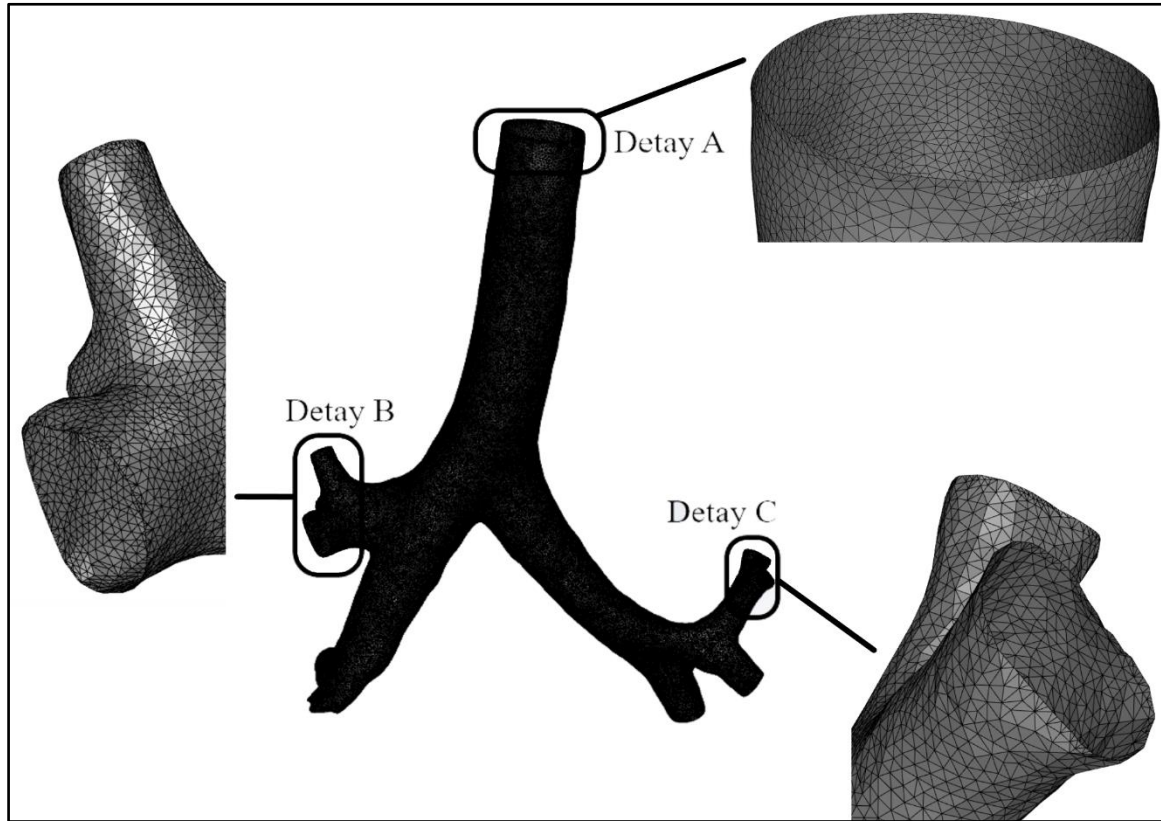


Hava çıkışı olarak tanımlanan yüzeyler (enfeksiyon öncesi)

