T.C.
İSTANBUL ÜNİVERSİTESİ-CERRAHPAŞA
LİSANSÜSTÜ EĞİTİM ENSTİTÜSÜ

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KAN AKIŞININ AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAM İLE SAYISAL ANALİZİ

Nilay AYDIN

DANIŞMAN
Dr. Öğr. Üyesi Murad KUCUR

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği Programı

Ocak, 2024

TEZ KABUL VE ONAYI

Nilay AYDIN tarafından, **Dr. Öğr. Üyesi Murad KUCUR** danışmanlığında hazırlanan **"KAN AKIŞININ AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAM İLE SAYISAL ANALİZİ"** başlıklı bu çalışma, jürimiz tarafından **30/01/2024** tarihinde yapılan sınav sonucunda **oy birliği** ile başarılı bulunarak **Yüksek Lisans Tezi** olarak kabul edilmiştir.

Tez Jürisi

		İmza	Sonuç
DANIŞMAN	Dr. Öğr. Üyesi Murad Kucur İstanbul Üni. Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Erman Aslan Kocaeli Üniversitesi Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret
ÜYE	Doç. Dr. Banu Körbahti İstanbul Üni. Cerrahpaşa Makine Mühendisliği Anabilim Dalı		☐ Kabul ☐ Ret

BEYAN

Bu tez çalışmasının kendi çalışmam olduğunu, tezin planlanmasından yazımına kadar bütün aşamalarda etik dışı davranışımın olmadığını, bu tezdeki bütün bilgileri akademik ve bilimsel etik kuralları içinde elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara kaynak gösterdiğimi ve bu kaynakları da kaynaklar listesine aldığımı, yine bu tezin çalışılması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını ve her türlü hukuki sorumluluğu aldığımı kabul ederim.

Öğrenci Nilay AYDIN

(İmza)

Aileme ithaf ediyorum…

BÜTÇE DESTEKLERİ

KAN AKIŞININ AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAM İLE SAYISAL ANALİZİ

Bu tez çalışması için herhangi bir kurumdan bütçe desteği alınmamıştır.

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans eğitim sürecim boyunca bana yol gösterip destekleyen danışman hocam Dr.Öğr.Üyesi Murad Kucur'a ve bu çalışmanın yapıldığı esnada hep yanımda olan annem Nihal Aydın, babam Mustafa Aydın'a teşekkürlerimi sunarım.

Ocak 2024 **Öğrenci Nilay AYDIN**

İÇİNDEKİLER

Sayfa No

TEZ KABUL VE ONAYI ..... **ii**
BEYAN ..... **iii**
BÜTÇE DESTEKLERİ ..... **v**
TEŞEKKÜR ..... **vi**
İÇİNDEKİLER ..... **vii**
ŞEKİL LİSTESİ ..... **ix**
TABLO LİSTESİ ..... **xii**
SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ ..... **xiii**
ÖZET ..... **xiv**
ABSTRACT ..... **xvi**
1. GİRİŞ **1**
2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE **2**
2.1. FİZİK KAVRAMLARI 2
2.1.1. Kayma Gerilimi 2
2.1.2. Viskozite 5
2.1.3. Boru İçinde Akış 5
2.1.4. Reynolds Sayısı 6
2.1.5. Poiseuille Kanunu 7
2.1.6. Bernouilli Denklemi 9
2.1.7. Hareket Denklemleri 9
2.2. SAYISAL AYRIKLAŞTIRMA YÖNTEMLERİ 10
2.2.1. Sonlu Farklar Yöntemi 10
2.2.2. Sonlu Hacimler Yöntemi 10
2.2.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi 11
2.2.4. Spektral Yöntemler 11
2.2.5. Örgüsüz Yöntemler 11
2.3. KAN VE DOLAŞIM SİSTEMİ FİZYOLOJİSİ 12
2.3.1. Kan Fizyolojisi 12

2.3.2. Dolaşım Sistemi Fizyolojisi ... 13
2.4. AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAMLAR ... 15
2.4.1. Salome ... 15
2.4.2. Gmsh ... 16
2.4.3. OpenFOAM ... 16
2.4.4. ParaView ... 20
2.5. LİTERATÜR TARAMASI ... 22
3. YÖNTEM ... 32
3.1. GEOMETRİ ... 32
3.2. İŞLEME ÖNCESİ ... 33
3.2.1. Vaka Dosyası Oluşturulması ... 33
3.2.2. Örgü Oluşturulması ... 33
3.2.3. Örgü Aktarma ... 35
3.2.4. Ağdan Bağımsızlık Çalışması ... 35
3.2.5. Sınır Koşulları ... 37
3.3. SİMÜLASYON ... 37
3.3.1. Çözücü Seçimi ... 37
3.3.2. Simülasyonların yürütülmesi ... 38
3.4. İŞLEME SONRASI ... 39
4. BULGULAR ... 41
4.1. GEOMETRİLERE GÖRE AKIM ÇİZGİLERİ ... 41
4.2. GEOMETRİLERE GÖRE HIZ KONTÜRLERİ ... 42
4.3. GEOMETRİLERE GÖRE KALINTI GRAFİKLERİ ... 43
4.4. GEOMETRİLERE GÖRE KAYMA GERİLİMİ GRAFİKLERİ ... 45
5. TARTIŞMA ... 47
6. SONUÇ VE ÖNERİLER ... 48
KAYNAKLAR ... 49
EKLER ... 52
İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI ... 59
ETİK KURUL İZİN YAZISI ... 60
KURUM İZNİ YAZILARI ... 61
ÖZGEÇMİŞ ... 62

ŞEKİL LİSTESİ

Sayfa No

Şekil 2.1 Akışkan üzerinde asılı kalan hareketli levha ve sabit levha [1]..... 3

Şekil 2.2 İki paralel levha arasındaki akışkanın hız profili.[1] 4

Şekil 2.3 Çeşitli Newton tipi akışkanlara ait kayma gerilimi-deformasyon hızı grafiği.[1] 5

Şekil 2.4 Boru içinde akış ve hız profili.[1] 6

Şekil 2.5 Boru içindeki akışkanın oluşturduğu silindir. [1] 7

Şekil 2.6 Sonlu eleman için 2B alan (domain) örneği. [7]..... 11

Şekil 2.7 İnsan kanı içeriği. [10]..... 12

Şekil 2.8 Plazma içeriği. [10] 13

Şekil 2.9 İnsan dolaşım sisteminin basitleştirilmiş şeması. [10] 14

Şekil 2.10 İnsanda çeşitli tiplerdeki damarlar ve çap özellikleri [10] 15

Şekil 2.11 OpenFOAM yapısı. [14]..... 16

Şekil 2.12 OpenFOAM temel dizin yapısı. [14]..... 17

Şekil 2.13 Örgü birimi örneği. [14] 19

Şekil 2.14 Pleksiglas model ve lazer doppler anemometre. [19] 22

Şekil 2.15 Hidrojen baloncuk görselleştirmesi. Beyaz ok sistolün artış hızı esnasında dış duvarda akışın ayrıldığı noktayı gösterir.[20] 23

Şekil 2.16 Cam modelde boya enjekte edilmesiyle akış görselleştirmesi. Ayrılmış akışın uzun sürede dağılması. [21] 24

Şekil 2.17 İki boyutlu karotis geometrisi modeli [24] 25

Şekil 2.18 Damar geometrisi modelleri ve çatallanma açısında değişim [26] 26

Şekil 2.19 Solda, atım çevrimi esnasında bölgelere ve geometrilere göre kayma gerilimleri. Sağda çatallanma açısına göre düşük kayma gerilim bölgeleri. [26] 27

Şekil 2.20 Atardamarda kalp atışının konvansiyonel elektrik devresi ile modellendiği Windkessel modelinde. R akış direncini, C ise aortun elastik tabiatını ifade eder.[27] 28

Şekil 2.21 Gerçek, stenozlu karotisten alınan MR görüntüsü kullanılarak oluşturulmuş çatallanma geometrisi.[28] 28

Şekil 2.22 Nguyen ve diğ. tarafından uygulanan kesit yaklaşımı.[29] 29

Şekil 2.23 STL formatına dönüştürülmüş örgü görüntüleri.[30] 30

Şekil 2.24 Nagargoje ve Gupta. tarafından kullanılan karotis modeli.[31] 30

Şekil 2.25 MR ile elde edilen gerçek akışlar ile akış simülasyonu karşılaştırmaları.[32] 31

Şekil 3.1 30° ve 50° çatallanma açıları için geometriler. 32

Şekil 3.2 50° (alternatif sinüs pozisyonu) ve 70° çatallanma açısı için geometriler. 33

Şekil 3.3 30° çatallanma açısıyla örgü görüntüsü. 34

Şekil 3.4 Çatallanma bölgesinden örgü görseli. 34

Şekil 3.5 Üç boyutlu örgü sonrası kesit görüntü. 34

Şekil 3.6 Örgü sayısına göre hız profilleri ilk safha. 36

Şekil 3.7 Örgü sayısına göre hız profilleri ikinci safha. 36

Şekil 3.8 Örgü sayısına göre hız profilleri son safha. 36

Şekil 3.9 Simülasyon yürütülmesi esnasında terminal giriş sayfası. 38

Şekil 3.10 Terminal üzerinde simülasyon adımları. 39

Şekil 3.11 ParaView kullanıcı ara yüzü. 39

Şekil 3.12 Kesit görselleri. 40

Şekil 4.1 30° ve 50° çatallanma açıları için akım çizgileri. 41

Şekil 4.2 50°(alternatif sinüs pozisyonu) ve 70° çatallanma açıları için akım çizgileri. 41

Şekil 4.3 30° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri. 42

Şekil 4.4 50° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri. 42

Şekil 4.5 50° çatallanma açısı alternatif sinüs pozisyonu için hız görselleştirmeleri. 43

Şekil 4.6 70° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri. 43

Şekil 4.7 30°ve 50° çatallanma açıları için kalıntı grafikleri. 43

Şekil 4.8 50° Alternatif sinüs pozisyonu ve 70° çatallanma açısı için kalıntı grafikleri. 44

Şekil 4.9 Kayma gerilimi analizi için dış duvar üzerinde seçilen noktaların temsili konumları. 45

Şekil 4.10. 30° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri 45

Şekil 4.11. 50° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri 46

Şekil 4.12. 50° çatallanma açısı alternatif sinüs pozisyonu için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri..... 46

Şekil 4.13. 70° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri 46

TABLO LİSTESİ

Sayfa No

Tablo 3.1 Seçilen geometrilerdeki damar ebatları. 32

Tablo 3.2 Örgü seçimi esnasında dikkate alınan alternatifler. 35

SİMGE VE KISALTMA LİSTESİ

Simgeler	**Açıklama**
ρ	: Yoğunluk
m	: Kütle
V	: Hacim
F	: Kuvvet
γ	: Deformasyon
$\dot{\gamma}$	: Deformasyon hızı
τ	:Kayma gerilimi
μ	:Viskozite
P	:Akışkan basıncı

Kısaltmalar	**Açıklama**
3B	: Üç boyutlu
BT	: Bilgisayarlı Tomografi
CCA	: Common Carotid Artery, Ortak Karotis Atardamar
ECA	: External Carotid Artery, Dış Karotis Atardamar
OpenFOAM	: Open-source Field Operation And Manipulation
HAD	: Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
ICA	: Internal Carotif Artery, İç Karotis Atardamar
MR	: Manyetik Rezonans
SI	: Systeme International, Uluslararası Standart Birim Sistemi
SIMPLE	: Semi Implicit Methods Pressure Linked Equations
WSS	**:** Wall shear stress, Duvar Kayma Gerilmesi

ÖZET

YÜKSEK LİSANS TEZİ

KAN AKIŞININ AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAM İLE SAYISAL ANALİZİ

Nilay AYDIN

İstanbul Üniversitesi-Cerrahpaşa

Lisansüstü Eğitim Enstitüsü

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Makine Mühendisliği Programı

Danışman : Dr. Öğr. Üyesi Murad KUCUR

Bu çalışmanın amacı kan akışının bilgisayar destekli modellenmesi sonucu kritik hemodinamik parametrelerin tespiti ve kalp-damar hastalıklarına etkisinin incelenmesidir. Sayısal analizler yapılmış, literatürde yer alan gerçek kan damarındaki akış sonuçlarıyla karşılaştırılarak, kalp-damar hastalıklarının önlenmesi yönündeki çabalara katkı sunmak amaçlanmıştır. Karotis arter (şah damar) beyne ve yüze kan taşıyan bir atardamar olduğundan bunun üzerinde oluşabilecek ateroskleroz yapıları hayati tehlike arz edebilmektedir. Bu nedenle karotis arter geometrileri incelenmiştir. Farklı çatallanma açıları ve farklı sinüs bölgesi konumları için damar geometrileri üzerinde durulmuştur. Akışın daimi ve sıkıştırılamaz olması koşulu altında SIMPLE(Basınca Bağlı Denklemler için Yarı–Kapalı Yöntem) algoritması ile simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. Ortak karotis arter (CCA), iç karotis arter (ICA) ve dış karotis arter (ECA) bölgelerine dair veriler incelenmiştir. Duvar kayma gerilmeleri (WSS), akım çizgileri, hız kontürleri ve kalıntılar için sonuçlar elde edilmiş, literatürde yapılmış örneklerle karşılaştırılmıştır. Bu çalışma süresince SALOME (tasarım ve örgü), Gmsh (örgü), OpenFOAM (simülasyon), ParaView (veri görselleştirme ve analiz) gibi açık kaynak kodlu programlar kullanılarak ilgili tasarım ve analizler gerçekleştirilmiştir. Lisanslı programlara gerek duymadan geliştirilecek algoritma yardımıyla bu çalışmanın gerçekleştirilmiş olması, ileride çalışılacak damar modellerinin aynı yöntem ile analizine imkan sağlayacaktır. Çalışma kapsamında öncelikle mühendislik ve tıp perspektiflerinden önemli temel kavramlar hakkında bilgiler paylaşılmıştır. Bunun ardından kullanılan açık kaynaklı yazılımlar hakkında bilgiler sunulmuştur. Sonrasında yapılan literatür taramasıyla edinilen bilgilere dair notlara yer verilmiştir. Yöntem bölümünde sayısal analizler için yürütülen simülasyonların gerçekleştirme adımlarından ve önemli aşamalarından bahsedilmiştir. Bulgular bölümünde erişilen çıktıların

sayısal analizleri sunulmuş, ardından tartışma ve sonuç kısımlarında bunlara dair değerlendirmeler yapılmıştır.

Ocak 2024 , .78-.. sayfa.

Anahtar kelimeler: HAD, OpenFOAM, Çatallanma

ABSTRACT

M.Sc. THESIS

NUMERICAL ANALYSIS OF BLOOD FLOW WITH OPEN SOURCE PROGRAMME

Nilay AYDIN

İstanbul University-Cerrahpaşa

Institute of Graduate Studies

Department of Mechanical Engineering

Mechanical Engineering Programme

Supervisor : Assist. Prof. Dr. Murad KUCUR

The objective of this study is to determine critical hemodynamic parameters through computer assisted modeling of blood flow and to examine the effects on cardiovascular diseases. In order to contribute to the effort against these diseases, conducted numerical analyses were compared to the blood flow results in literature. As carotis is the main artery to the face and to the brain, forming of an atherosclerosis may present a lethal risk. Therefore, this study focuses on various carotid geometries featuring different bifurcation angles and sinus locations. Simulations are run via the SIMPLE algorithm under the assumption of incompressible and steady flow of the human blood. The associated data were studied in respect to the CCA, ICA and ECA regions of every geometry. Consequently streamlines, velocity contours, WSS and residual results are obtained to be compared against the existing literature results. During the study open-source software such as SALOME, Gmsh, OpenFOAM and ParaView were deployed for design and analyses purposes. The fact that this study is conducted without the need of licensed software would prove to be an alternate method for future studies in the field. Within the scope of the study firstly some important information was shared from mathematical and medicinal perspectives. After that, the informations on open-source software are given. Then, notes on literature survey are shared. Within the methodology section, important points and necessary steps to run the simulations take place. Outputs and numerical analyses are presented within the next section. Discussions and results sections which includes the general evaluations concludes the study.

January 2024, ..78... pages.

Keywords: CFD, OpenFOAM, Bifurcation

1. GİRİŞ

Kan ve kanın insan bedeninde dolaşımı, antik çağlardan itibaren hekimlerin ilgisini çekmiştir. Tıbba bilimsel olarak yaklaşılması ile yapılan gözlemler sonucu, kan ve dolaşım sistemi ile ilgili hastalıklar literatürde yer almaya başlamıştır. Diğer taraftan 17. ve 18. yüzyılda fizikte kaydedilen ilerlemeler, akışkanlara ait fiziksel özelliklerinin daha iyi anlaşılması ve tanımlanmasına olanak sağlamıştır.

Bu çalışmanın amacı kan akışının bilgisayar destekli modellenmesi sonucu kritik hemodinamik parametrelerin tespiti ve kalp-damar hastalıklarındaki etkisinin incelenmesidir. Tez süresince mümkün olduğunca gerçek damar modellerine benzer geometriler açık kaynak kodlu program kullanılarak 3B olarak tasarlanacak, bu geometriler üzerinde kan akışının Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği yöntemleri kullanılarak sayısal analizi yapılarak hemodinamik parametrelere bakılacak, litearatürdeki gerçek kan damarlarındaki akış sonuçlarıyla karşılaştırılarak kalp-damar hastalıklarının önlenmesiyle ilgili çıkarımlar yapılacaktır. Çalışmada çatallanmış Y-şeklindeki karotis geometrisi üzerinde durularak, damar daralması, genişlemesi gibi durumların kan akışına etkisi, bu durumların kalp-damar hastalıklarıyla olan ilgisi incelenecektir. Bunun nedeni karotisin olarak kalp damar hastalıklarında istatistiki ağırlığıdır. Bununla birlikte karotis, insan beynine ve yüze kan gönderen ana damardır. Bu bölgede oluşan bir patolojinin sonuçları hem çok kısa sürede hissedilir hem bu sonuçlar yüz felcinden inmelere, hatta ölüme kadar birçok dramatik sonuca yol açabilir. Karotis arterde sıklıkla rastlanan ateroskleroz hastalığı tabiyatıyla hekimlerin ilgisini çekmiştir. Bunun nedenine odaklanan ve önlenmesini amaçlayan çalışmalar, tıp ve mühendislik disiplinlerinden bilim insanlarının birlikte efor harcaması gereksinimi ortaya çıkarmıştır. Zira literatür taramasında da görülebileceği üzere bu hastalığın ortaya çıkmasında kanın bu bölgedeki akış özellikleri büyük önem arz etmektedir.

2. KAVRAMSAL ÇERÇEVE

Kavramsal çerçeve içerisinde öncelikle bu çalışmanın çekirdeğini oluşturan bazı fiziksel ve olgulardan bahsedilerek okuyucu için bir bağlam sunmak amaçlanmıştır. Ardından insan kanı ve kalp-damar fizyolojisi hakkında bazı temel bilgiler verilerek söz konusu bağlam genişletilmeye çalışılmıştır. Ardından kullanılan açık kaynak kodlu programlar hakkında bilgiler vermek suretiyle çalışmada kullanılan araçlar tanıtılmıştır. Son olarak da hesaplamalı akışkanlar dinamiği üzerine yapılmış çalışmaları inceleyen literatür taraması sunulmuştur.