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar

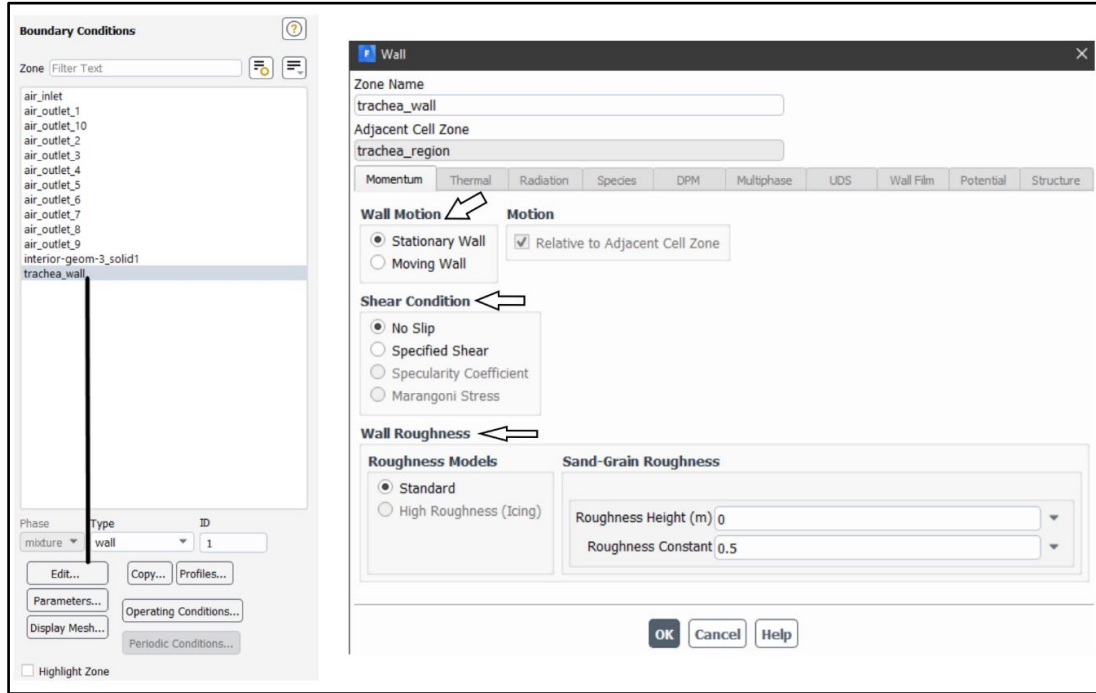


Hava çıkışı olarak tanımlanan yüzeye sabit atmosfer basıncı uygulanması

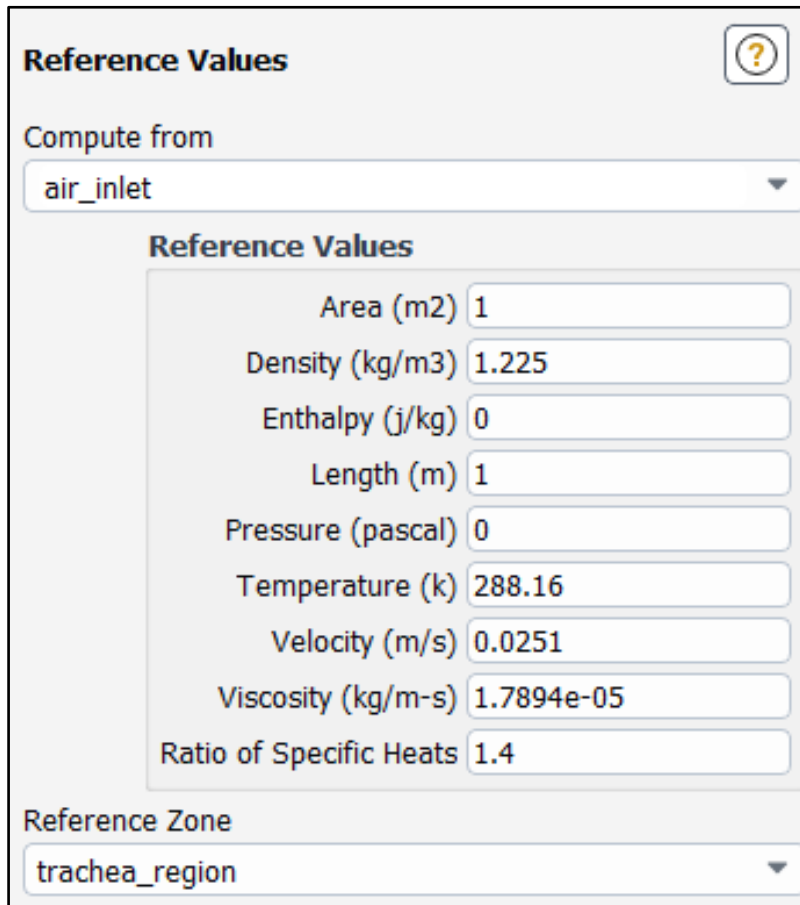


Duvar olarak tanımlanan yüzeylere ait detaylar

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar



Duvar sınır koşulları



Referans değerlerin tanımlanması

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar

Solution Methods

Pressure-Velocity Coupling

Scheme
Coupled

Spatial Discretization

Gradient
Least Squares Cell Based

Pressure
Second Order

Momentum
Second Order Upwind

Turbulent Kinetic Energy
Second Order Upwind

Specific Dissipation Rate
Second Order Upwind

Transient Formulation
Second Order Implicit

☐ Non-Iterative Time Advancement

☐ Frozen Flux Formulation

☐ Warped-Face Gradient Correction

☒ High Order Term Relaxation Options...

Default

Çözüm yöntemleri ve ayırıklaştırma şemalarının seçimi

Residual Monitors

Options

☒ Print to Console

☒ Plot

Window
1 Curves... Axes...

Iterations to Plot
1000

Iterations to Store
1000

Equations

Residual	Monitor	Check Convergence	Absolute Criteria
continuity	☒	☒	0.0001
x-velocity	☒	☒	1e-06
y-velocity	☒	☒	1e-06
z-velocity	☒	☒	1e-06
k	☒	☒	1e-06
omega	☒	☒	1e-06

Residual Values

☐ Normalize

☒ Scale

☐ Compute Local Scale

Iterations
5

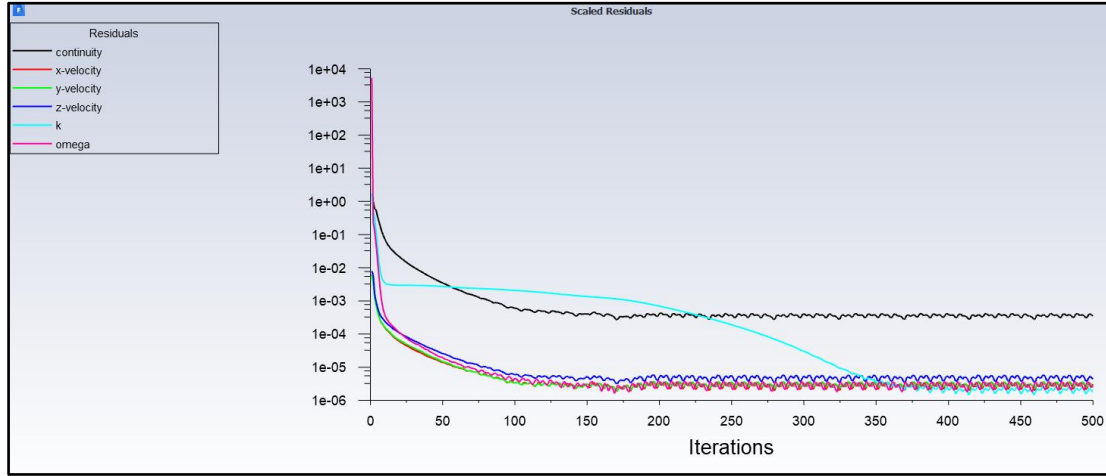
Convergence Criterion
absolute

Convergence Conditions...