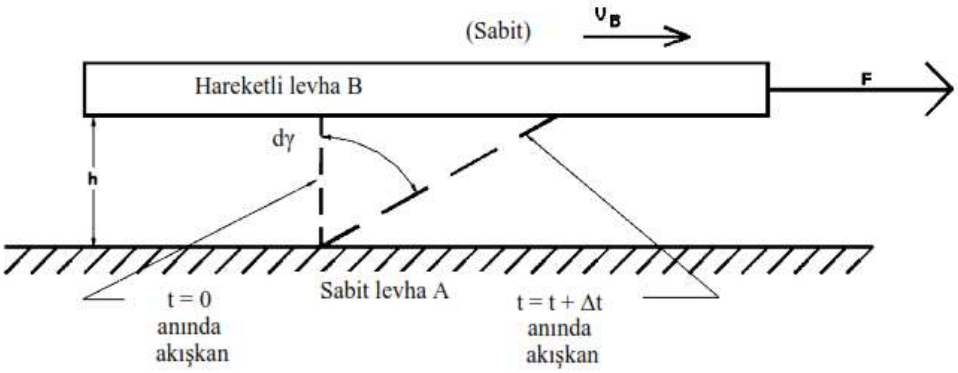
2.1. FİZİK KAVRAMLARI

2.1.1. Kayma Gerilimi

Bir akışkan, uygulanan gerilim ne kadar küçük olursa olsun kayma gerilimi altında sürekli deformasyona uğrayan yani şekli bozulan bir madde olarak tanımlanabilir. [1] Akışkan davranışlarını incelerken birkaç önemli akışkan özelliğine değinmekte fayda vardır. Bunların arasında yoğunluk, özgül ağırlık ve viskozite bulunur. [1]

Yoğunluk, bir maddenin birim hacmi başına kütlesi olarak tanımlanır ve Yunan alfabesinden ρ (rho) ile gösterilir. SI birimi kg/m3'tür. Özgül ağırlık standart referans sıcaklığındaki bir sıvının ağırlığının suyun ağırlığına oranını ifade eder. Örneğin, cıvanın 20°C'de özgül ağırlığı SHg 13.6'dır. Yoğunluk ve özgül ağırlık bir sıvının "ne kadar ağır" olduğu ile ilgili kavramlardır. Öte yandan aynı yoğunluk ve özgül ağırlığı sahip iki sıvı, aynı kuvvete maruz kaldığında oldukça farklı akış karakteristikleri gösterebilir. Bu farklılığı açıklamada bir başka kavram olan viskozite devreye girer.[1]

Viskoziteyi anlamak için öncelikli olarak kayma gerilimi kavramına açıklık getirmek gerekir. Kayma gerilimi, malzeme kesiti ile aynı düzlemde olan ve kesit alanına paralel olan kuvvet vektör bileşeninden kaynaklanan bir gerilim bileşenidir. [2] Bu kavramı akışkanlar açısından aşağıdaki şekil üzerinde irdeleyebiliriz.



Şekil 2.1 Akışkan üzerinde asılı kalan hareketli levha ve sabit levha. [1]

Burada A ve B sonsuz genişlik ve uzunlukta olduğu varsayılan iki katı levhadır. Altta bulunan levha olan A, sabittir. Üstte bulunan B, bir akışkan üzerinde asılı duran hareketli bir levhadır. İki levha arasındaki mesafe h ile gösterilir. A üzerine sabit F kuvveti uygulandığında B levhası, A levhasına göre VB hızı ile sürekli hareket etmektedir. Bu davranış, yukarıda bahsedilen ve kuvvet altında deformasyona uğrayan akışkan tanımı ile tutarlılık gösterir. [1]

Kısa bir süre (dt) sonra başlangıçta dik olan akışkan kesiti yeni bir konuma geçecektir. Bu konum şekil üzerinde kesikli çizgi ile gösterilir. Akışkanda, t = 0 ve t = t + dt anlarındaki doğrular arasında bulunan açı deformasyon olarak adlandırılır. Deformasyon Yunan harfi γ ile gösterilir. Kayma geriliminin zamana göre türevi yani dγ deformasyon hızı olarak adlandırılır. Kayma geriliminin teğeti şu şekilde de ifade edilebilir:[1]

$$\tan(d\gamma) = \frac{V_B dt}{h} \tag{1.1}$$

Bu yüzden deformasyon hızı bu şekilde de gösterilebilir:

$$\frac{d\gamma}{dt} = \frac{V_B}{h} \tag{1.2}$$

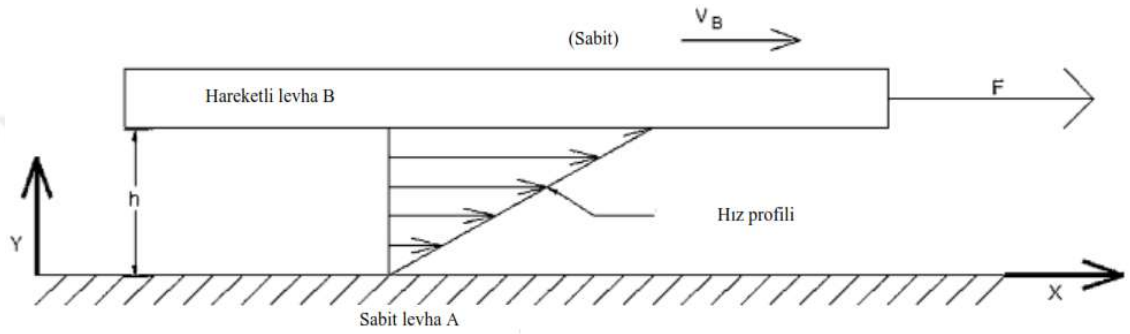
Deformasyon hızı, $\dot{\gamma}$ sembolü ile gösterilir ve birimi 1/s'dir.

Akışkanın A noktasında dokunduğu noktalarda hızı sıfırdır. Öte yandan B levhasına dokunan noktalar, levha ile aynı hızdadır yani VB hızına sahiptirler. Bu durumda akışkan elementleri/molekülleri levhaya yapışıktır ve yüzey üzerinde kaymazlar. Bu duruma kaymazlık koşulu adı verilir. Sıvılar ve gazlar da dâhil olmak üzere bütün akışkanlar bu koşulu sağlar. [1]

Levhalar arasında herhangi bir noktanın, A levhasına göre konumu y olsun. Levhalar arasında kalan akışkanın hızı V, A levhasına göre olan mesafenin fonksiyonu olarak gösterilebilir.

$$V = V(y) \tag{1.3}$$

Levhalar arasındaki akışkan herhangi bir noktanın hızı, V = 0 ve V = V_B arasında değişkenlik gösterir. [1]



Şekil 2.2 İki paralel levha arasındaki akışkanın hız profili.[1]

Lineer şekilde değişen hız profili, hız gradyanının V_B/h şeklinde de ifade edilmesini mümkün kılar. Buradan hareketle,

$$\frac{dy}{dt} = \frac{V_B}{h} = Hız\ gradyanı \tag{1.4}$$

Yani bir akışkanın deformasyon hızı, hız gradyanına eşittir. [1]

Hareketli levha F kuvveti ve VB hızı ile hareket ederken, B levhasına dokunan noktalarda kayma gerilmesi akışkanı kuvvet yönünde ilerlemesini sağlarken akışkanın sabit levhaya dokunan yüzeyindeki kayma gerilimi bu harekete direnecektir. [1]

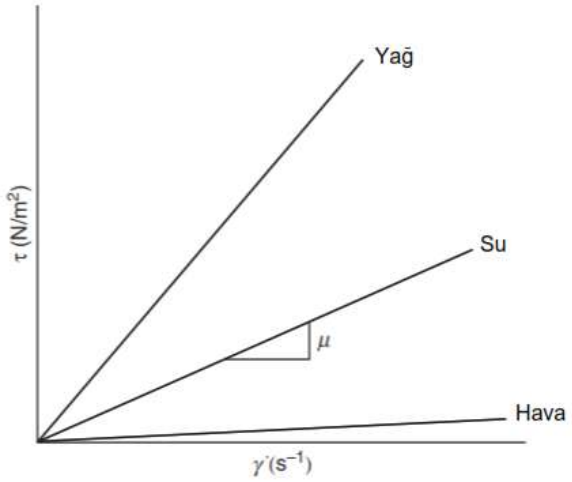
Bir akışkanın kayma gerilimi deformasyon hızı ile doğru orantılıdır ve bu durum deneysel olarak kanıtlanmıştır. B levhasına yüksek bir kuvvet uygulandığında; görece daha yüksek bir hız, daha yüksek bir deformasyon hızı ve daha yüksek bir kayma gerilmesi ortaya çıkacaktır. Bunu 1687 yılında ifade eden Isaac Newton'dan ötürü, bu ilişkinin doğru orantılı olarak gözlemlendiği akışkanlara Newton tipi akışkanlar adı verilir. [3] Bir Newton tipi akışkanda kayma gerilmesi yani τ (to) şu şekilde ifade edilir:

$$\tau = \mu\dot{\gamma} \tag{1.5}$$

Burada τ kayma gerilmesi ve $\dot{\gamma}$ deformasyon hızı iken aralarındaki bağıntı, Yunan harfi μ(mu) yani viskozite ile belirtilir.

2.1.2. Viskozite

Akışkanların malzeme özelliklerini görselleştirmede kullanılan en yaygın yöntem, kayma geriliminin deformasyon hızına göre grafiğidir. [1]

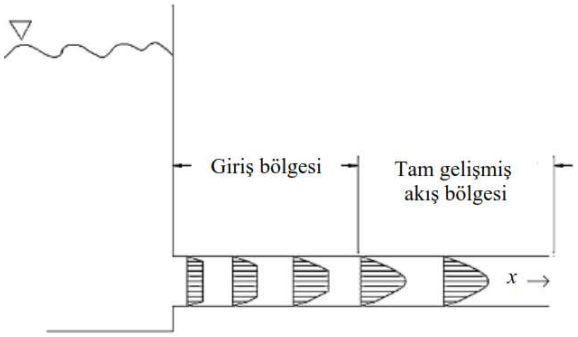


Şekil 2.3 Çeşitli Newton tipi akışkanlara ait kayma gerilimi-deformasyon hızı grafiği.[1]

Daha önce bahsedildiği gibi Newton tipi akışkanlarda μ doğrusaldır. Bu yüzden grafikteki eğim ile ifade edilebilen viskozite sabittir. Öte yandan her akışkan, Newton tipi değildir. Bazı akışkanların deformasyon hızı artarken viskozitesi azalır. Düşük deformasyon hızlarında kan, böylesi bir karakter gösterir. Öte yandan deformasyon hızı 100 s^{-1} değerinin üstüne çıktığında kan, Newton tipi akışkan davranışı gösterir. [1]

2.1.3. Boru İçinde Akış

Bir akışkanın boru içindeki akış özellikleri birçok fizikçinin dikkatini çekmiştir. Aşağıdaki şekilde görüleceği üzere boru kesitindeki akışkan hızı boru boyunca çeşitli bölgelerde değişkenlik göstermektedir. Giriş bölgesinde göre daha düz olan hız profili, boru boyunca x doğrultusunda ilerledikçe parabolik bir hal alır. Hız profili, x boyunca sabit bir duruma geldiğinde bu bölgeye tam gelişmiş akış bölgesi adı verilir.



Şekil 2.4 Boru içinde akış ve hız profili.[1]

Boru içindeki akışın önemli yönlerinden birisi de akışın tabiatıdır. Akışkan boru içerisinde düzgün ve organize bir biçimde ilerliyorsa buna laminer akış adı verilir. Hız arttıkça akışkan gelişi güzel üç boyutlu hareket özellikleri göstermeye başlar. Bu hali gösteren akışa türbülanslı akış adı verilir. [1]

2.1.4. Reynolds Sayısı

19. Yüzyılın son yarısında yaşamış Britanyalı mühendis Osborne Reynolds, yayınladığı makale ile bir parametre önermiştir. Bu parametreye Reynolds sayısı adı verilir ve şu şekilde ifade edilir:

$$Re = \frac{\rho V D}{\mu} \tag{1.6}$$

Öyle ki;

ρ = akışkan yoğunluğu (kg/m^3)

V = akışkan hızı (m/s)

D = boru çapı (m)

μ = akışkan viskozitesini (Ns/m^2)

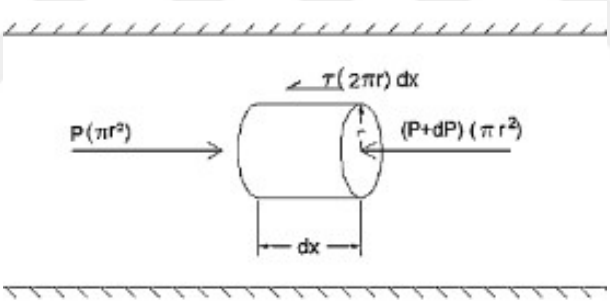
ifade eder. Aksi belirtilmedikçe V, boru kesiti boyunca hız ortalaması olarak dikkate alınacaktır.

İnsan bedeninde kan akışının çoğunluğu 300 veya daha düşük bir reynolds sayısı ile laminar karakteristik gösterir.

Bir akışkanın boru içerisindeki hareketi dikkate alındığında hızın yanı sıra basınç kavramı da önem arz eder. Basınç gradyanı, basıncın boru boyunca türevidir. Bunu matematiksel olarak dP/dx olarak ifade edebiliriz. Burada P, boru içinde herhangi bir noktanın basıncını, x ise akış yönünde alınan mesafeyi ifade eder. Yukarıdaki şekilden hatırlanacağı üzere tam gelişmiş akış bölgesinde basınç gradyanı (dP/dx) sabittir. Diğer yandan giriş bölgesinde basınç gradyanı değişim gösterecektir.

2.1.5. Poiseuille Kanunu

1838 yılında Fransız fizikçi ve fizyolog Jean-Léonard Marie Poiseuille, Heinrich Ludwig Hagen'in deneysel yardımı ile Hagen-Poiseulle yasasını öne sürmüştür. Kendisi, kanın damarlar içinde akışını incelerken boru çapı ile akış hızı arasında bir bağıntı olduğunu gözlemlemiştir. [1] Bu yasa, laminer akış halinde, sıkıştırılamaz ve viskoz bir Newton tipi akışkanın, sabit kesitli silindirik bir boru içindeki akışını tarif eder. Bu yasaya göre akışkanı Şekil 1.3'de gösterildiği gibi tam gelişmiş akış bölgesinde bir silindir olarak ele alalım.



Şekil 2.5 Boru içindeki akışkanın oluşturduğu silindir. [1]

Ardından iki temel varsayımda bulunmak gerekir. Bunlardan birincisi akışın zamana göre sabit olduğudur.

$$\frac{dQ}{dt} = 0 \tag{1.8}$$

İkinci varsayımda akışkanı taşıyan boru sabit bir düşey kesite sahiptir. Akışkan tam gelişmiş akış bölgesinde olduğu için basınç gradyanı *dP/dt* sabittir.

Üçüncü varsayım akışkanın Newton tipi olmasıdır. Newton tipi alışkanlarda kayma gerilimi τ sabittir. Başka bir deyişle viskozite, deformasyon hızı $\dot{\gamma}$'den bağımsızdır. Bu noktada *x,* akıntı boyunca borudaki mesafeyi ifade etsin (pozitif). Akış zamanla değişmezse *x* yönündeki kuvvetlerin toplamı sıfır olacaktır.

Bu durumda:

$$P(\pi r^2) - (P + dP)(\pi r^2) - \tau 2\pi r dx = 0 \quad (1.9)$$

Yukarıdaki denklemi sadeleştirerek şu denkleme ulaşabiliriz.

$$-dP(\pi r^2) = 2\pi r \gamma \tau dx \quad (1.10)$$

$$\tau = (-r/2)(\frac{dP}{dx}) \quad (1.11)$$

$$\tau_{duvar} = (-\frac{R_{boru}}{2})(\frac{dP}{dx}) \quad (1.12)$$

Viskosite denkleminden hatırlanacağı üzere:

$$\tau = -\mu dV/dr \quad (1.13)$$

Artık (1.4) ve (1.5) numaralı denklemler çözüldüğünde elde edilen bağıntı ile deformasyon hızının basınç gradyanı ile ilişkisi şu şekilde ifade edilebilir:

$$-\left(\frac{r}{2}\right)\left(\frac{dP}{dx}\right) = -\mu dV/dr \quad (1.14)$$

Ardından; hız *V* ve çap *r* değişkenleri ayrıldığında bu denklem bir diferansiyel denklem halini alır.

$$dV = \left(\frac{1}{2\mu}\right)\left(\frac{dP}{dx}\right) r dr \quad (1.15)$$

Bu diferansiyel denklem çözüldüğünde elde edilen sonuç şudur:

$$V = \left(\frac{1}{2\mu}\right)\left(\frac{dP}{dx}\right)(r^2/2) + C_1 \quad (1.16)$$

Bu da bize boru içindeki her noktanın çapa (*r*) göre hızını (*V*) verecektir. Bu noktada dördüncü bir varsayım olan kaymazlık halini dikkate alırsak, çepere değen noktalarda *V* sıfır olacaktır. Yani $r = R_{boru} = R$ olarak alırsak ve *V=0* iken (1.16) denklemi çözüldüğünde:

$$C_1 = -\left(\frac{1}{2\mu}\right)\left(\frac{dP}{dx}\right)(R^2/2) \quad (1.17)$$

Ardından (1.16) numaralı denklemi şu şekilde ifade etmek mümkündür.

$$V = (\frac{1}{4\pi})(\frac{dP}{dx})[r^2 - R^2] \quad (1.18)$$

Son olarak akışın laminer olduğu ve d*P*/d*x*'in negatif bir değer alması gerektiği dikkate alındığında basınç düştükçe pozitif bir hız değeri oluşacaktır. Bu durum *x* yönünde akış hızının pozitif olması durumu ile tutarlıdır. Boru içinde en yüksek hız borunun merkezinde olacağından ötürü (1.17) numaralı denklemde *r= 0* alındığında maksimum hız şu şekilde elde edilir: [1]

$$V_{maks} = (\frac{1}{4\mu})(\frac{dP}{dx})[-R^2] \tag{1.19}$$

Bu hız denklemini daha basitleştirilmiş haliyle şöyle göstermek mümkündür:

$$V = V_{maks}\left[1 - \frac{r^2}{R^2}\right] \tag{1.20}$$

2.1.6. Bernouilli Denklemi

Bazı akışlar için viskoziteyi dikkate almadan akış boyunca basınç değişimlerine odaklanmak mümkündür. Bir akış boyunca sıkıştırılamaz bir akışkan için basınç ve hız arasındaki ilişkiyi incelemek amacıyla Bernouilli denklemi kullanılabilir. Bu denklem birbiriyle buluşan veya çatallanan borulardaki akış halini incelemek için oldukça faydalıdır. [1] İsmini İsviçreli fizyolog, matematikçi ve fizikçi Bernoulli'den alan denklem şöyle ifade edilir:

$$P_1 + \frac{(\rho V_1^2)}{2} + \rho g z_1 = P_2 + \frac{(\rho V_2^2)}{2} + \rho g z_2 \tag{1.21}$$

Burada P_1 ve P_2 1 ve 2 noktalarındaki basıncı, V_1 ve V_2 bu noktalardaki hızı, z_1 ve z_2 yine bu noktaların yüksekliğini ifade eder. Bu denklem sürtünme kaynaklı kayıpları dikkate almadığından, Poiseuille kanununda belirtilen sabit kesitli uzun borularda uygulanması uygun değildir. [1]

2.1.7. Hareket Denklemleri

Hareket denklemleri hesaplamalı akışkanlar dinamiği çalışmalarının çekirdeğinde yer alır. Bu çalışmada söz konusu denklemler, simülasyonlar esnasında arka planda çözülmektedir ve aşağıda görülebilirler. Sıkıştırılamaz süreklilik denklemi şu şekilde ifade edilir: [3]

$$\vec{\nabla} \cdot \vec{V} = 0 \tag{1.22}$$

Sıkıştırılamaz Navier-Stokes denklemi ise şu şekilde ifade edilebilir: [3]

$$\rho \frac{D\vec{V}}{Dt} = -\vec{\nabla}P + \rho\vec{g} + \mu\nabla^2\vec{V} \tag{1.23}$$

Bu denklem kartezyen koordinatlarda (*x,y,z*) ve (*u,v,w*) cinsinden açılabilir.

$$\frac{\partial u}{\partial x}+\frac{\partial v}{\partial y}+\frac{\partial w}{\partial z}=0 \tag{1.24}$$