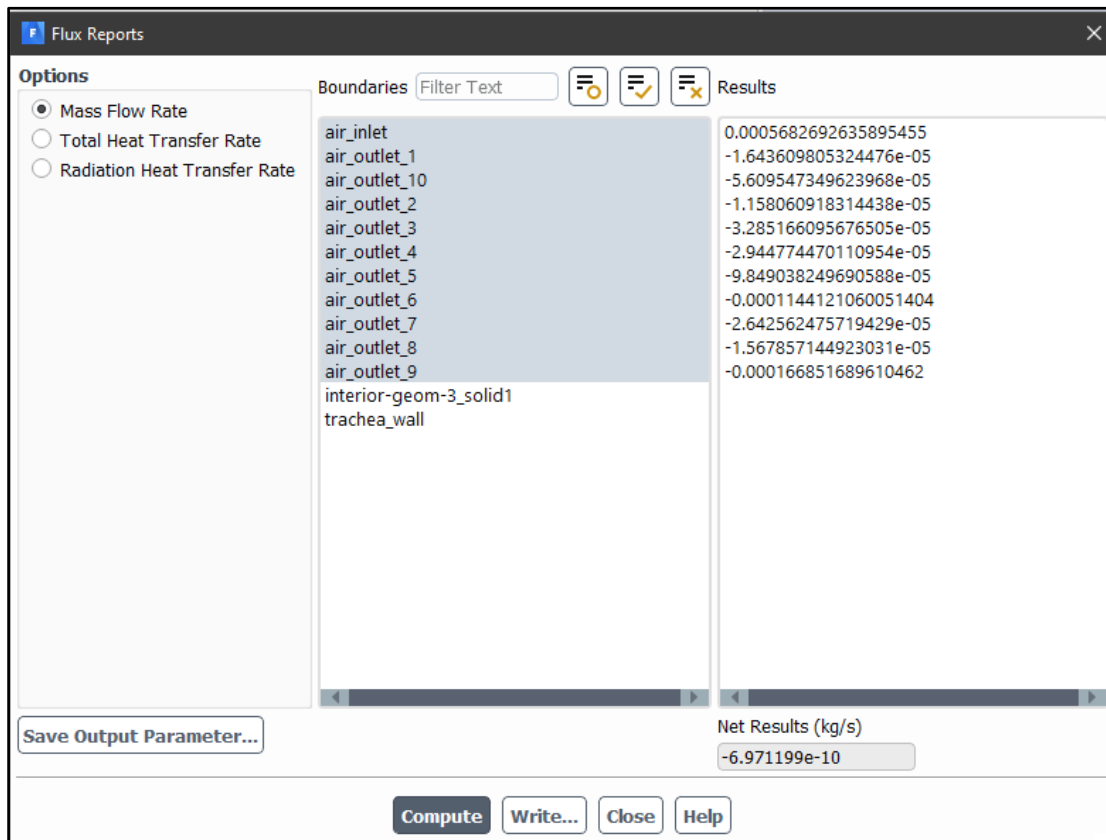
OK Plot Renormalize Cancel Help

Yakınsama kriterlerinin seçimine dair detaylar

EK-1. (devam) HAD çözümlerinin ANSYS ortamında gerçekleştirilmesine dair detaylar



Yakınsama eğrileri



Kütlesel debinin değişimi

EK-2. Hastanın yazılı izni

Kızım [redacted] Akeiger
tomografi görüntüleri ve solunum fonksiyon
testi sonuçlarının bilgisayarlı akışkan dinamiklerinin
sayısal modelleme çalışması için kullanılmasına
izin veriyorum.

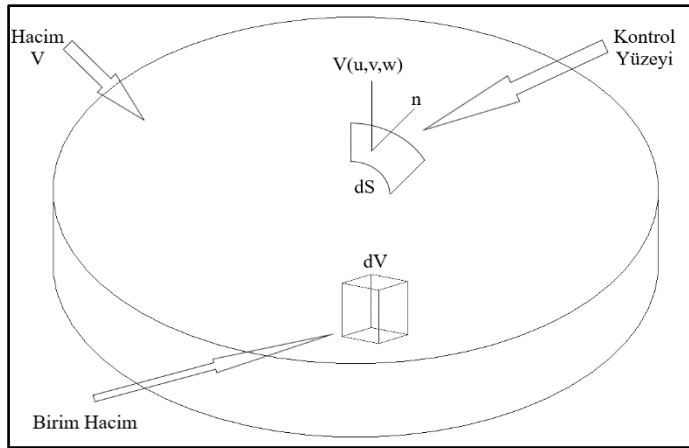
(Annesi)
[redacted] [redacted]

Zühal
17.03.2020

gft

EK-3. HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi

Kütlenin korunumu yasasına göre, madde yoktan var, vardan da yok edilemez. Uzayda sabit konumlu, sonlu bir kontrol hacmini ele alalım. Bu kontrol hacminde, akışkan kontrol yüzeyinden geçmektedir. Sabit kontrol hacmindeki $\mathbf{n}$ birim normal vektörü, $\mathbf{V}$ hız vektörünü göstermekte olup $\mathbf{u}$, $\mathbf{v}$ ve $\mathbf{w}$ sırasıyla x, y ve z yönlerindeki yerel hız bileşenleridir. Yerel hız bileşenleri konum ve zamanın fonksiyonlarıdır.



Sabit kontrol hacmi

Kütlenin korunumu yasasına göre, kontrol hacmi içindeki kütle değişim hızı, V kontrol hacminin S kontrol yüzeyinden geçen net kütle akısına eşittir. Bu ifade integral formda aşağıdaki eşitlik ile verilmiştir.

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho dV = - \int_A \rho \mathbf{V} \cdot \mathbf{n} dS$$

Eşitliğe, vektör alanlarının yüzey integralini üç katlı integrallerden yararlanarak çözen Gauss İraksama Teoremi'nin uygulansın.

$$\int_V \text{div} \rho \mathbf{V} dV = - \int_A \rho \mathbf{V} \cdot \mathbf{n} dS$$

Bunun sonucunda süreklilik denklemi elde edilir. Bu eşitlik her boyuttaki V hacmi için geçerlidir.

EK-3.(devam) HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi

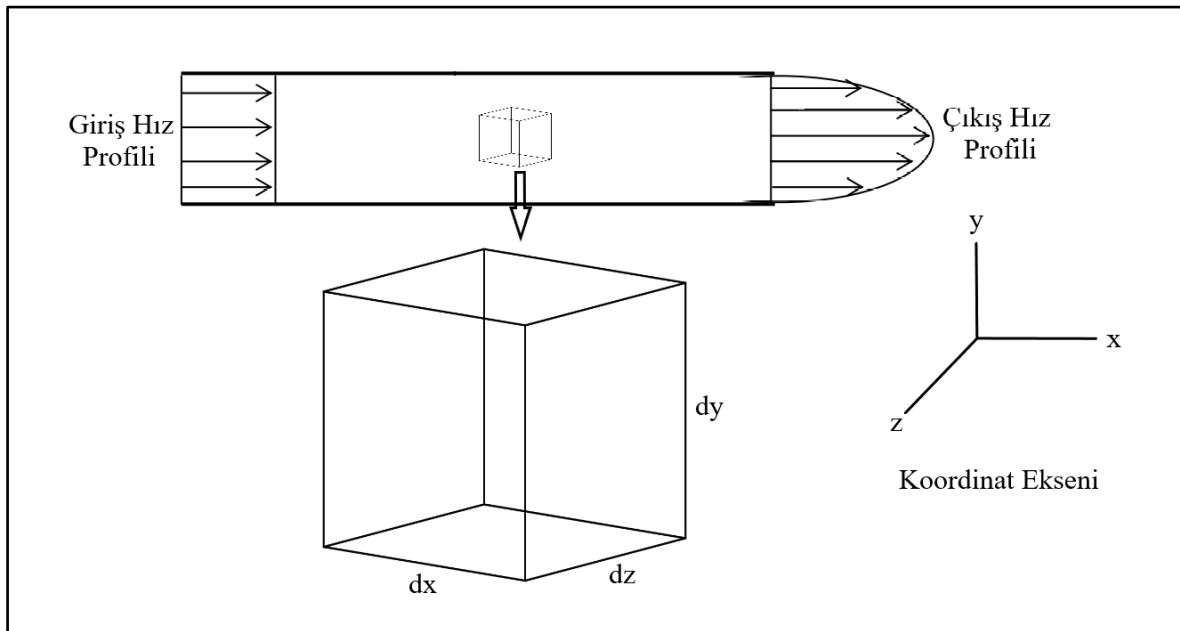
$$\int_V \left[\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho \mathbf{V}) \right] dV = 0$$

$\nabla \cdot (\rho \mathbf{V})$ ifadesi $\rho \mathbf{V}$ 'nin diverjansıdır.

Süreklilik denkleminin kartezyen koordinatlara göre düzenlenmiş hali aşağıdaki eşitlikteki gibidir.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} = 0$$

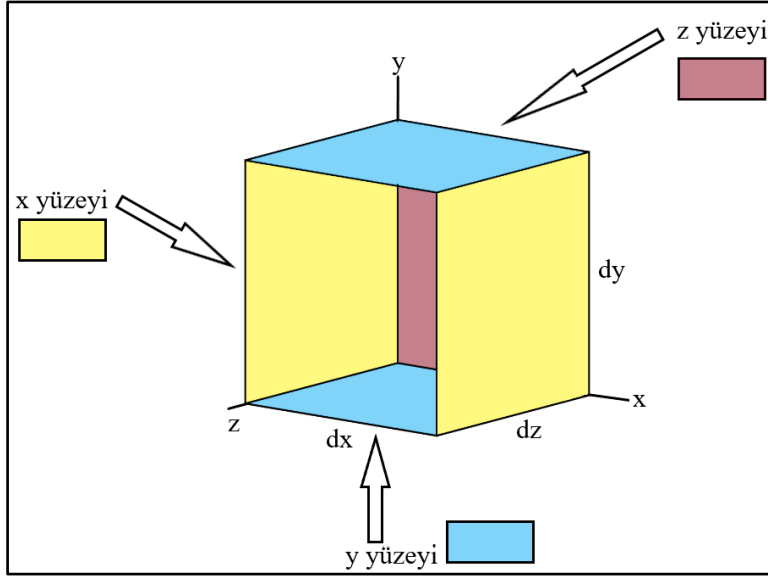
Süreklilik denklemi bir başka yoldan şu şekilde elde edilebilir. Boyutları Δx , Δy ve Δz birim olan, paralel iki levha arasından geçen akışkana ait, sonsuz küçük bir kontrol hacmini ele alalım.