Denklemin *x* bileşeni:

$$\rho\left(\frac{\partial u}{\partial t}+u\frac{\partial u}{\partial x}+v\frac{\partial u}{\partial y}+w\frac{\partial u}{\partial z}\right)=-\frac{\partial P}{\partial x}+\rho g_x+\mu\left(\frac{\partial^2 u}{\partial x^2}+\frac{\partial^2 u}{\partial y^2}+\frac{\partial^2 u}{\partial z^2}\right) \tag{1.25}$$

Denklemin *y* bileşeni:

$$\rho\left(\frac{\partial v}{\partial t}+u\frac{\partial v}{\partial x}+v\frac{\partial v}{\partial y}+w\frac{\partial v}{\partial z}\right)=-\frac{\partial P}{\partial y}+\rho g_y+\mu\left(\frac{\partial^2 v}{\partial x^2}+\frac{\partial^2 v}{\partial y^2}+\frac{\partial^2 v}{\partial z^2}\right) \tag{1.26}$$

Denklemin *z* bileşeni:

$$\rho\left(\frac{\partial w}{\partial t}+u\frac{\partial w}{\partial x}+v\frac{\partial w}{\partial y}+w\frac{\partial w}{\partial z}\right)=-\frac{\partial P}{\partial z}+\rho g_z+\mu\left(\frac{\partial^2 w}{\partial x^2}+\frac{\partial^2 w}{\partial y^2}+\frac{\partial^2 w}{\partial z^2}\right) \tag{1.26}$$

2.2. SAYISAL AYRIKLAŞTIRMA YÖNTEMLERİ

Sayısal ayrıklaştırma yöntemleri, sürekli bir fonksiyonu (örneğin hesaplamalı akışkanlar dinamiğinde bir diferansiyel denklemler sisteminin gerçek çözümünü), çözüm değerlerinin uzay ve zamandaki her noktada tanımlandığı ayrık başka bir fonksiyona bölmede kullanılır. Böylece analitik yöntemlerle çözümü zor olan geometriler ve/veya problemler ile karşılaşıldığında, sayısal yöntemler kullanarak gerçek çözüme yakınsayan bir çözüme ulaşmak mümkün olur.[4] Bu çalışmanın ele aldığı akış problemlerinde yapılan hesaplamalar ağırlıklı olarak bu tür sayısal ayrıklaştırma yöntemlerine dayanmaktadır. Akış çözümlerinde kullanılan belli başlı sayısal ayrıklaştırma yöntemleri şöyle özetlenebilir:

2.2.1. Sonlu Farklar Yöntemi

Sonlu fark yöntemleri, diferansiyel denklemleri sonlu farklara sahip türevlere yakınsatarak çözmeyi amaçlar. İlk ele alınan kısmi diferansiyel denklem daha sonra bir dizi cebirsel denkleme dönüştürülür. Bu eş zamanlı denklemlerin çözümü başlangıçtaki sınır değer problemine dair yaklaşık bir çözüm ortaya koyar. [5]

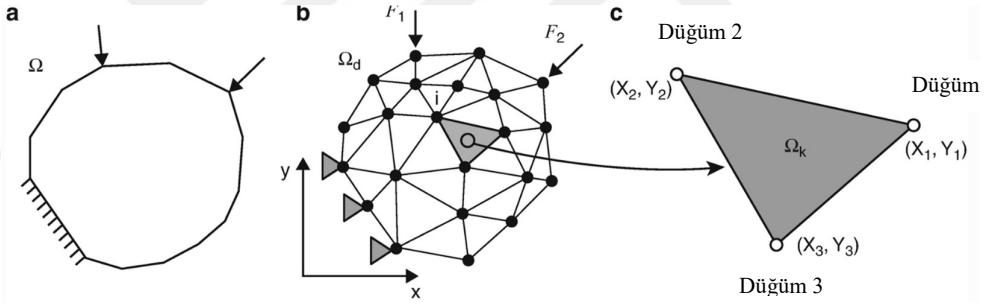
2.2.2. Sonlu Hacimler Yöntemi

Sonlu hacim yöntemi, kısmi diferansiyel denklemleri cebirsel denklemler biçiminde temsil etmeye ve değerlendirmeye yönelik bir yöntemdir. Sonlu hacim yönteminde, bir ıraksama terimi içeren kısmi diferansiyel denklemdeki hacim integralleri, Gauss Teoremi kullanılarak yüzey integrallerine dönüştürülür. Bu terimler daha sonra her sonlu hacmin yüzeyindeki akışlar

olarak değerlendirilir. Belirli bir hacme giren akış, bitişik hacimden çıkan akış ile aynı olduğundan, bu yöntemler korunumludur. Sonlu hacim yönteminin bir diğer avantajı, düzensiz/gelişigüzel örgülere izin verecek şekilde kolayca formüle edilebilmesidir. "Sonlu hacim", bir ağ üzerindeki her düğüm noktasını çevreleyen küçük hacmi ifade eder. [6] Yöntem birçok hesaplamalı akışkanlar dinamiği uygulamasında kullanılmaktadır.

2.2.3. Sonlu Elemanlar Yöntemi

Sonlu eleman yöntemi de yukarıda bahsedilen ayrıklaştırma yöntemleri gibi sürekli fonksiyonları daha kolay hesaplanabilir parçalara bölerek inceler. Bu yöntemde problemin alanı sonlu sayıda nokta ve alt alana bölünür. Problem veya fonksiyona ait değerler bir nokta olarak belirtilir ve bunlara düğüm (node) adı verilir. Birbirleri içine geçmeyen alt alanlar düğümler aracılığı ile birbirlerine bağlanır ve bütün problemin/fonksiyonun yaklaşık bir yerel temsilini teşkil ederler. Ayrıklaştırılmış elemanlar ve düğümlerin bütününe örgü (mesh) adı verilir.[7]



Şekil 2.6 Sonlu eleman için 2B alan (domain) örneği. [7]

2.2.4. Spektral Yöntemler

Spektral yöntemler, sonlu eleman yöntemlerine benzerler. Öte yandan bu yöntemlerde sonlu eleman yöntemlerine göre alan (domain), yerel değildir ve hesaplama bir alt alanın komşularına göre yapılmaz. Spektral yöntemler katlanarak yakınsar bu yüzden yerel yöntemlere göre daha isabetli sonuçlar verirler. Hesaplamada alanın tamamı dikkate alındığı için yerel değil global bir yöntem olarak sınıflandırılabilir. Global yöntemler, çözümün zaman ve uzaya göre kayda değer değişiklikler gösterdiği problemlerde tercih edilebilir. [8]

2.2.5. Örgüsüz Yöntemler

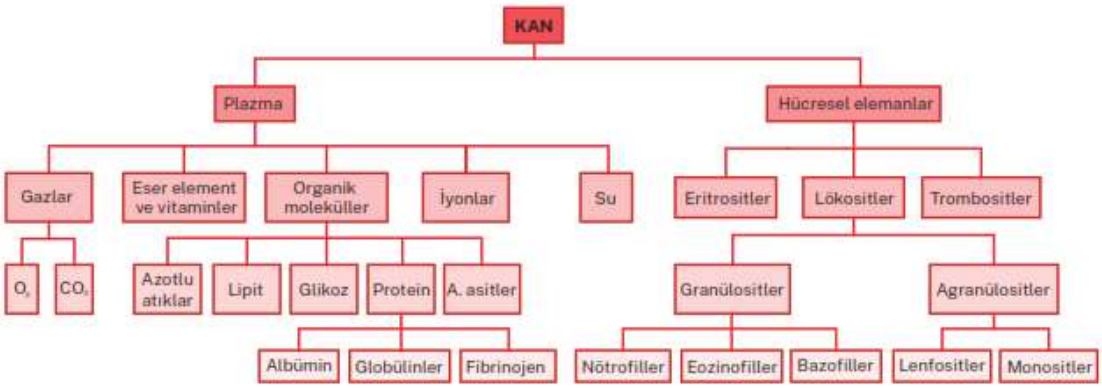
Örgüsüz yöntemlerde, düğüm ve örgü kavramlarının yerine bir alanı temsil eden bir bulut içerisindeki noktalar söz konusudur. Bu noktalar Lagrange simülasyonlarında hareket halinde de bulunabilir. [9] Bu yöntemin çıkış noktası bazı astrofizik problemlerine çözüm getirme ihtiyacıdır ve kayda değer ölçüde hesaplama gücüne gereksinim duyulur.

2.3. KAN VE DOLAŞIM SİSTEMİ FİZYOLOJİSİ

Bir önceki bölümde akışkanlar mekaniği bağlamında dikkate alınması gereken belli başlı kavramlar ile birlikte sayısal ayrıklaştırma yöntemlerinde değindik. Bu bölümde kanın ve içindeki yapıların fizyolojik özellikleri hakkında bilgi vereceğiz.

2.3.1. Kan Fizyolojisi

Kan, ara maddesi sıvı olan bir dokudur. Cinsiyet, yaş ve vücut tipine göre değişiklik göstermekle birlikte kan, insan vücut ağırlığının %8'ini oluşturur. Kan sıvı kısmı olan plazma ve bu plazma içinde süspansiyon halinde dağılmış kan hücrelerinden (eritrositler, lökositler, trombositler) oluşmaktadır. Kanın %40-45'ini oluşturan bu hücreler kendilerine özgü bir şekile sahiptir. Eristrositler öncelikli olarak O2 ve CO2 taşımak için özelleşmiştir. Lökositler bağışıklık tepkileri ile ilgili iken trombositler kanın pıhtılaşmasından sorumludur. İçinde çözünmüş O2 miktarına göre açık (arteriyel) veya koyu kırmızı (venöz) renge sahiptir. Erkek bireylerde 5-6 litre, kadın bireylerde 4-5 litre bulunur. [10] Kan sudan daha kalın ve bir nebze daha yoğun (ρ_{kan}=1060 kg/m3) bir sıvıdır. [10] Aşağıdaki şekilde kan içeriğinde bulunan belli başlı elemanlar görülebilir;



Şekil 2.7 İnsan kanı içeriği. [10]

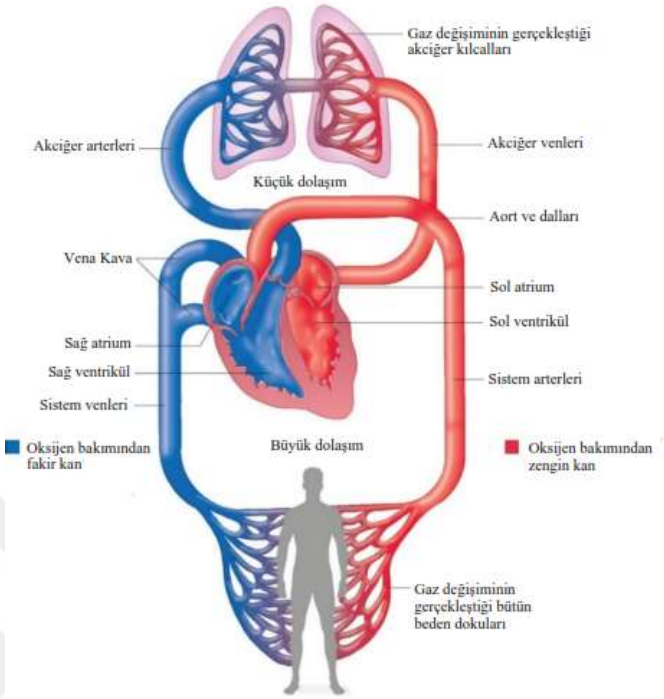
Pıhtılaşması önlenmiş kanın sıvı kısmına *plazma* adı verilir. Açık sarı renkli hafif bulanık bir sıvıdır. Plazmada yaklaşık 1400 farklı protein bulunabilmektedir. Bunların bazıları sadece bazı hastalıklar ortaya çıktığında gözlemlenir. Aşağıdaki şekilde plazmada rastlanan belli başlı maddeler ve miktar açısından bu maddelere ait referans aralıkları görülebilir. [10]

Madde	Referans aralığı
Organik maddeler	
Proteinler	
Total protein	6-8 g/dL
Albümin	3,5-5,5 g/dL (%55-60)
Globülinler	2,5-3,5 g/dL (%38)
Fibrinojen	100-700 mg/dL (%2-7)
Serbest amino asitler	35-65 mg/dL
Karbonhidratlar	
Glikoz	60-110 mg/dL
Lipitler	
Total lipit	615-620 mg/dL
Total kolesterol	110-200 mg/dL
Fosfolipitler	150-250 mg/dL
Trigliseritler	35-160 mg/dL
Metabolik Ürünler	
Üre	20-40 mg/dL
Ürik asit	2-6 mg/dL
Kreatinin	0,6-1,2 mg/dL
Total bilirübin	0,01-1,2 mg/dL
İnorganik maddeler	
Sodyum (Na^+)	135-145 mEq/L
Potasyum (K^+)	3,5-5 mEq/L
Klor (Cl^-)	95-110 mEq/L
Bikarbonat (HCO^-_3)	22-26 mEq/L
Kalsiyum (Ca^{++})	4-5 mEq/L
Magnezyum (Mg^{++})	1,5-2 mEq/L
Sülfat (SO^{--}_4)	0,9-1,1 mEq/L
Laktat	0,67-1,8 mEq/L
Fosfatlar (HPO^{--}_4/ $H_2PO^-_4$)	3,0-4,5 mg/dL

Şekil 2.8 Plazma içeriği. [10]

2.3.2. Dolaşım Sistemi Fizyolojisi

Dolaşım, vücut dokularına gerekli gazların, besin maddelerinin, hormonların dağıtılmasını ve dokularda meydana çıkan metabolik atıkların tahliyesinin kan yoluyla gerçekleştiği taşıma sistemi olarak tanımlanabilir.[10] Dolaşım sisteminin merkezinde kalp yer alır ve pompa işlevi görür. Bir kalp atımından bir sonraki kalp atımına kadar geçen dönemde kalpte meydana gelen elektriksel ve mekanik olaylar serisine kalp döngüsü adı verilir. Kalp döngüsü sırasında ventrikül (karıncık), miyokard (kalp kası) hücrelerinin tekrarlayıcı ve senkronize biçimde kasılıp gevşemeleri, kanın sistemik ve pulmoner (akciğer) dolaşıma pompalanması için gerekli gücü sağlar. Bu esnada kanın doku duvarlarında oluşturduğu türbülansın akustik yansıması göğüs boşluğundan dinlenebilir. Kalp döngüsü, kan akışının pulsatif bir karakter göstermesine sebep olur. [10]



Şekil 2.9 İnsan dolaşım sisteminin basitleştirilmiş şeması. [10]

Kan, vücut içerisinde dolaşırken üç farklı tipte damar içinde yol alır. Arterler (atardamarlar), kılcal damarlar ve venler (toplardamarlar). Her kan damarı üç çeşit dokudan oluşur. Bunlar içten dışa *Tunica Intima, Tunica Media* ve *Tunica External*'dir. [10]

Kalbin sol ventrikülünden (karıncık) ayrılan "aort", arter olarak sınıflandırılır. Aort anatomik olarak kendine özgü isimlerle tanımlanan çok sayıda büyük ve küçük arterlere dallanır. Küçük arterler, sonrasında dallanarak çapları daha küçük olan arteryoller olarak sistemde yer bulurlar. Damar sisteminin buraya kadar olan kısmı, madde alışverişinin gerçekleşmediği esas olarak taşımayla görevli yapılardan oluşmaktadır. Madde alışverişinin gerçekleştiği ve kanın dokular arası (*intersistiyel*) sıvı ile dengelendiği damar yapıları hiyerarşik olarak arteryollerden sonra dallanan kılcal damarlardır. Tüm dokularda kapiler damarlar ile yapılan alışveriş sonrasında kan, kanı dokulardan kalbe ulaştıran venler ile taşınmaya devam eder. Kapilerler sonrası ilk venöz yapılar venüller iken, birleşen venüller önce küçük venleri ardından büyük venleri oluştururlar. [4] Dolaşım sisteminin farklı hiyerarşik seviyesinde bulunan vasküler yapılar sahip oldukları duvar yapıları ve ortalama çapları bakımından farklılık gösterirler. Farklı seviyelerdeki yapıların çapları ve ilgili özellikleri aşağıdaki tabloda özetlenmiştir. [10]

	Aorta	Arter	Arteriyol	Kapiller	Venül	Ven	Vena kava
Lümen çapı	2,5 cm	0,4 cm	30 µm	5 µm	20 µm	0,5 cm	3 cm
Duvar kalınlığı	2 mm	1 mm	20 µm	1 µm	2 µm	0,5 mm	1,5 mm
Yaklaşık duvar kesit alanı (cm^2)	4,5	20	400	4500	4000	40	18

Şekil 2.10 İnsanda çeşitli tiplerdeki damarlar ve çap özellikleri [10]

2.4. AÇIK KAYNAK KODLU PROGRAMLAR

Bu çalışmada aşağıdaki açık kaynak kodlu bilgisayar programlarından faydalanılmıştır.

- SALOME
- Gmsh
- OpenFOAM
- ParaView

Bu noktadan sonra bu yazılımlar hakkında bilgi verilecektir. Bununla birlikte OpenFOAM özelliklerinden daha fazla faydalanıldığı ve daha sık kullanıldığı için bu yazılımdan daha ayrıntılı bahsedilecektir.

2.4.1. Salome

Salomé açık kaynaklı, çok platformlu bir bilimsel hesaplama yazılımıdır. Bu yazılım 2000'li yılların başında 9 taraflı bir ortaklık tarafından, iki endüstriyel ihtiyaca yanıt amacı ile geliştirilmeye başlanmıştır. [11]

- Çoklu fizik problemleri için bir çözüm getirmek.
- Özgün hesaplama çözümlerinin entegrasyonunu kolaylaştırmak.