Paralel iki levha arasından geçen akışkana ait, sonsuz küçük bir kontrol hacmi

Kontrol hacminde akışın girdiği ve çıktığı yüzeyler Şekil Ek 3.3'te görülmektedir.

EK-3.(devam) HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi



Ek 3.3. Akışın girdiği ve çıktığı yüzeyler

Sonlu bir akışkan elemanındaki kütle artış hızı, kontrol hacmine giren kütle debisindeki değişime eşittir.

$$\frac{dm}{dt} = \sum_{\text{giren}} \dot{m} - \sum_{\text{çıkan}} \dot{m}$$

Kontrol hacmine x, y ve z eksenlerine dik olan yüzeyden giren kütleli debiler Çizelge Ek 3.1’de verilmiştir.

Girişteki kütleli debiler

Yüzeyler	Giren Debiler
x eksenine dik yüzey	$(\rho u)\Delta y\Delta z$
y eksenine dik yüzey	$(\rho v)\Delta x\Delta z$
z eksenine dik yüzey	$(\rho w)\Delta x\Delta y$

Kontrol hacminin $x + \Delta x$, $y + \Delta y$ ve $z + \Delta z$ yüzeylerinden çıkan kütleli debiler Taylor serisi açılımı ile hesaplanabilir. Çizelge Ek 3.2’de verilmişlerdir.

EK-3.(devam) HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi
Çıkıştaki Kütleli Debiler

Yüzeyler	Çıkan Debiler
x + Δx yüzeyi	$\left[(\rho u) + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} \Delta x \right] \Delta y \Delta z + O(\Delta x, \Delta V)$
y + Δy yüzeyi	$\left[(\rho v) + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} \Delta y \right] \Delta x \Delta z + O(\Delta y, \Delta V)$
z + Δz yüzeyi	$\left[(\rho w) + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \Delta z \right] \Delta x \Delta y + O(\Delta z, \Delta V)$

$m = \rho \Delta x \Delta y \Delta z$ olmak üzere Eşitlik aşağıdaki şekle döner.

$$\begin{aligned}
 \frac{\partial(\rho \Delta x \Delta y \Delta z)}{\partial t} &= (\rho u) \Delta y \Delta z + (\rho v) \Delta x \Delta z + (\rho w) \Delta x \Delta y - \left[(\rho u) + \frac{\partial(\rho u)}{\partial x} \Delta x \right] \Delta y \Delta z \\
 &\quad - \left[(\rho v) + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} \Delta y \right] \Delta x \Delta z - \left[(\rho w) + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \Delta z \right] \Delta x \Delta y + \Delta V O(\Delta x, \Delta y, \Delta z) \\
 &= -\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} \Delta x \Delta y \Delta z - \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} \Delta y \Delta x \Delta z - \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \Delta z \Delta x \Delta z \\
 &\quad + \Delta V O(\Delta x, \Delta y, \Delta z)
 \end{aligned}$$

Yukarıdaki eşitlik $\Delta x \Delta y \Delta z$ ortak parantezine alınırsa

$\frac{\partial(\rho \Delta x \Delta y \Delta z)}{\partial t} = -\Delta x \Delta y \Delta z \left(\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \right) + \Delta V O(\Delta x, \Delta y, \Delta z)$ haline gelir. $\Delta x \Delta y \Delta z$ sabit bir değerdir. Limit alınırsa süreklilik denkleminin kısmi diferansiyel formu olan aşağıdaki eşitlik elde edilir.

$$\frac{\partial(\rho)}{\partial t} + \left(\frac{\partial(\rho u)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho w)}{\partial z} \right) = 0$$

Momentumun Korunumu

Bir cismin momentumunun değişim hızı, cisme etkiyen net kuvvete eşittir.

$$\mathbf{F}_{\text{net}} = m \mathbf{a}_{\text{net}} = m \frac{d\mathbf{v}}{dt} = \frac{d(m\mathbf{v})}{dt}$$

EK-3.(devam) HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi

Şekil 3.3'te verilmiş olan, boyutları dx , dy ve dz olan akışkan parçacığını ele alalım. Newton'un ikinci hareket yasasına göre, bir akışkan parçacığına etki eden kuvvetlerin toplamı, parçacığın kütlesi ile ivmesinin çarpımına eşittir.

$$\sum F_x = ma_x$$

$$\sum F_y = ma_y$$

$$\sum F_z = ma_z$$

a_x , a_y ve a_z ivmeleri x , y ve z yönlerindeki hızların zamana göre türevleri alınarak aşağıdaki gibi bulunabilir.