İsmi, Fransızca "Simulation numérique par Architecture Logicielle en Open source et à Méthodologie d'Évolution" kavramlarından bazılarının baş harflerinden gelir. (Bkz. Türkçe: Yazılım mimarisi evrimsel yöntem takip eden ve açık kaynaklı sayısal simülasyon) [11] Salomé son haliyle problem çözümünde ihtiyaç duyulan aşamaların bir araya getirilebildiği bir platform haline evrilmiştir. Örneğin bünyesinde bir fizik çözücüsü bulunmaz ancak bunun için bir hesaplama ortamı sunar. Ayrıca farklı mühendislik disiplinlerinde çalışmalar yapmak için de bir temel teşkil eder (Örn. Salome_Meca, SALOME-HYDRO) [12]

Grafik ara yüzü sayesinde yeni kullanıcılar için kolaylık sağlar. Python API tabanlı bu grafik arayüz hem birçok işleve ulaşımı sağlar hem de özgün ihtiyaçlara (örn. inşaat mühendisliği uygulamaları) yanıt verilebilmesi amacıyla esneklik sunar. [12]

2.4.2. Gmsh

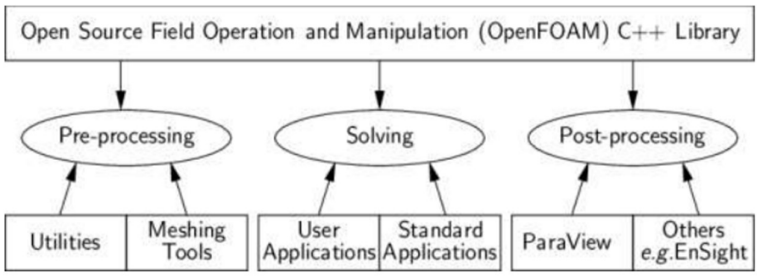
Gmsh, bünyesinde bir CAD motoru yanı sıra işleme sonrası işlevi de barındıran örgü oluşturma yazılımıdır. Açık kaynaklıdır ve üç boyutlu örgüleri sonlu elemanlar yöntemi ile üretir. Tasarımında hızlı, hafif ve kullanıcı dostu bir örgü oluşturma aracı ortaya koymanın yanı sıra parametre edilebilen girdiler ve esnek görselleştirme becerileri sunmak amaçlanmıştır. Gmsh; Geometri, Örgü, Çözücü ve İşleme Sonrası olmak üzere dört modül çevresinde inşa edilmiştir. Bu modüller grafik arayüzden idare edilebildiği gibi Gmsh'in kendi komutlarını kullanarak yönetilebilirler. [13]

2.4.3. OpenFOAM

OpenFOAM, özel sayısal çözücüler içeren ve en belirgin olarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği problemlerini çözmek amacıyla işleme öncesi/sonrası araçlar oluşturmaya yönelik bir C++ kütüphanesidir. [14] Kullanıcılar için bazı avantajlar sunduğu gibi beraberinde bazı zorluklar da getirir. Örneğin kısmi diferansiyel denklemlerde görece daha kolay söz dizim (sentaks) olanakları sunar. Yüksek sayıda kullanıma hazır model ve uygulamayı bünyesinde barındırır. Diğer yandan bütünleşik bir kullanıcı ara yüzünden yoksundur. Bu yüzden yeni uygulamalar yaratmak uzun zaman alabilir. [15]

2.4.3.1. OpenFoam Yapısı

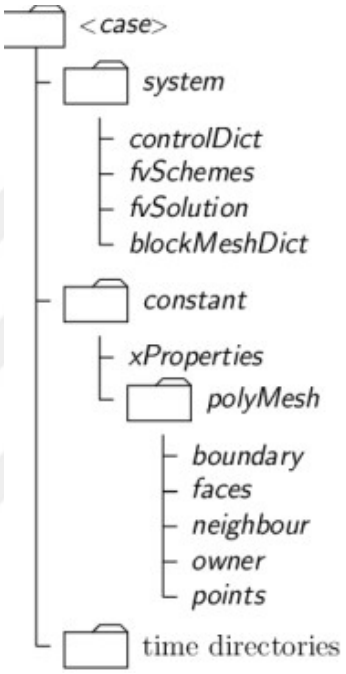
OpenFOAM, işleme öncesi (tasarım ve örgü) ve işleme sonrası (görüntüleme) ortamlar ihtiva eder. İşleme öncesi ve sonrası arayüzün kendisi, OpenFOAM yardımcı programlarıdır ve böylece tüm ortamlarda tutarlı veri işleme sağlar. OpenFOAM'ın genel yapısı aşağıdaki şekilde gösterilmiştir. [14]



Şekil 2.11 OpenFOAM yapısı. [14]

2.4.3.2. Vaka Dosya Düzeni

Kullanıcılar dosya yapısını, kendi oluşturdukları vaka ismini baz alarak oluşturur. Örneğin oyuk içinde akışı incelerken kullanıcı basitçe (Oyuk/Cavity) ismi ile içinde hem dosyalar hem de alt dosyaları ihtiva eden bir dizin oluşturur. Aşağıdaki şekil, bir uygulamayı çalıştırmak için gereken minimum dosya kümesini sağlayan ve belirlenmiş bir OpenFOAM vakası için temel dizin yapısını göstermektedir. [14]



Şekil 2.12 OpenFOAM temel dizin yapısı. [14]

Burada çözüm prosedürüyle ilgili parametreleri seçmek için bir sistem dizini bulunur. Dizin aşağıdaki dosyalardan en az üçünü içermelidir: controlDict çalıştırma için başlangıç/bitiş zamanını, zaman adımını ve veri çıkış parametrelerini belirtir. Alt dizin olarak fvSchemes, çalışma zamanında çözümde kullanılan ayrıklaştırma şemalarını içerir ve fvSolution, çalıştırma için denklem çözücüleri, toleransları ve diğer algoritma kontrollerini belirtir. [14]

Bir Sabit/Constant dizini, polyMesh alt dizinindeki vaka ağının kapsamlı bir açıklamasını ve ilgili uygulama için transportProperties gibi fiziksel özellikler sağlayan dosyaları içerir. [14]

Zaman dizinleri, belirli alanlar için farklı veri dosyalarını ihtiva eder. Veriler kullanıcının sorunu tanımlamak için belirtmesi gereken başlangıç değerleri ve sınır koşulları veya OpenFOAM tarafından dosyaya yazılan sonuçlar olabilir. [14]

OpenFOAM'un diziler (strings), skalerler (scalars), vektörler (vectors), tensörler (tensors), listeler (lists) ve alanlar (fields) gibi bir dizi veri yapısını okuması gerekir. [23]

2.4.3.3. Uygulamaların Çalıştırılması

Uygulamalar iki kategoriye ayrılır: birinci kategoride her biri süreklilik mekaniğinde belirli bir sorunu çözmek için tasarlanmış çözücüler bulunur. İkincisinde, veri işleme görevlerini gerçekleştirmek için tasarlanmış yardımcı programlar vardır. Yeni ve özelleşmiş çözücüler ve yardımcı programlar, ilgili temel yöntem, fizik ve programlama teknikleri hakkında bazı ön koşul bilgilerine sahip kullanıcıları tarafından oluşturulabilir. Daha önce de belirtildiği üzere OpenFOAM, öncelikle uygulamalar olarak bilinen yürütülebilir dosyalar oluşturmak için kullanılan bir C++ kütüphanesidir. OpenFOAM, çok sayıda önceden derlenmiş uygulama ile kullanıma sunulmuştur. Bununla birlikte kullanıcılar ayrıca kendi uygulamalarını oluşturma veya mevcut uygulamaları değiştirme özgürlüğüne sahiptir. OpenFOAM, çözücülerin ve yardımcı programların derlenmesi sırasında dinamik olarak bağlanan bir dizi önceden derlenmiş kitaplığa bölünmüştür. Örneğin fiziksel modeller için kütüphaneler (bkz. library), kullanıcıların bunlara kendi modellerini kolayca ekleyebilmelerine olanak sağlar şekilde kaynak kodu olarak sunulur. [14]

2.4.3.4. Örgü Üretimi ve Çevrilmesi

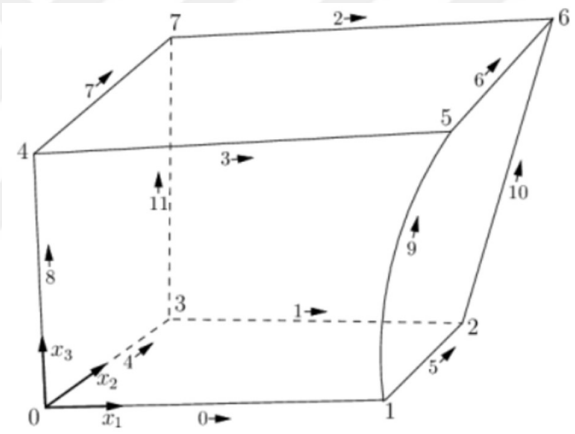
Örgü, sayısal çözümün temel bir bileşenidir ve çözümün geçerli ve doğru olması için belirli kriterleri karşılaması gerekir. OpenFOAM, örgünün her çalıştırma/yürütme sırasında oldukça katı bir dizi geçerlilik kriterini karşıladığını kontrol eder ve kriterler karşılanmazsa durur. Varsayılan olarak OpenFOAM, üç boyutta rastgele çokgen yüzlerle çevrelenmiş hücrelerden oluşan bir örgü oluşturur. Yani hücreler, kenar sayısında veya hizalamada herhangi bir kısıtlama olmaksızın sonsuz sayıda yüze sahip olabilir. Alanın geometrisi karmaşık olduğunda veya zamanla değiştiği durumlarda bu örgü biçimi, örgü oluşturma ve işleme açılarından esneklik sağlar. [23]

2.4.3.5. BlockMesh Aracı Kullanarak Örgü Oluşturma

BlockMesh yardımcı programı, kümelenmiş ve kavisli kenarlara sahip parametrik örgüler oluşturur. Örgü, bir vaka altında sabit/polyMesh (constant/polyMesh) dizininde bulunan blockMeshDict adlı bir sözlük dosyasından üretilir. Yardımcı program blockMesh; bu sözlüğü okur, örgüyü oluşturur ve örgü verilerini aynı dizindeki noktalar ile yüzler (points and faces), hücreler (cells) ve sınır (boundary) dosyalarına yazar.

BlockMesh algoritması, etki alanı geometrisini bir veya daha fazla üç boyutlu altı yüzlü bloğa ayrıştırarak çalışır. Blok kenarları olarak düz çizgiler, yaylar ve oluklar kullanılabilir. Örgü, her blok yönünde hücre sayısı sağlar, bu da blockMesh'in örgü verileri oluşturması için yeterli bilgidir.

Geometrinin her bloğu, bir altı yüzlünün her köşesinde bir tane olmak üzere 8 düzlem kesişmesi ile tanımlanır. OpenFOAM'in her zaman listenin ilk öğesinin '0' etiketine sahip olduğu C++ kurallarını kullandığını hatırlarsak, köşeler bir listeye yazılır. Böylece her köşeye kendi etiketi kullanılarak erişilebilir. Örnek bir blok, aşağıdaki şekilde listeye göre numaralandırılmış her köşe ile gösterilmiştir. 1 ve 5 köşelerini birleştiren kenar, kavisli kenarların da blockMesh'te belirtilebileceğini göstermek içindir. [14]



Şekil 2.13 Örgü birimi örneği. [14]

Ayrıca SnappyHexMesh yardımcı programı, Stereolitografi (STL) formatında üçgenleştirilmiş yüzey geometrilerinden otomatik olarak hexahedra (hex) ve split-hexahedra (split-hex) içeren 3 boyutlu örgüler oluşturur. Örgü, bir başlangıç ağını adım adım, iteratif olarak iyileştirir ve elde edilen ayrık altıgen ağı yüzeye dönüştürerek yüzeye yaklaşık olarak uyum sağlar. [14]

Farklı programlarla oluşturulan örgüleri OpenFOAM formatına dönüştürmek mümkündür. Yaygın olarak kullanılan birçok örgü çevirici program mevcuttur. [14]

2.4.3.6. Modeller ve Fiziksel Özellikler

OpenFOAM, her biri belirli bir problem sınıfı için tasarlanmış çok çeşitli çözücüler içerir. Denklemler ve algoritmalar bir çözücüden diğerine farklılık gösterir. Bu durum problemin kendine has durumları gözetilerek en uygun çözücünün seçilmesini gerektirir. [14]

2.4.3.7. Sınır Koşulları

Başarılı bir simülasyon için uygun sınır koşullarının belirlenmesi elzemdir. Doğru belirlenmemiş sınır koşulları fiziksel olarak yanlış tahminlere ve birçok durumda çözücünün hata vermesine yol açacaktır. Kullanıcılar, çözülen her alan için sınır koşullarını belirtmelidir. Sınır koşulları temel (basic), kısıt (constraint) ve türev (derived) gibi kategoriler halinde düzenlenmiştir. Toplamda 70'den fazla sınır koşulu vardır. [14]

2.4.3.8. Çözücüler

OpenFOAM çözücüleri, tüm çalışmalara bir veritabanı oluşturarak başlar. Veritabanı I/O'yu kontrol eder ve veri çıktısı genellikle çalıştırma esnasında zaman aralıklarında talep edildiğinden; zaman, veritabanının ayrılmaz bir parçasıdır. ControlDict sözlüğü, veritabanının oluşturulması için gerekli olan girdi parametrelerini belirler. Sistem dizini altındaki fvSchemes sözlüğü, çalıştırılmakta olan uygulamalarda görünen denklemlerde türevler gibi terimler için sayısal şemaları belirler. [14]

2.4.3.9. SIMPLE Algoritması

Bu algoritma, hız ve basınç için denklemleri çözmek için kullanılabilen iteratif prosedürler içerir. Kararlı akış durumları için SIMPLE çözücüsü kullanılır. SIMPLE algoritması bazı başlangıç çözümlerini değerlendirmeye ve ardından bunları düzeltmeye dayalıdır.Algoritma adımları, Yöntem bölümünde paylaşılmıştır. [14]

2.4.3.10. Standart Çözücüler

OpenFOAM, tüm durumlar için geçerli olan bir çözücüye sahip değildir. Bunun yerine, kullanıcıların çözülecek bir problem sınıfı için belirli bir çözücü seçmesi gerekir. OpenFOAM çözücüleri, komut satırına “app” yazarak kolayca erişilebilen $FOAM SOLVERS dizininde bulunur. Bu dizin, örneğin sıkıştırılamaz akış, ısı transferi ve yanma gibi sürekli ortam (continuum) mekaniği kategorisine dayalı olarak çok sayıda alt dizine ayrılmıştır. [14]

2.4.3.11. İşleme sonrası

OpenFOAM, paraFoam adlı bir işlem sonrası yardımcı program sağlar. Söz konusu yardımcı program, çok platformlu, açık kaynaklı bir veri görselleştirme ve analiz programı olan ParaView’i kullanır. [14]

2.4.4. ParaView

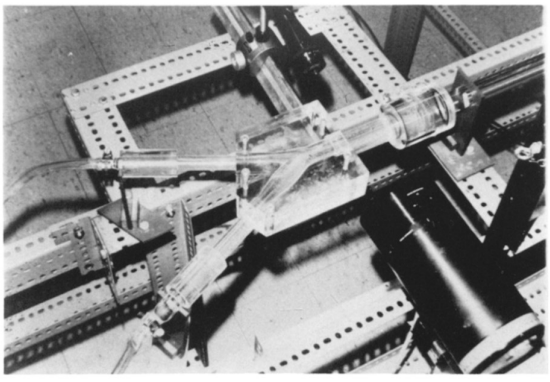
ParaView açık kaynaklı, çoklu platform bir üç boyutlu görselleştirme yazılımıdır. ParaView kullanıcıları, hem nitel hem de nicel yöntemleri kullanarak verileri incelemek amacıyla görseller oluşturabilir. Kitware tarafından geliştirilmiş VTK (Visualisation Toolkit) araç seti

üzerine geliştirilmiştir. Birçok topluluk tarafından farklı veri setlerini analiz etmede ve görselleştirmede kullanılmaktadır. ParaView, dağıtılmış bellek bilgi işlem kaynakları kullanılarak, önemli sayıda büyük veri setini analiz etmek amacıyla üretilmiştir. [16]

2.5. LİTERATÜR TARAMASI

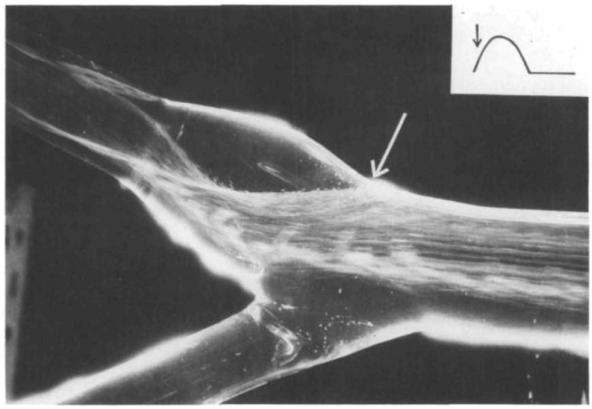
Caro ve diğ. [17] yaptıkları gözlemlerle plak birikiminin yüksek duvar kayma geriliminin bulunduğu bölgelerden ziyade düşük kayma geriliminin bulunduğu yerlerde gözlemlendiğini öne sürmüşlerdir. Bu çalışmalarından önceki genel kanı, plak birikimini yüksek kayma gerilimi ile ilişkilendirmekte idi. Günümüze kadar yapılmış birçok çalışma, bu durumu ve beraberinde gelen birçok karmaşık dinamiği açıklamak amacıyla Colin Caro ve ekibinin çalışmasını temel almışlardır. Hız profili, kayma gerilimi, damar geometrisi ve akış özellikleri, sonraki çalışmalarda dikkatle incelenecek olan damar içi kan akış parametreleri olarak öne çıkmıştır.

Bharadvaj ve diğ. [18] geometrinin önemini irdeledikleri iki bölümlü çalışmalarında 50 biplanar anjiyogram incelemişlerdir. Bu incelemelerde alınan ölçümlerin ortalamasını baz alarak, çalışmalarının ilk bölümünde camdan üretilmiş rijit bir model öne sürmüşlerdir. Bu modeli kullanarak daimi akış koşullarında, akış görselleştirme tekniklerini de kullanarak, dallanma bölgelerinde Reynolds sayısı aralıkları ve akış bölünme oranlarını araştırmışlardır. Çalışmaları, ikincil akışların önemli bir rol oynadığını ortaya çıkarmıştır. Dallanmanın dış taraflarında kalan ayrılma bölgelerinde, daha yüksek kayma gerilimi gözlemişlerdir. İlave olarak patoloji verileri ile karşılaştırmalar yapmışlardır. Sonuç olarak yüksek kayma gerilimi olan bölgelerde tortu birikmediğini görmüşlerdir. Bulguları, Caro ve diğ. çalışmalarını destekler niteliktedir. Çalışmalarının ikinci bölümünde [19] bu kez pleksiglas bir modeli incelemişlerdir. Odaklandıkları alan hız profilleri olduğu için Lazer Doppler Anemometre tekniğini kullanarak çatallanmanın belirli bölgelerindeki hız profillerine dair veriler paylaşmışlardır. Ayrıca Reynolds sayısına bağlı olarak kayma gerilimi ölçümleri vermişlerdir.



Şekil 2.14 Pleksiglas model ve lazer doppler anemometre. [19]

Ku ve Giddens [20] yine anjiyogramları temel alarak bir model üzerine çalışmışlardır. Yaşları 34 ile 77 arasında 22 denekten alınan 57 anjiyogramdan türettikleri yaklaşık geometriyi kullanarak camdan bir model oluşturmuşlardır. Söz konusu modelde akış görselleştirmesi için hidrojen baloncuk yöntemi kullanmışlardır. Kalp atışı sürecinde kan, sistol esnasında önce hızlanan ve akabinde yavaşlayan akış, ardından diastol esnasında daimi akış karakteristikleri gösterir. Bu pulsatil akışı simüle etmek amacıyla yarım sinüsü takip eden sabit dalga formu uygulayan bir servo kontrol cihazı kullanmışlardır. Hidrojen baloncuklarına yönelik gözlemler akışın düzgün akış davranışından oldukça uzak olduğunu ortaya koymuştur.



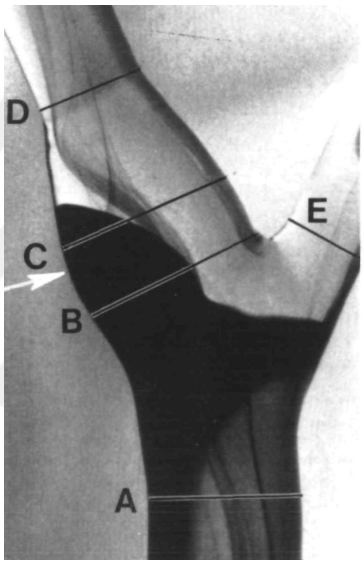
Şekil 2.15 Hidrojen baloncuk görselleştirmesi. Beyaz ok sistolün artış hızı esnasında dış duvarda akışın ayrıldığı noktayı gösterir.[20]

Akış karotis sinüsünde döngü boyunca ayrılmaktadır. Ancak bu ayrımın konumu ve boyutu büyük değişiklikler göstermektedir. Dahası bu ayrılmış akışa giren hidrojen baloncuklarının birkaç döngü boyunca buradan kurtulamadıkları gözlemlenmiştir. Düşük duvar gerilimi bulunan alanlar ile akış öğelerinin uzun süre zaman geçirdiği bölgeler, ateroskleroza sıkça rastlanan bölgeler ile örtüşmektedir.

Zarins ve diğ. [21] 12 yetişkine ait otopsiyle elde edilmiş stenozlu olmayan ancak intima plağına sahip çatallanmış karotis kesitlerini incelemişlerdir. Önce bunları canlı hallerine en yakın hale getirmek için şişirmişler, ardından ölçekli modellerinde akış düzeni, hız profili ve kayma gerilimi bakımından ele almışlardır. Çatallanma açısı ve çapı için anjiyogramdan elde edilen verileri kullanmışlardır. Modellerde, 400, 800 ve 1200 Reynolds sayılarında sabit akış koşulları altında akış hızı profillerini ve kayma gerilmelerini belirlemek için lazer Doppler anemometresi kullanmışlar. Ele aldıkları akış düzenleri, hidrojen kabarcığı ve boya yıkama teknikleri ile görselleştirilmiştir. *Intima* kalınlığının sürekli ve tutarlı bir biçimde karotis sinüs

bölgesinde kalınlaşmış olduğunu gözlemlemişlerdir.[21] *Intima* kalınlaşması ateroskleroz başlangıcına işaret ettiği için hekimler tarafından gözlemlenen bir olgudur.

Bununla birlikte Zarins ve diğ. gözlemlerine göre insan karotis çatallanmasında, akışın tek yönlü ve eksenel olarak hizalı kaldığı orta ila yüksek kayma gerilimli bölgelerde *intima* kalınlaşmadan nispeten korunmaktadır. Diğer yandan *intimada* kalınlaşma ve ateroskleroz, büyük ölçüde, nispeten düşük duvar kayma gerilimi, akış ayrılması ve eksenel olarak hizalanmış, tek yönlü akıştan ayrılma bölgelerinde gelişmektedir.[21]

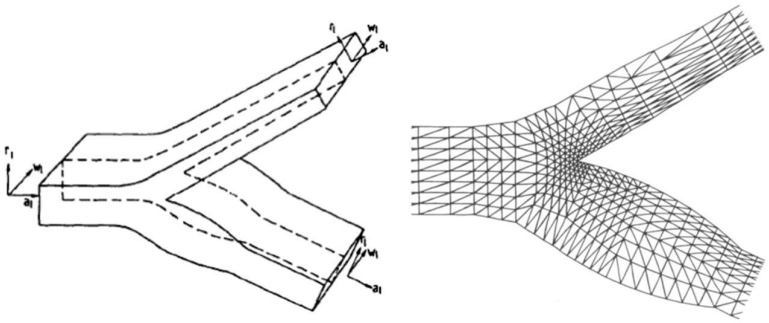


Şekil 2.16 Cam modelde boya enjekte edilmesiyle akış görselleştirmesi. Ayrılmış akışın uzun sürede dağılması. [21]

Perktold ve Hilbert [22] insan karotis çatallanma modeli üzerinde pulsatil akış için zamana bağlı Navier-Stokes denklemlerini çözmek amacıyla sonlu elemanlar yöntemini kullanmışlardır. Pulsatil akış altında, tekrar dolaşım bölgeleri ilebirlikte akışın durağanlaştığı alanlar, skleroz ve tromboz oluşumunda önem arz etmektedir. Pulsatil akışta, ayrı akış bölgelerinin boyutu, kapsamı ve konumu kalp atım döngüsü esnasında değişiklik göstermektedir. Bu doğrultuda, ayrılma ve yeniden bağlanma noktalarının zamana bağlı oldukları düşünülmüştür. Perktold ve Hilbert çalışmalarında Navier-Stokes denklemlerini çözerken basitleştirme amacıyla büyük arterlerde kanın Newton tipi bir sıvı olduğunu ve arterlerin rijit bir yapıda olduğunu varsaymışlardır. Sonuç olarak zamana bağlı olarak teorik bir akış görselleştirmesi önermişlerdir. Bu sayede zamana bağlı ortaya çıkan durağan bölgeler ve türbülans oluşumu üzerine bir anlayış ortaya koymuşlardır.[22]

Ku ve Giddens [23] yayınladıkları bir başka çalışmada pulsatil akış altında lazer doppler anemometresi kullanarak yaptıkları ölçümleri paylaşmışlardır. Bu çalışmada Bharadvaj ve diğ. tarafından daha önce çalışılmış modeli ele almışlar ve karotis çatallanması bölgesindeki aksiyal hızlar ve kayma gerilimlerini ayrıntılı biçimde incelemişlerdir. Sonuç olarak öncelikle sinüs bölgesinde kalp döngüsü boyunca karmaşık ve değişken akışların geliştiğini öne sürmüşlerdir. Ardından intima kalınlaşması (yani ateroskleroz başlangıcı) ve düşük kayma gerilimi arasındaki ilişkiyi teyit etmişlerdir [23]

Rindt ve diğ.[24] ölçeklendirilmiş iki boyutlu bir karotis çatallanması modelinde lazer doppler anemometresi kullanarak hem düzgün hem de kararsız akış koşullarında eksenel hızlar ölçmüştür. Bu modelin geometrisini oluştururken Bharadvaj ve diğ. verilerini temel almışlar ve kendi modellerini lazer ışınlarının genişliğini dikkate alarak 2,5 kat büyütmüşlerdir.



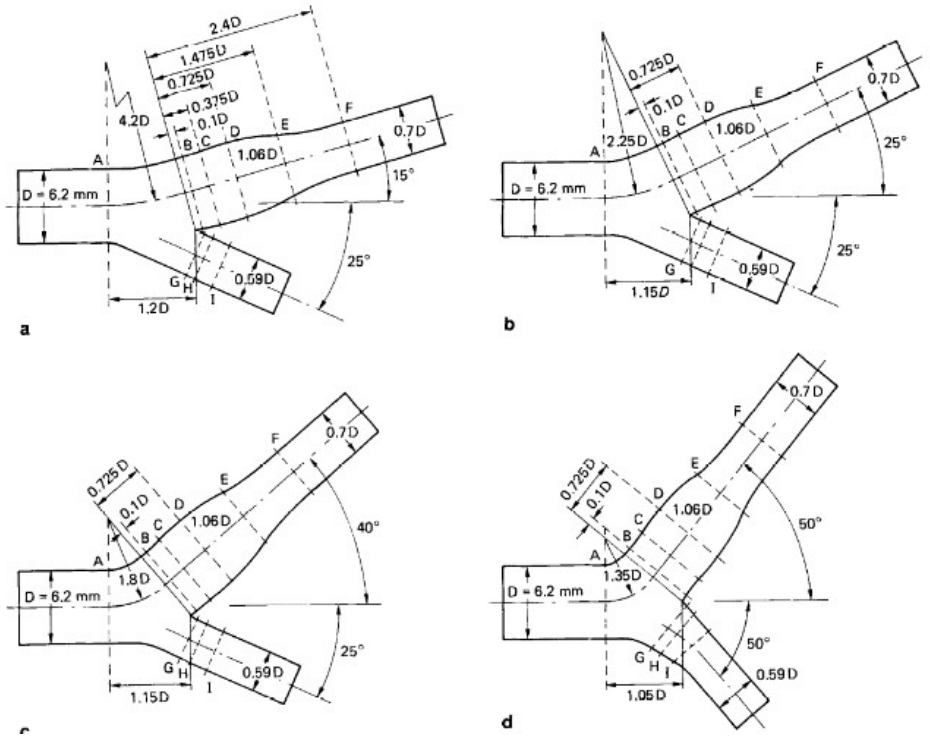
Şekil 2.17 İki boyutlu karotis geometrisi modeli [24]

Bunun yanı sıra Navier-Stokes sonlu elemanlar yaklaşımı ile süreklilik denklemlerine dayanan bir sayısal model de oluşturmuşlardır. Çalışmalarında hesaplanan hızların, deneyle belirlenen hızlar ile örtüştüğünü bulmuşlardır. Çatallanma öncesinde yani CCA'da tersine akışın gözlemlenmediğini belirtmişlerdir. [24] Çatallanma sonrasında ayırıcı duvarların içe bakan yüzlerinde yüksek hız gradyanları gözlemlemişlerdir. Bununla birlikte duvarların dışa bakan yüzeylerinde ters akışlı büyük bölgeler mevcuttur. Çalışmalarının sonucunda bu tersine akışların üç boyutlu geometrilerden etkilenebileceğini öne sürerek daha isabetli tahminler için 3 boyutlu modellerin gerekliliğine işaret etmişlerdir.

Nazemi ve diğ. [25], karotis arter bölgesinde iki boyutlu, daimi ve pulsatil akış altında bölgelere göre; hız gradyanları, basınçlar, akış koşulları ve duvar kayma gerilmesi dağılımlarını sayısal olarak belirlemişlerdir. Nabız sürecinde çatallanma yakınında belirgin ters akış bölgeleri ve dallanma sonrasında dalgalı akış koşulları gözlemişlerdir. Çalışmaları kendilerinden önce

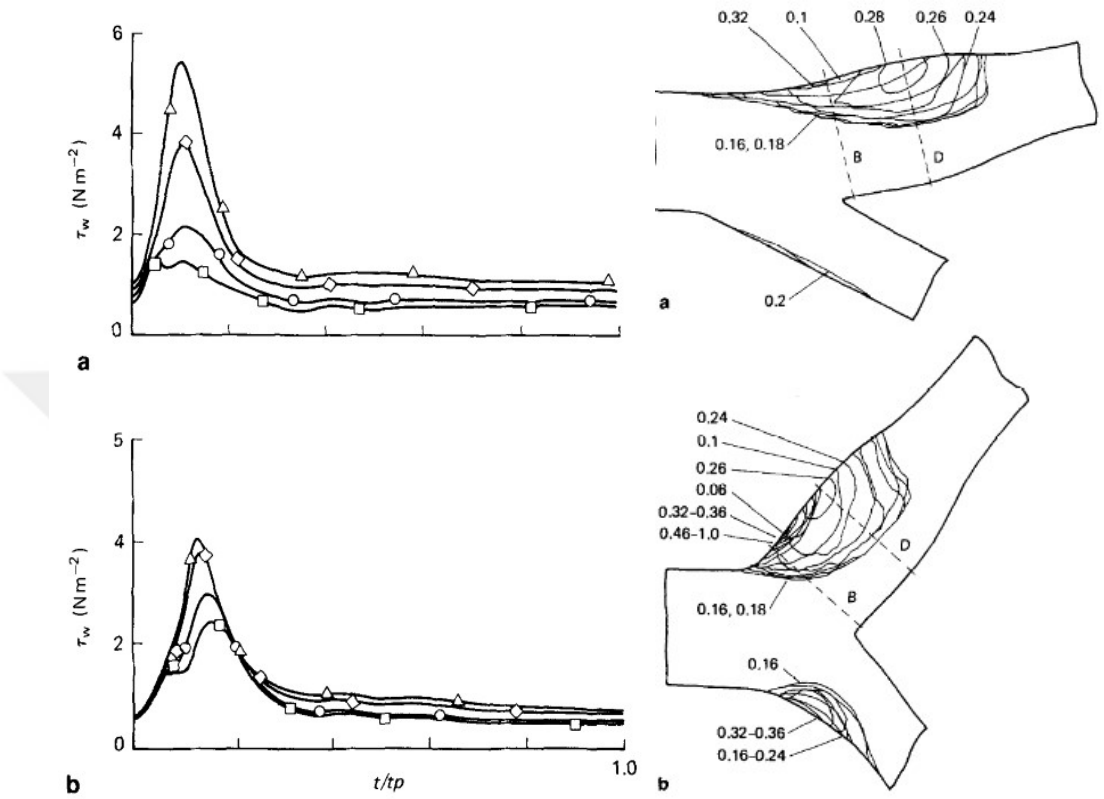
yapılan çalışmaları temel alarak ve ölüm sonrası gelişen karotis çatallanma gözlemlerini hesaba katarak, iki boyutlu gerçekçi bir model ortaya koymak kaydıyla duvar boyunca kayma gerilimlerine odaklanmıştır. [25]

Perktold ve diğ.[26], non-newtonyen sıkıştırılamaz bir akışkanın pulsatil üç boyutlu akışını tanımlayan Navier-Stokes denklemlerini çözmüşler ve basınç düzeltmede sonlu eleman yöntemi kullanılarak, yaklaşık hesaplamalar yapmışlardır. Kanın non-newtonyen davranışını, Casson ilişkisi kullanarak modellenmişlerdir. Bu ilişki, ölçülen dinamik viskoziteye dayanmaktadır. Çalışma karotis sinüsteki akış ve kayma gerilimi özelliklerine odaklanmıştır. Çalışmalarındaki sonuçlar, sinüsteki karmaşık akışın dallanma açısı değişiminden etkilendiğini göstermektedir.



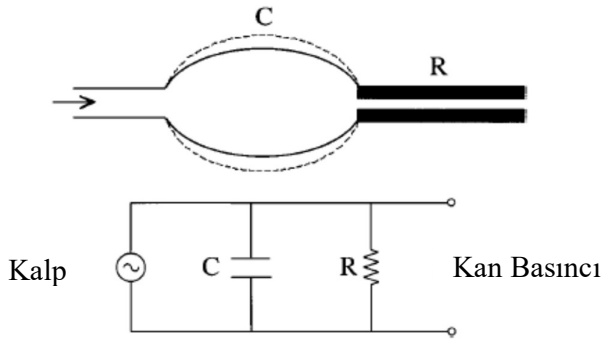
Şekil 2.18 Damar geometrisi modelleri ve çatallanma açısında değişim [26]

Pulsatil akış altında farklı çatallanma açılarına dair kayma gerilimleri ve diğer akış özelliklerini ölçmüşlerdir. Bu ölçümlere göre çatallanma açısı arttıkça kayma gerilimleri düşme eğilimindedir. Öyle ki en geniş çatallanma açısına sahip modeldeki sinüs bölgesinde negatif kayma gerilimleri hesaplanmıştır. Buradan, tersine akış koşullarının söz konusu olduğu çıkarımı yapılmıştır. Çatallanma sonrası dış duvarlarda, düşük kayma gerilimi ve tersine akış bölgeleri tespit edilmiştir. [26]



Şekil 2.19 Solda, atım çevrimi esnasında bölgelere ve geometrilere göre kayma gerilimleri. Sağda çatallanma açısına göre düşük kayma gerilim bölgeleri. [26]

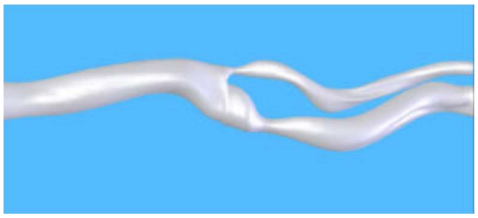
Ku [27] çalışmasında ateroskleroz oluşumunda kanın kendine has akış dinamiklerini dikkate almış ve atardamarlardaki kararsız ve döngüsel akış olgularına değinmiştir. Gözlemlerine göre genel olarak atardamarlardaki kan akışı laminerdir. Diğer yandan büküm ve dallanma bölgelerinde ikincil akışlar ortaya çıkmaktadır. Değişen akış koşulları çerçevesinde, duvar kayma geriliminde artış veya azalış olan bölgelerde akışın durağanlaştığı "cepler" ortaya çıkabilmektedir. Ku, Navier-Stokes denklemlerinden yola çıkarak kan akışının değişken koşullarında Womersley sayısının önemini ortaya koymuştur. Kavramsal çerçeve dahilinde değinildiği üzere birimsiz olarak ifade edilen ve bir frekans parametresi olan Womersley sayısı, kararsız ve viskoz kuvvetler arasındaki ilişkiyi açıklar. Kalpte sistol ve diyastol durumlarının ortaya çıkardığı nabız, kanın pulsatil bir karakteristiğe sahip olması sonucunu doğurur. Ku, bu durumu modellemek amacıyla elektronik devre analojisini temel alan bir Windkessel modeli önermiştir. [27]



Şekil 2.20 Atardamarda kalp atışının konvansiyonel elektrik devresi ile modellendiği Windkessel modelinde. R akış direncini, C ise aortun elastik tabiatını ifade eder.[27]

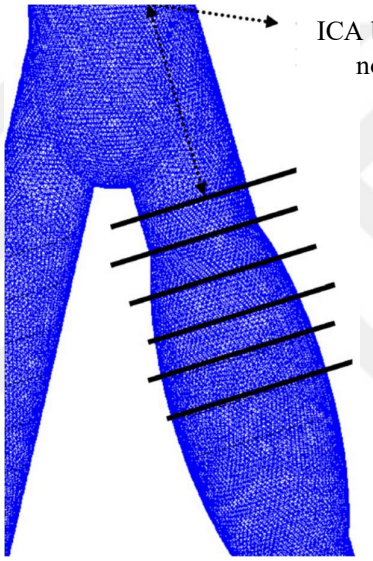
Sistol esnasında aort, kan depolama açısından bir kondansatör gibi davranır. Diyastol sırasında elastik aort, depolanan kanı daha küçük arterlerin dirençli dalları aracılığıyla çeşitli organlara boşaltır. [27] Ku ayrıca hız profilleri ve kayma geriliminin damar biyologları tarafından işaret edilen önemine atıf yapmış ve bu açıdan da incelemelerde bulunmuştur. Akışın giriş bölgesinde Womersley ve Reynolds sayılarının Navier-Stokes denklemlerini sadeleştirme yolunda ilişkisine dikkat çekmiştir. [27] Bu kapsamlı çalışmada, literatürde kendine yer bulmuş modellerin canlı atardamar koşullarıyla bağlantısına dair birçok fizyolojik perspektif sunulmuştur.

Sinnot ve diğ. [28] 2000'li yılların ortalarında yaptıkları çalışmada HAD yaklaşımının potansiyeline dikkat çekmiş ve bunun ateroskleroz ve pıhtı oluşumu gibi kalp-damar patolojilerini anlamada önemli bir araç olabileceğini belirtmişlerdir. Çalışmalarında, "Düzleştirilmiş Parçacık Hemodinamiği" yöntemini kullanarak pulsatil akışı incelemişlerdir. Kullandıkları stenozlu damar geometrisi gerçek bir karotis çatallanmasına dayanır ve modern görüntüleme tekniklerinden biri olan MR sonuçlarından türetilmiştir. Çalışmalarında düzgün akış ile pulsatil akış kıyaslamışlar ve akışların tabiatına dair ayrıntılı değerlendirmeler paylaşmışlardır.



Şekil 2.21 Gerçek, stenozlu karotisten alınan MR görüntüsü kullanılarak oluşturulmuş çatallanma geometrisi.[28]

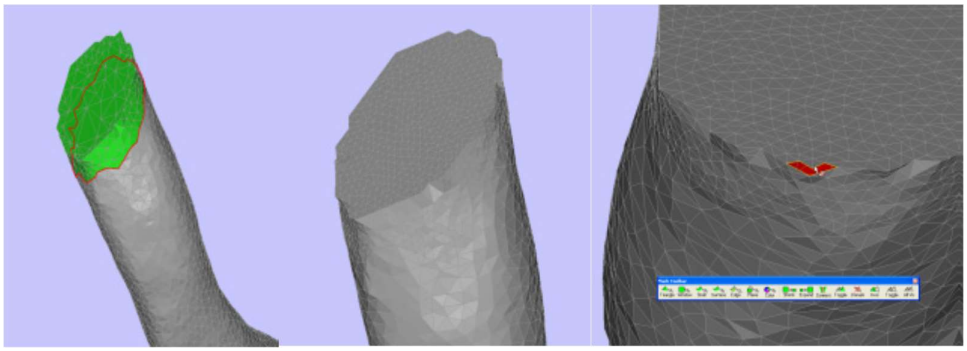
Nguyen ve diğ. [29] çatallanma geometrisinin ateroskleroz oluşumuna etkisini irdeledikleri bir çalışma yapmışlardır. Bu çalışmada ateroksleroza sıkça rastlanan bölgelerde, 3B bir model üzerinde sonlu hacimler nümerik yöntem kullanarak simülasyonlar yapmışlardır. Bu sayede belli çatallanma geometrilerine göre bir risk ölçeği ortaya koymayı amaçlamışlardır. Bulgularına göre çatallanma açısının yanı sıra iç karotisin düzlem dışı açısı, karotis duvarlarında düşük kayma gerilimine sahip bölgelerin oluşmasında etkilidir. Vardıkları sonuçlar arasında yüksek çatallanma açılarının plak oluşumunda daha yüksek risk teşkil ettiği, benzer biçimde düzleme göre artan açıların da bu riski artırdığı bulunmaktadır



Şekil 2.22 Nguyen ve diğ. tarafından uygulanan kesit yaklaşımı.[29]

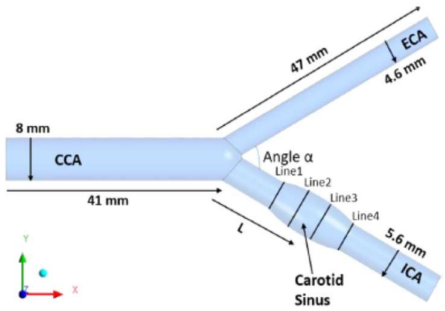
Pişkin, Arıbaş ve Çelebi [30], bilgisayarlı tomografi kullanarak elde ettikleri bir karotise ait verileri, ticari bir yazılım (Mimics) yardımı ile damar geometrisine dönüştürmüşlerdir.