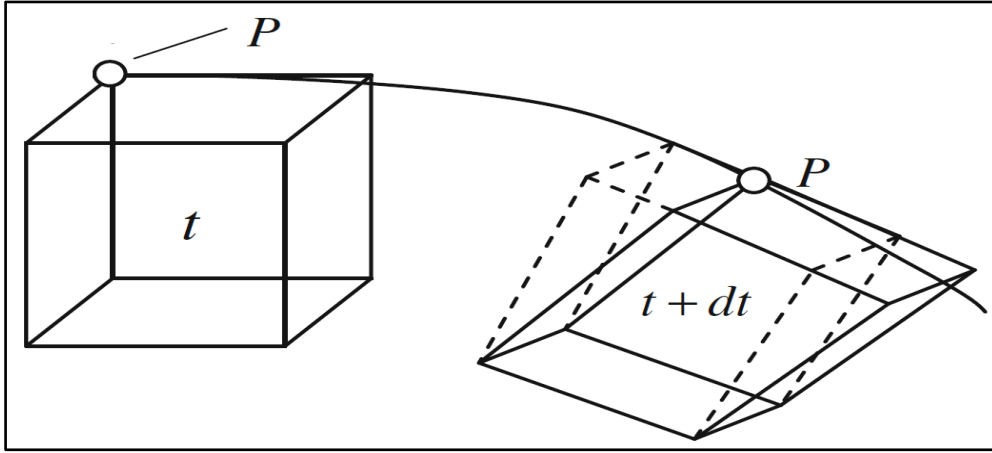
$$a_x = \frac{Du}{Dt}$$

$$a_y = \frac{Dv}{Dt}$$

$$a_z = \frac{D\omega}{Dt}$$

Akışkan parçacığı, hem yüzey hem kütle kuvvetlerine maruz kalmaktadır. Bunun sonucunda, Şekil Ek 3.4'te görüldüğü gibi deformasyona uğramaktadır.

EK-3.(devam) HAD çözümlerinde kullanılan temel denklemlerin türetilmesi



Deformasyona uğrayan bir akışkan partikülü

Akışkan parçacığının momentumunun değişim hızını etkileyebilen kütle kuvvetleri arasında yerçekimi kuvveti, merkezkaç kuvvetler, Coriolis ve elektromanyetik kuvvetler sıralanabilir. Akışkan parçacığının şeklinin değişmesine neden olan hız bileşeni u için yüzey kuvvetleri, akışkan yüzeylerine etki eden normal σ_{xx} gerilmesi ve teğetsel τ_{yx} ve τ_{zx} gerilmelerinden kaynaklanmaktadır.

$\rho \frac{Du}{Dt} \Delta x \Delta y \Delta z$ ifadesi ile akışkan parçacığının x momentumundaki artışının hızı ifade edilebilir. Bu ifade eşitlikte yerine koyulursa, x momentum denklemi eşitlikteki hali alır.

$$\rho \frac{Du}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{xx}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{yx}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{zx}}{\partial z} + \sum F_x \text{ (kütle kuvvetleri)}$$

Benzer şekilde y ve z momentum denklemleri aşağıdaki gibi elde edilebilir.

$$\rho \frac{Dv}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{yy}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xy}}{\partial x} + \frac{\partial \tau_{zy}}{\partial z} + \sum F_y \text{ (kütle kuvvetleri)}$$

$$\rho \frac{D\omega}{Dt} = \frac{\partial \sigma_{zz}}{\partial z} + \frac{\partial \tau_{yz}}{\partial y} + \frac{\partial \tau_{xz}}{\partial x} + \sum F_z \text{ (kütle kuvvetleri)}$$

Akışkan parçacığı üzerindeki normal gerilmeler, p basıncının ve kontrol hacmine dik etki eden normal viskoz gerilme bileşenlerinin (τ_{xx} , τ_{yy} , τ_{zz}) bileşkesidir.



Gazili olmak ayrıcalıktır