Söz konusu geometriyi yine başka bir ticari yazılım ile (Tgrid) örgüye (mesh) çevirmişler ve bunun üzerinde akış simülasyonları yapmışlardır. Simülasyonları sürekli ve sürekli olmayan akış rejimlerinde gerçekleştirmişler, pulsatil akış için de sinüzoidal dalga kullanmışlardır. Bütün akış modellemelerinde basınç, kayma gerilimi ve hız vektörleri birbirleri ile karşılaştırılmıştır. Vardıkları sonuçlara göre çatallanma ve dönme bölgelerinde girdaplar oluşabilmektedir. Bununla birlikte dallanma sonrası bölgelerde basınç artışları gözlemlenebilmektedir. Ayrıca damar çapının daraldığı bölgelerde yüksek akış hızı ve düşük basınç ile karşılaşmışlardır. [30] Çalışmaları gerçek geometrilerin bilgisayar programları yardımıyla modellenebildiğini ve bu modellerde HAD çalışmaları yapılabildiğini göstermesi açısından önemlidir.



Şekil 2.23 STL formatına dönüştürülmüş örgü görüntüleri.[30]

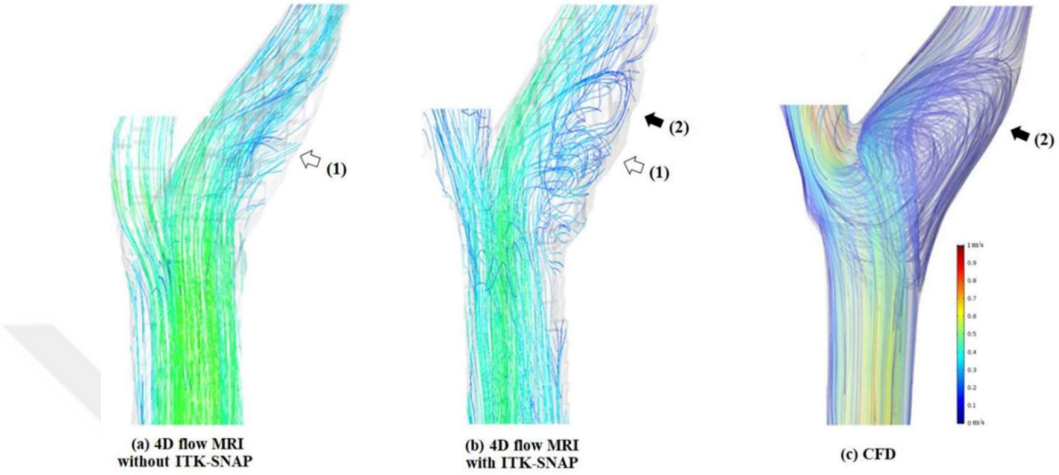
Geçmişte yapılan araştırmalar ışığında geometriye ne kadar büyük bir önem atfedildiğini gören Nagargoje ve Gupta [31], kendi çalışmalarının odağına yine geometriyi koymuşlardır. Çatallanma sonrasında sinüs bölgesine ait konum ve sinüs boyutunun hastadan hastaya değişiklik gösterdiğini belirtmişlerdir. Bu değişikliklerin hemodinamik parametrelere etkisi olduğuna dikkat çekerek, ortaya çıkan akış özelliklerine göre (akış yönü ve yüksek kayma gerilimli bölgeleri gibi) ateroskleroza daha meyilli bölgeleri tespit etmeyi amaçlamışlardır.



Şekil 2.24 Nagargoje ve Gupta. tarafından kullanılan karotis modeli.[31]

Damar geometrisi modelini oluştururken Nyugen ve diğ. tarfından öne sürülen modeli temel almışlardır. Ardından hastalarda yapılan ölçümlere göre gözlemledikleri değişiklikleri gruplandırmışlardır. Geometrideki değişkenler bağlamında ANSYS Fluent 19.2 kullanarak sonlu elemanlar metodu ile bilgisayarlı akış simülasyonları gerçekleştirmişlerdir. Gözlemlerine göre karotis yapısı yaşa bağlı olarak değişmektedir. Ortalama çatallanma açısı (α), 20-28 yaş arası genç insanlarda 48,5° iken, yaşı 50-70 arasında değişen daha yaşlı bireylerde 63,6°'dır. Ulaştıkları sayısal sonuçlar, sinüsün çatallanmadan uzak olduğunu ve daha büyük çaplı olduğu durumlarda, daha fazla sayıda akış çevrimi ve düşük duvar kayma gerilimi ortaya koymaktadır. Bu nedenle sinüsü çatallanmadan uzak ve sinüs çapı daha büyük olan kişiler plak oluşumu gözlenmesine daha yatkındır. [31]

Ngo ve diğ. [32] karotis'de 4D MRI görüntüleme tekniklerini iyileştirmeyi amaçlarken referans noktası olarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği simülasyon sonuçlarını almışlardır.



Şekil 2.25 MR ile elde edilen gerçek akışlar ile akış simülasyonu karşılaştırmaları.[32]

Yakın zamanda çalışmalarını yayınlayan Lopes ve diğ. [33] şimdiye değin konu üzerine yapılmış olan çalışmaların büyük çoğunluğunu kategorik olarak incelemişler ve bu çalışmaları odaklandıkları başlıklara göre ayırmışlardır. MR ve Tomografi ile geometri ile hastaların gerçek damar yapılarının CAD modellerine çevrilmesinden bahsetmişlerdir. Sonrasında hesaplamalı akışkanlar dinamiği simülasyonları için dikkate alınması gereken var sayımlar parametrelere değinmişler yapılan seçimleri tartışmışlardır.

Kucur [34] çalışmasında gerçek anjiyogram verilerine dayanarak literatürde yer almış bir geometriyi ele almıştır. Bu geometri üzerinde kanın daimi ve pulsatil akışlarını bu çalışmada olduğu gibi açık kaynak kodlu bilgisayar programlarından faydalanarak incelemiştir. Bu çalışması hem farklı akış özelliklerini incelemesi hem de OpenFOAM programının sınırlarını görmek açısından önemlidir.

3. YÖNTEM

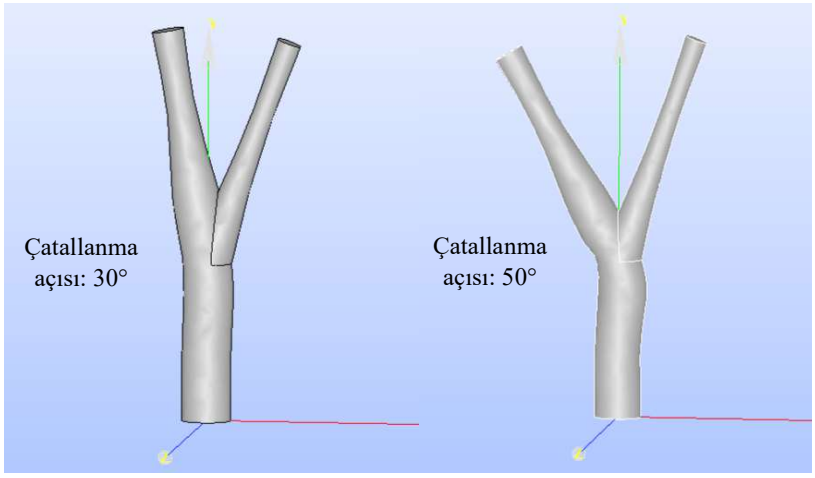
3.1. GEOMETRİ

Bu çalışma kapsamında üzerinde çalışılacak geometriyi seçerken literatür taraması esnasında karşılaşılanlar üzerinde detaylı incelemeler yapılmıştır. Bu doğrultuda temelleri Bharadvaj ve diğ. tarafından atılmış, Perktold ve diğ. tarafından üzerinde çalışılmış olan karotis modellemesi [22] üzerinde karar kılınmıştır.

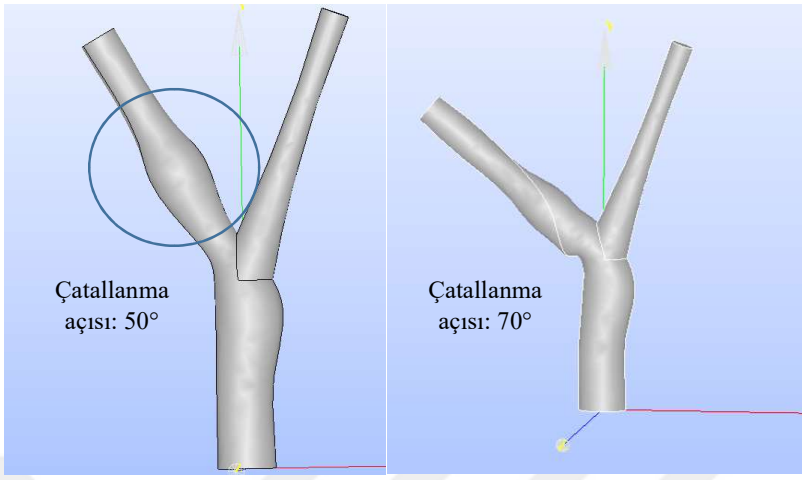
Tablo 3.1 Seçilen geometrilerdeki damar ebatları.

Konum	Çap (mm)	Uzunluk (mm)
CCA Giriş	6,20	0,02
Sinüs	6,00	0,01
ICA Çıkış	4,34	0,03
ECA Çıkış	3,60	0,03

Aynı doğrultuda, 30°, 50° ve 70° çatallanma açılarına sahip 3 ayrı modelin çizimleri ile birlikte yine 50° çatallanma açısıyla alternatif sinüs pozisyonuna dair geometriler, SALOME üzerinde hayata geçirilmiştir.



Şekil 3.1 30° ve 50° çatallanma açıları için geometriler.



Şekil 3.2 50° (alternatif sinüs pozisyonu) ve 70° çatallanma açısı için geometriler.

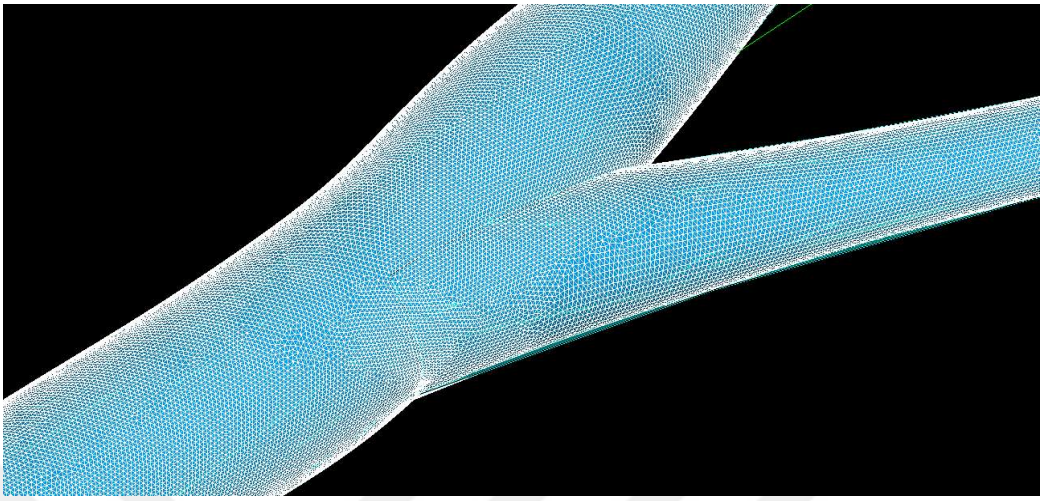
3.2. İŞLEME ÖNCESİ

3.2.1. Vaka Dosyası Oluşturulması

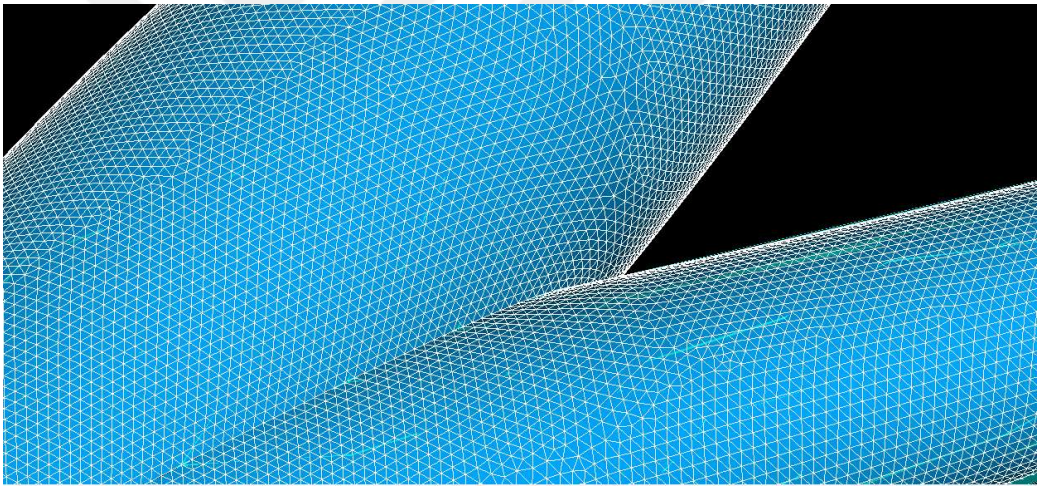
Vaka dosyası oluşturulurken elimizdeki probleme göre "controlDict", "U", "P", "transportProperties", "boundary" gibi dosyalar kendi problemimize uygun hale getirilmiştir. Kan akışı ele alınan geometri için y ekseninde olduğundan V_y=0,169 m/s alınmıştır. Ağdan bağımsızlık çalışmaları için 8 farklı vaka dosyası oluşturulmuştur. Sınır koşulları problemin içeriği doğrultusunda oluşturulmuş ve ekler kısmında sunulmuştur.Duvar kayma gerilmesi ve kalıntı çıktıları için farklı kodlar "controlDict" dosyasına eklenerek simülasyonlar tekrar çalıştırılmıştır.

3.2.2. Örgü Oluşturulması

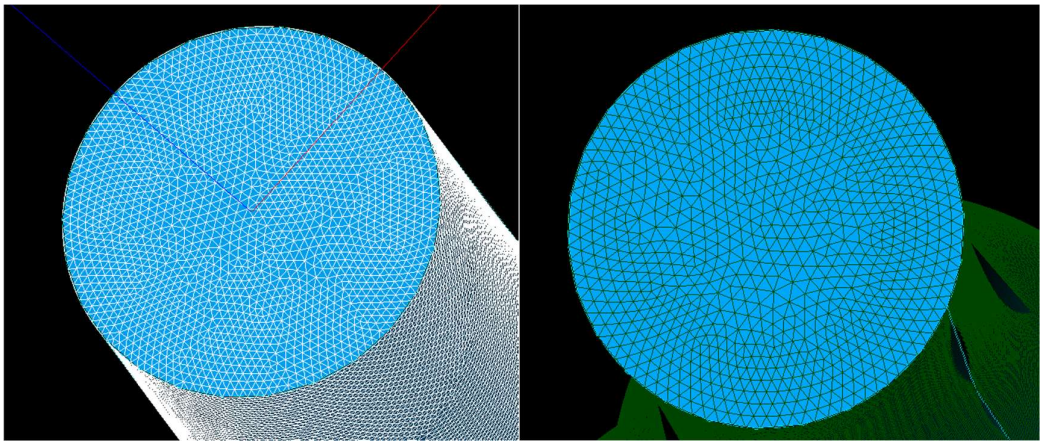
Örgü oluşturma işlemi Salome Meca'da gerçekleştirilmiştir. Bunun için NETGEN 1D-2D-3D algoritması kullanılmış, maksimum büyüklük ve minimum büyüklük gibi tetrahedra eleman boyutları değiştirilerek farklı sayıda örgü oluşturmak amaçlanmıştır. Giriş , çıkış 1 , çıkış 2 , duvar yüzeyleri ile akışkan hacmi program üzerinde tanımlanmıştır. Sonrasında örgü oluşturulmuş ve "mesh information" bölümünden örgü çıktıları alınmıştır.



Şekil 3.3 30° çatallanma açısıyla örgü görüntüsü.



Şekil 3.4 Çatallanma bölgesinden örgü görseli.



Şekil 3.5 Üç boyutlu örgü sonrası kesit görüntü.

3.2.3. Örgü Aktarma

Oluşturulan ".unv" uzantılı dosya OpenFOAM programına aktarılmıştır. Her vaka için oluşturulan ".unv" uzantılı örgü dosyası için OpenFOAM terminalde örgü kontrolü gerçekleştirilmiştir. Bu esnada non-ortogonalite sayısına da dikkat edilmiştir.

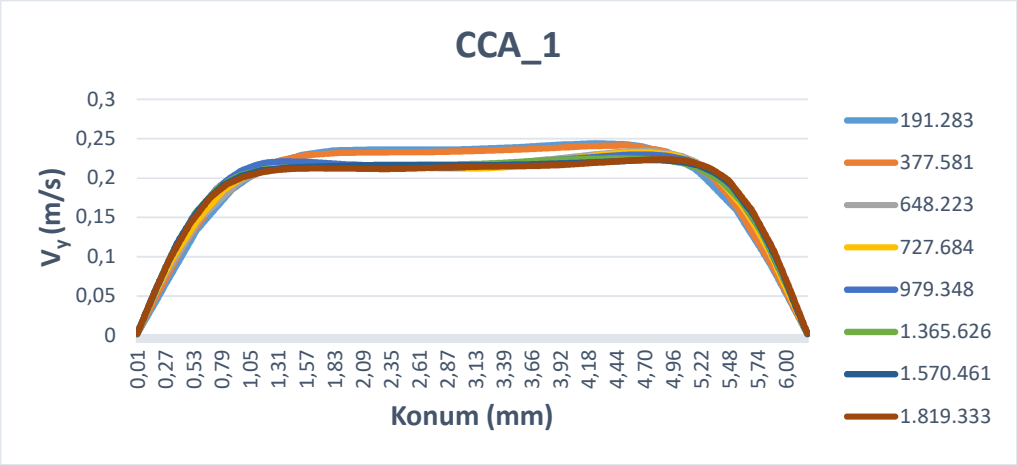
3.2.4. Ağdan Bağımsızlık Çalışması

Simülasyonların OpenFOAM üzerinde sorunsuz koştuğundan emin olduktan sonra, örgü sayısına karar vermek amacıyla bir ağdan bağımsızlık çalışması yapılmıştır. Böylece hesaplama kaynaklarını asgari ölçüde yükleyecek optimum örgü sayısına karar vermek amaçlanmıştır. Bunu yapmak için önce geometri üzerinde bir kesit alınmış, CCA üzerinde girişe yakın bir noktadan bir başka normal kesit alınarak bir doğru seçilmiştir. Bu doğruya CCA_1 adını verelim. Bu doğru üzerindeki her noktada seçilen örgü sayıları için simülasyonlar tekrarlanmıştır.

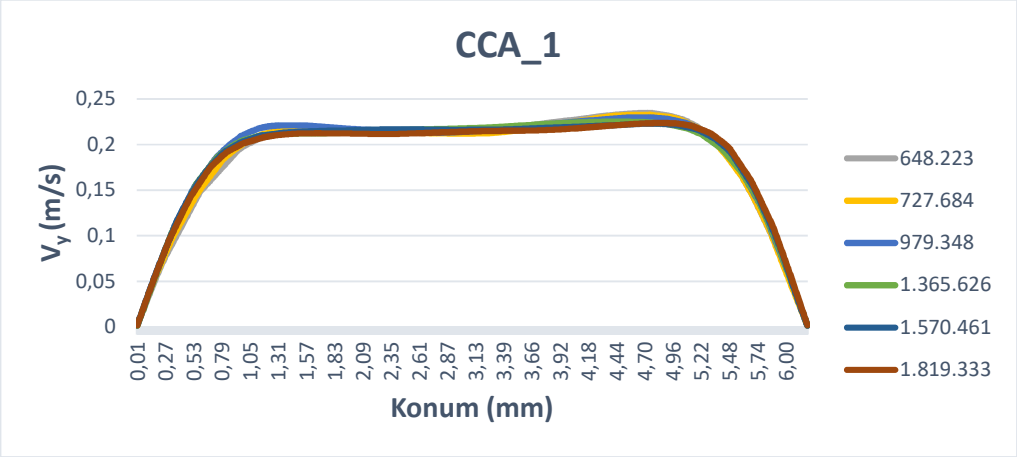
Tablo 3.2 Örgü seçimi esnasında dikkate alınan alternatifler.

#	Örgü Sayısı	Yüz Sayısı	Düğüm Sayısı
1	191.283	397.115	39.985
2	377.581	773.879	73.505
3	648.223	1.316.794	120.318
4	727.648	1.487.950	140.119
5	979.348	1.998.180	186.470
6	1.365.626	2.782.417	257.229
7	1.570.461	3.197.950	295.215
8	1.819.333	3.704.154	340.466

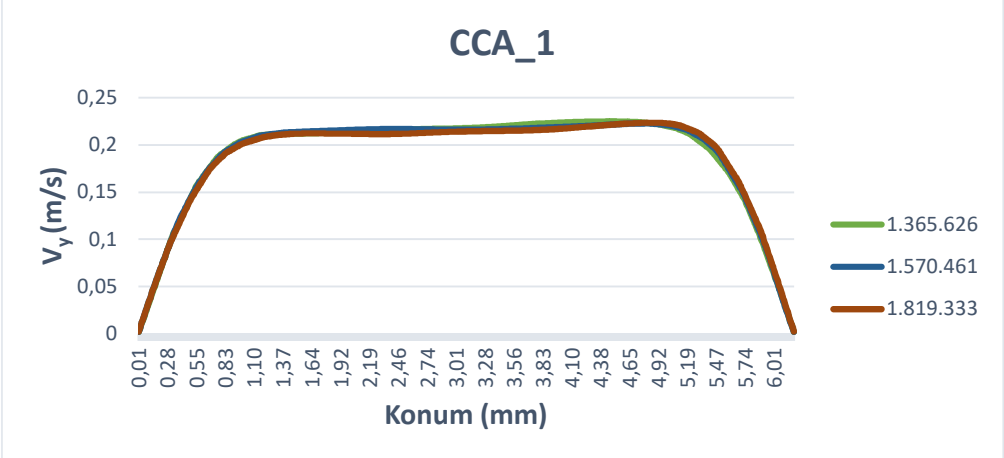
Yürütülen simülasyonlar sonucunda elde edilen hız profilleri grafiklerle görselleştirilmiştir. Akışın en tutarlı olması beklenen bölgede, akış profilleri karşılaştırılarak sonuçların yakınsadığı en düşük örgü sayısı belirlenmiştir. Bu doğrultuda 1.570.461 örgü sayısı üzerinden hesaplamalara devam edilmiştir.



Şekil 3.6 Örgü sayısına göre hız profilleri ilk safha.



Şekil 3.7 Örgü sayısına göre hız profilleri ikinci safha.



Şekil 3.8 Örgü sayısına göre hız profilleri son safha.

3.2.5. Sınır Koşulları

Basınç dosyasında; giriş bölgesi tip olarak “zeroGradient”,çıkış 1 bölgesi tip olarak “fixedValue” değer olarak “uniform 0”,çıkış 2 bölgesi tip olarak “fixedValue” değer olarak “uniform 0” ve duvar bölgesi tip olarak “zeroGradient” alınmıştır.

Hız dosyasında; giriş bölgesi tip olarak “fixedValue” değer olarak “uniform(0 0.169 0)”, çıkış 1 bölgesi tip olarak “zeroGradient”, çıkış 2 bölgesi tip olarak “zeroGradient” ve duvar bölgesi tip olarak “fixedValue” ve değer olarak “uniform(0 0 0)” alınmıştır.

Sınır dosyasında;giriş,çıkış 1,çıkış 2 tip olarak “patch”,duvar bölgesi ise “wall” olarak alınmıştır.

Ekler kısmında uygulamada sınır koşullarının gösterimi yapılmıştır.

3.3. SİMÜLASYON

Duvar kayma gerilmeleri, kalıntılar, akım çizgileri ve hız kontürlerini görselleştirmek için oluşturulan vaka dosyaları üzerinden simülasyonlar yürütülmüştür.

3.3.1. Çözücü Seçimi

Bu çalışma kapsamında ele alınan akış tabiatı çerçevesinde akışkan sıkıştırılamaz/incompressible ve akış laminar olarak dikkate alınmıştır. Bu doğrultuda SimpleFOAM çözücüsünün uygun olacağına karar verilmiştir. SimpleFOAM ismini “Semi-Implicit Method for Pressure-Linked Equations” kavramlarının baş harflerindem alır. (Bkz. Türkçe: Basınca bağlı denklemler için Semi-implicit yöntem.)

Çözücü aşağıdaki temel denklemleri çözer: [36]

$$\nabla \cdot u = 0 \tag{3.1}$$

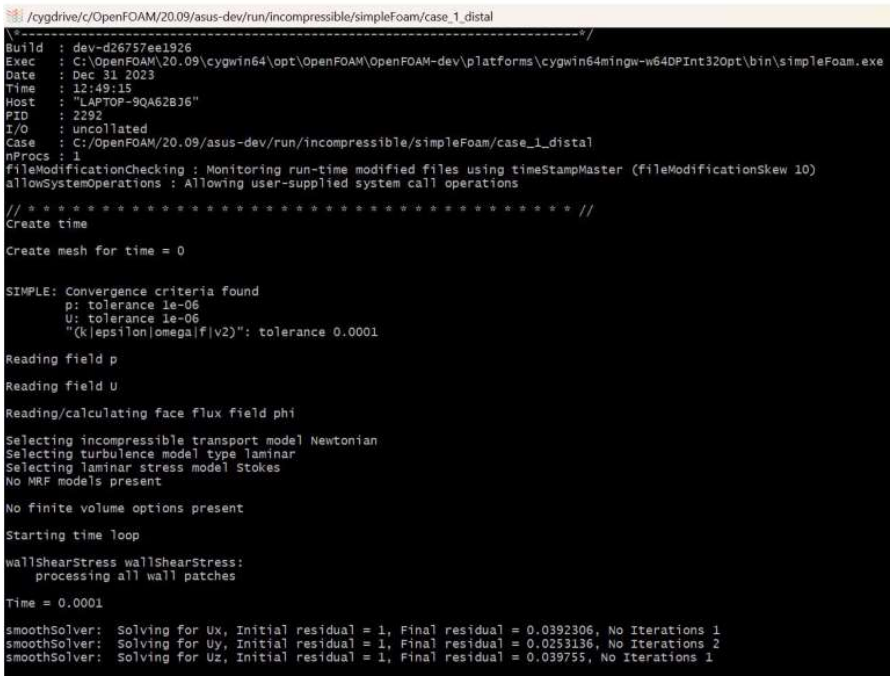
$$\nabla \cdot (u \times u) - \nabla \cdot R = -\nabla p + S_u \tag{3.2}$$

Burada u hızı, p kinematik basıncı, R gerilme tensörünü ve S_u ise momentum kaynağını ifade eder. Bu çözücünün algoritmasına göre denklemler her değişken için sırayla çözülür ve sonuçlar bir sonraki denklemleri çözmede kullanılır.

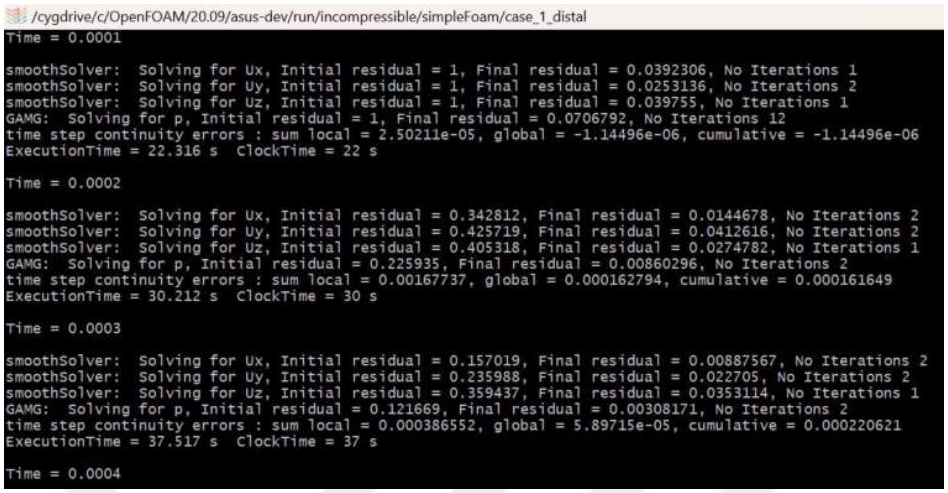
SIMPLE algoritması adımları şu şekilde tarif edilebilir: [33]

1. Bir sonraki adıma geç: $t=t^{n+1}$
2. En son u ve p değerlerini kullanarak u^{n+1} ve p^{n+1} başlat.
3. Momentum denklemlerini kur.
4. Momentum matrisinde gevşetici faktörleri ayarla.
5. Momentum denklemlerini çözerek u^{n+1} için değer bul.
6. Basınç denklemini kur.
7. Basınç denklemini çözerek p^{n+1} için değer bul.
8. ϕ^{n+1}için akıyı düzelt.
9. p^{n+1}için gevşetici faktörleri ayarla.
10. u^{n+1} için hızı düzelt.
11. Eğer yakınsama olmadı ise 2. adıma geri dön.

3.3.2. Simülasyonların yürütülmesi



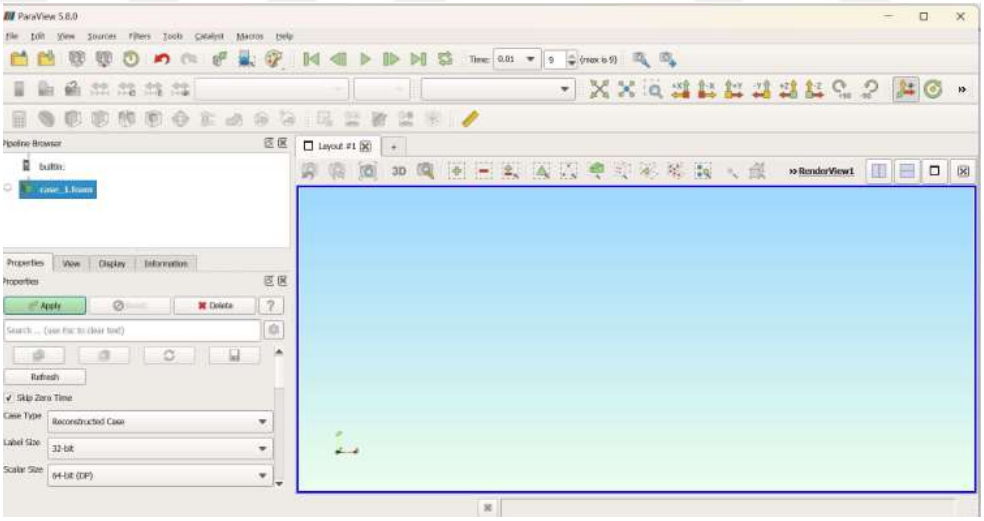
Şekil 3.9 Simülasyon yürütülmesi esnasında terminal giriş sayfası.



Şekil 3.10 Terminal üzerinde simülasyon adımları.

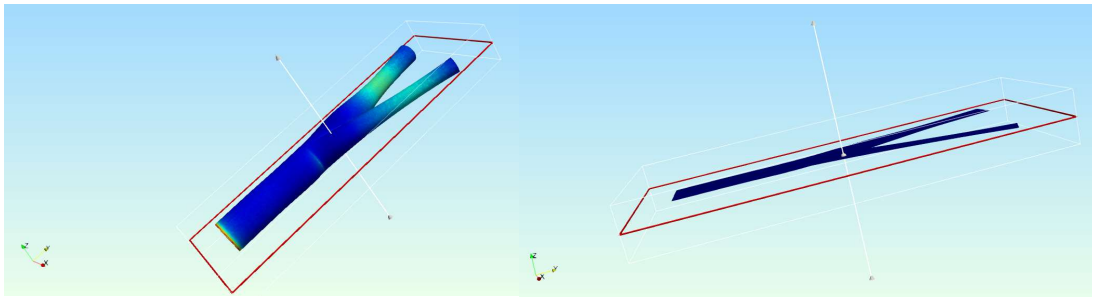
3.4. İŞLEME SONRASI

Bu safhada ParaView uygulamasından yararlanılmıştır. Bu uygulamanın görselleştirme fonksiyonları ile birlikte sağladığı veri setlerinden ağırlıklı olarak faydalanılmıştır.



Şekil 3.11 ParaView kullanıcı ara yüzü.

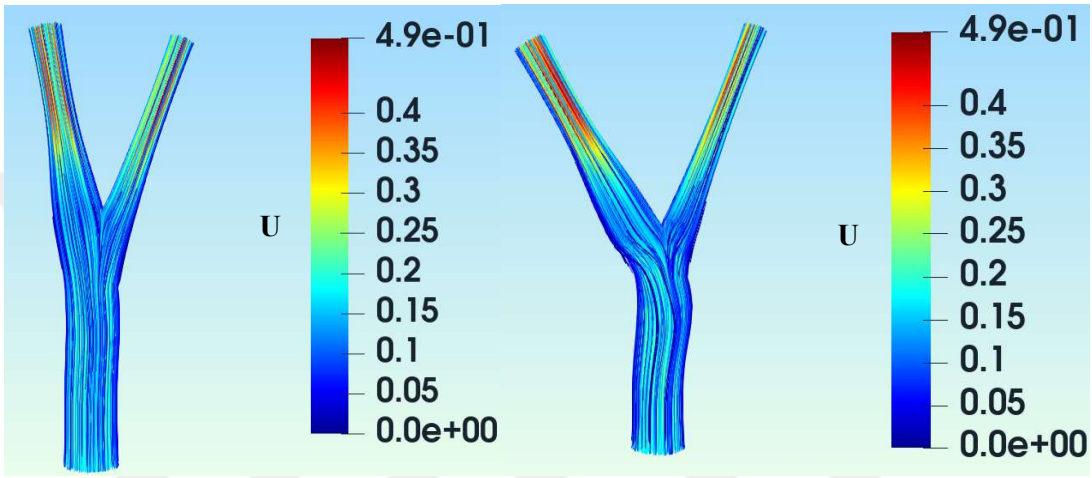
Kayma gerilimi analizleri için dikkate alınan kesitler şöyledir.



Şekil 3.12 Kesit görselleri.

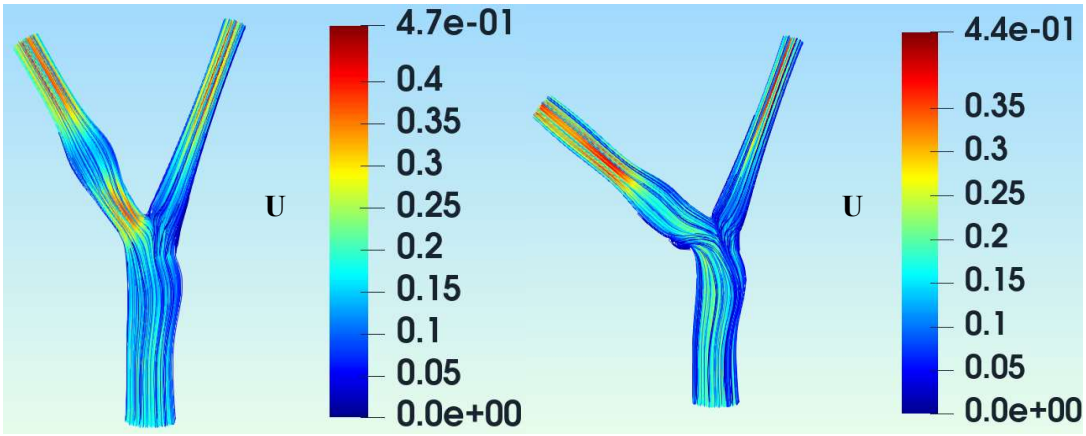
4. BULGULAR

4.1. GEOMETRİLERE GÖRE AKIM ÇİZGİLERİ



Şekil 4.1 30° ve 50° çatallanma açıları için akım çizgileri.

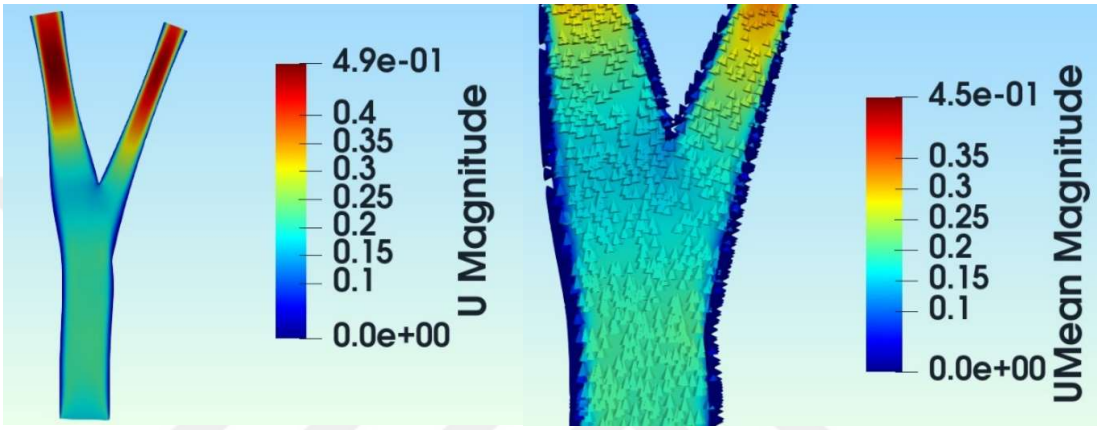
Çatallanma bölgesinde akış ayrıklaşması gözlenebilmektedir.Bu durum 50° çatallanma açısına sahip geometride 30° çatallanma açısına sahip geometriye göre daha belirgindir. 30° çatallanma açısına sahip geometride diğer geometrilere oranla akış ayrıklaşması daha homojendir.



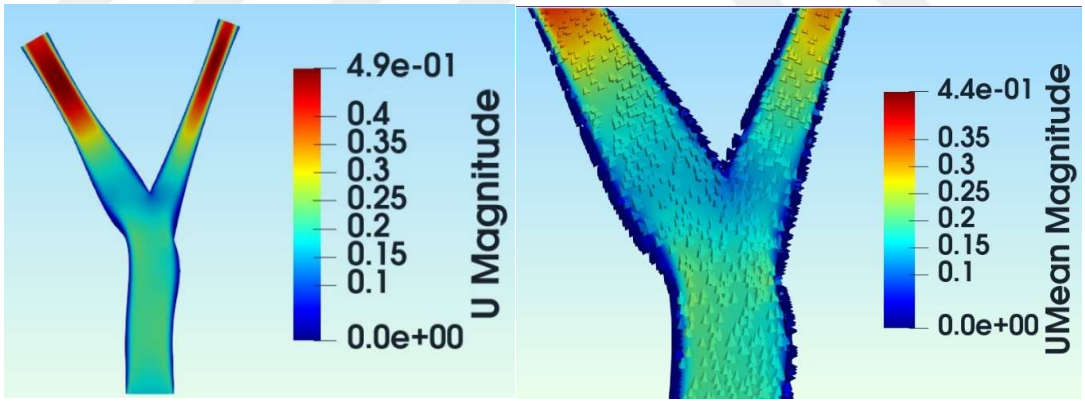
Şekil 4.2 50°(alternatif sinüs pozisyonu) ve 70° çatallanma açıları için akım çizgileri.

50° alternatif sinüs pozisyonunda 50° çatallanma açısına sahip geometriye oranla akış ayrılması daha belirgin şekilde görülmektedir. 70° çatallanma açısında ise sinüs bölgesi dış duvarında akışın yavaşladığı gözlemlenmiştir. Akışın daha karmaşık şekilde ayrıldığı da görülebilir.

4.2. GEOMETRİLERE GÖRE HIZ GÖRSELLEŞTİRMELERİ

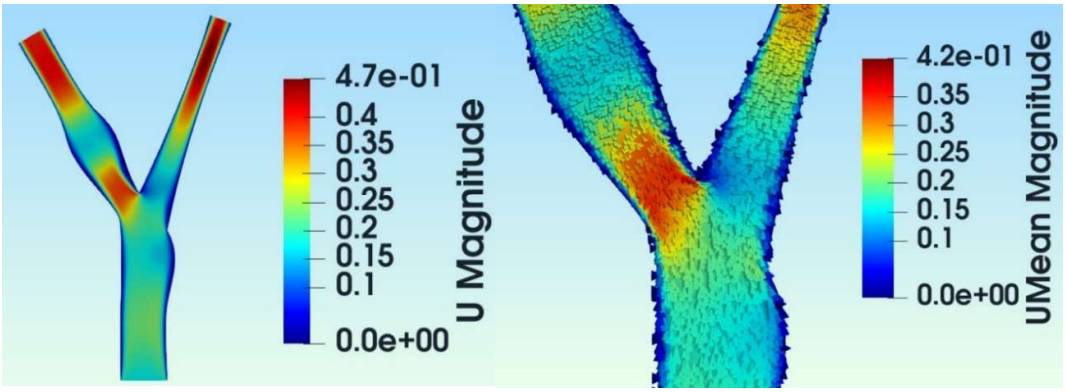


Şekil 4.3 30° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri.

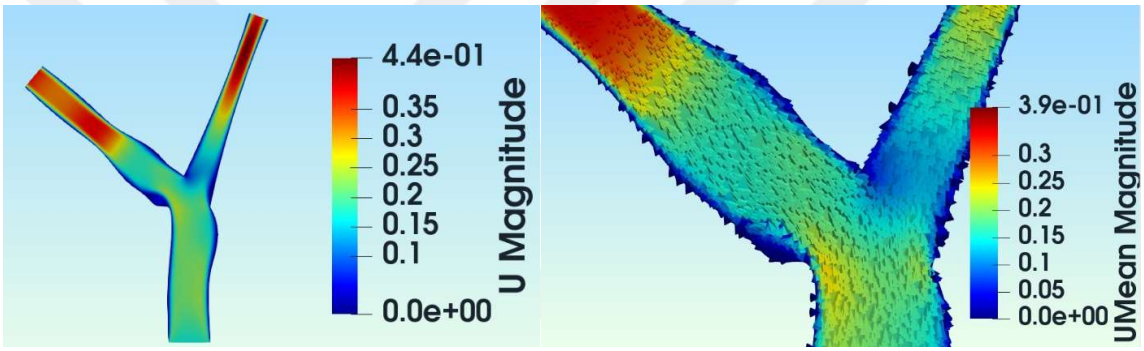


Şekil 4.4 50° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri.

Şekil 4.3 4.4 4.5 ve 4.6 daki grafiklerden görüleceği üzere akım çizgilerinde olduğu gibi hız dağılımları da karotis sinüs bölgesinde daha azdır. ICA kolunun iç duvarında daha yüksek değerlere ulaşmaktadır.

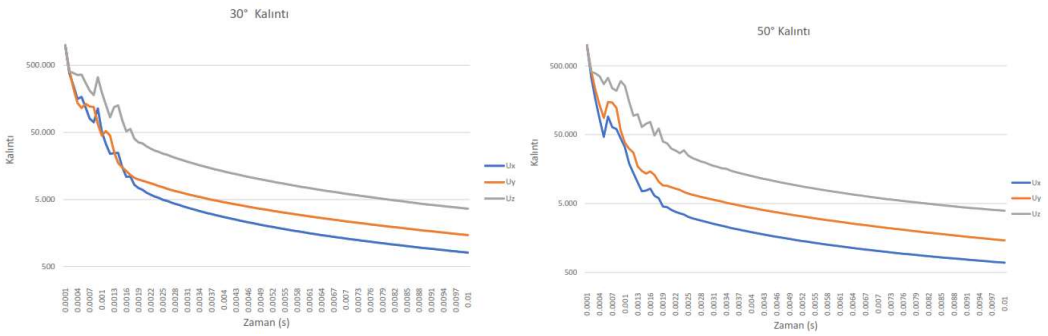


Şekil 4.5 50° çatallanma açısı alternatif sinüs pozisyonu için hız görselleştirmeleri.

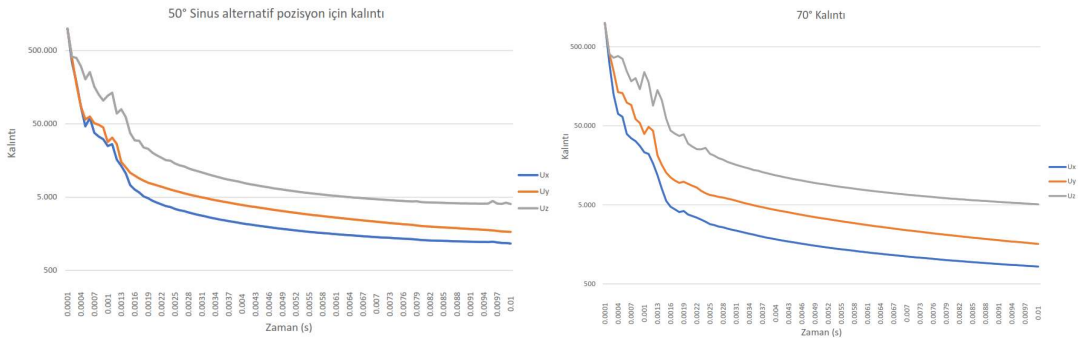


Şekil 4.6 70° çatallanma açısı için hız görselleştirmeleri.

4.3. GEOMETRİLERE GÖRE KALINTI GRAFİKLERİ



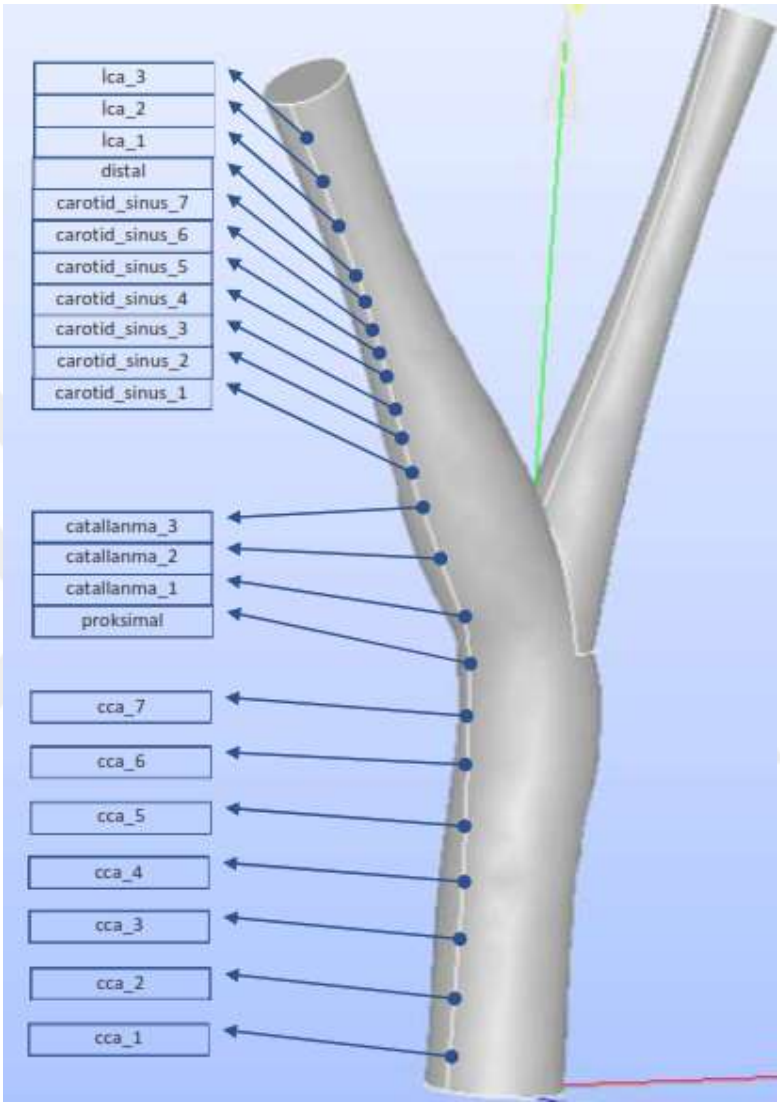
Şekil 4.7 30°ve 50° çatallanma açıları için kalıntı grafikleri.



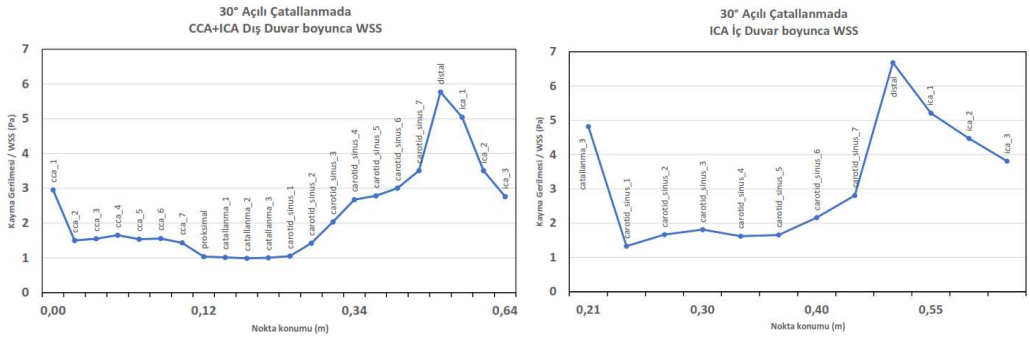
Şekil 4.8 50° Alternatif sinüs pozisyonu ve 70° çatallanma açısı için kalıntı grafikleri.

Kalıntı grafikleri bir noktadan sonra her hücrede denklemlerin homojen olarak çözüldüğünü gösterir. İyi bir kalıntı grafiğinin tanımlanması gereken özellikleri vardır.Önemli olan azalan çizgiler ve aşağı doğru eğimlerdir.Kalıntılar her zaman azalmalıdır.

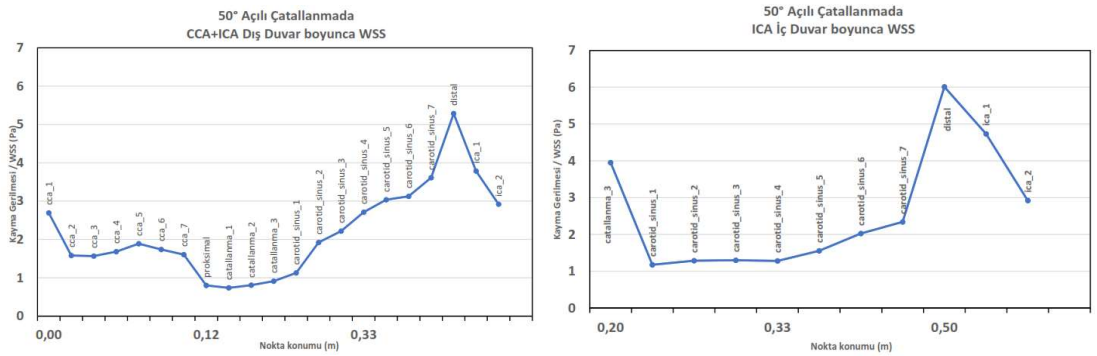
4.4. GEOMETRİLERE GÖRE DUVAR KAYMA GERİLİMİ GRAFİKLERİ



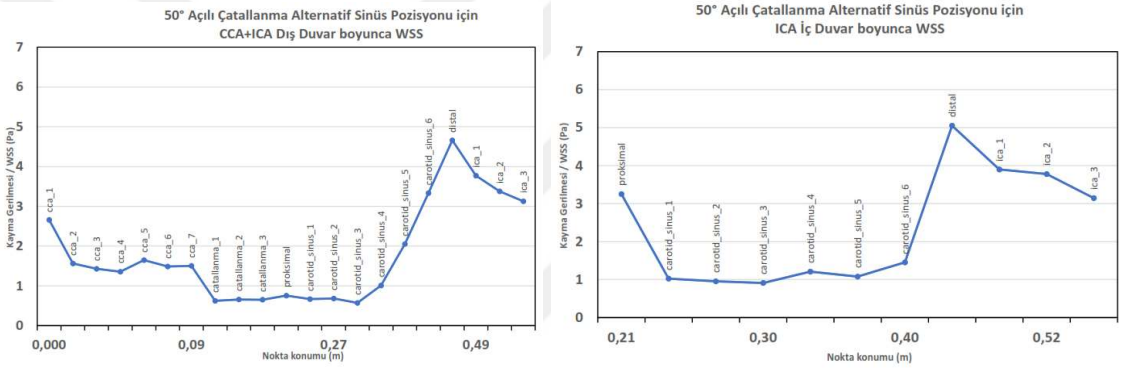
Şekil 4.9 Kayma gerilimi analizi için dış duvar üzerinde seçilen noktaların temsili konumları.



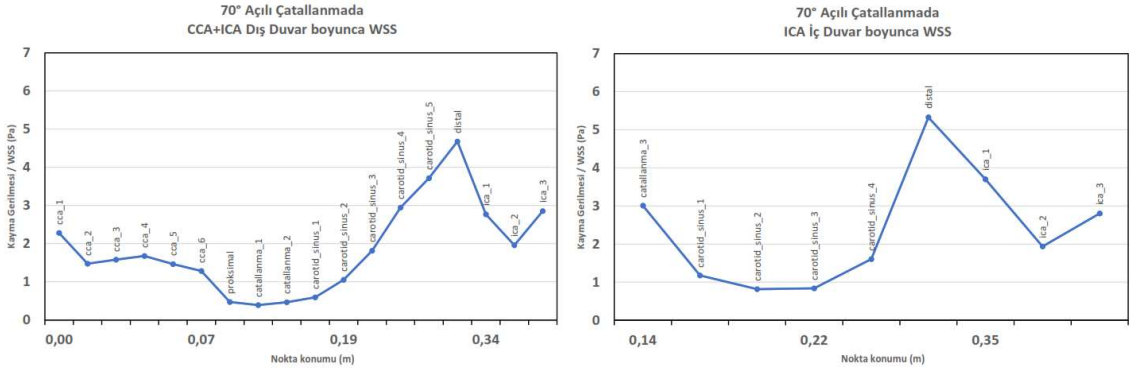
Şekil 4.10. 30° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri.



Şekil 4.11. 50° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri.



Şekil 4.12. 50° çatallanma açısı alternatif sinüs pozisyonu için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri.



Şekil 4.13. 70° çatallanma açısı için CCA ve ICA üzerinde duvar kayma gerilimi grafikleri.

Burada görülmektedir ki; Açı değeri arttıkça kayma gerilmelerinde düşüşler yaşanmaktadır.Dış duvarlardaki kayma gerilmeleri iç duvarlara göre daha düşüktür. 50° çatallanma açısı için sinüs bölgesi çatallanmadan uzaklaştıkça kayma gerilmesi değerleri azalır.

5. TARTIŞMA

Bu çalışmanın "Bulgular" bölümünde sunulan sonuçlar iki temel perspektif doğrultusunda değerlendirilmeye alınmıştır.

- Bulguların daha önce yapılan çalışmalarda varılan sonuçlara göre sınanması.
- Ele alınan farklı geometrilerin birbirleri ile karşılaştırılması.

Bulgular bölümünde akım çizgileri, hız kontürleri, kayma gerilimlerine ve kalıntılara dair veriler sunulmuştur. Intima kalınlaşması ve sonrasında ateroskleroz oluşumunun doğrudan doğruya kayma gerilimindeki düşüşle ilişkilendirildiği [17] düşünüldüğünde, veri analizi yaparken kayma geriliminin bölgeden bölgeye değişimi üzerinde detaylıca durulmuştur. Kayma gerilimi grafikleri ve hız kontürlerlerinin görselleştirilmeleri incelendiğinde, varılan sonuçların daha önce yapılan çalışmalarla tutarlı olduğu görülmüştür. Zira bu çalışma kapsamında incelenmiş tüm geometrilerde, çatallanma sonrası kayma gerilmesi dış duvarlarda iç duvarlara nazaran daha düşüktür. Bu sonuçlar literatür taramasında karşılaşılanlar [19,22,34] ile örtüşmektedir. Çalışma odağında akış özelliği olarak daimî akış bulunmaktadır. Pulsatil akış, kayma gerilmelerindeki düşüşleri, türbülans ve geriye akış gibi çatallanmış karotise ait akış özelliklerini daha belirgin hale getirmektedir. [19]

İncelenen geometrilerden alınan sonuçlar birbirleri ile kıyaslandığında çatallanma açısı arttıkça kayma gerilmelerinde düşüşler gözlemlenmiştir. Gerçek geometriler temel alınarak yapılan çalışmalar dikkate alındığında, çatallanma açısının artışı, yaş ile doğru orantılıdır. [31] Bu durum, klinik olarak yaşlı bireylerde aterosklerozun daha sık görülmesiyle uyuşmaktadır. ICA üzerinde sinüs bölgesi çatallanmadan uzaklaştıkça, literatür taraması ile uyumlu bir şekilde dış duvarlarda kayma gerilmesinin düştüğü görülmüştür. [31]

Bu çalışma süresince tamamıyla açık kaynak kodlu programlar kullanılarak ilgili tasarım ve analizler gerçekleştirilmiştir. Bu tip bir çalışmanın lisanslı bir program gerektirmeden geliştirilecek algoritma yardımıyla yapılmış olması, ileride gerçek damar modellerinin de aynı yöntem izlenerek incelenmesine imkan sağlayacaktır.

6. SONUÇ VE ÖNERİLER

Yapılan çalışmada sayısal analizlerle elde edilen veriler literatürle karşılaştırıldığında tutarlılık göstermiştir. Açık kaynak kodlu programlar kullanılarak kan akışanın sayısal analizinin yapılması lisanslamaya gerek kalmadan sonuçların elde edilmesine imkan sağlamıştır.

İlerleyen süreçte yapılacak çalışmalarda aşağıdaki konular dikkate alınarak çalışmanın ilerletilmesi ile birlikte bu çalışma esnasında karşılaşılan bazı kısıtlamalar ve sorunlar giderilebilir.

1. Farklı hemodinamik parametrelere bakılarak daha kapsamlı sonuçlar elde edilebilir.
2. Pulsatil akışın OpenFOAM üzerinde modellenebilmesi için nabız dalga formuna dair gerçekçi matematiksel ifadenin tespit edilmesi gereklidir. Sonrasında bu ifadenin OpenFOAM üzerinde PISO algoritması ile yürütülebilmesi için daha detaylı çalışmalar hatta açık kaynak kodlar üzerinde modifikasyonlar gerekebilir. Bununla sınırlı kalmadan yeni tasarlanacak bir çözücü sayesinde program, ihtiyaca yönelik simülasyonları yürütebilir.
3. Açık kaynaklı programlar her ne kadar kullanıcıya esneklik sağlasa da, bunlar gerçek damar geometrilerinin karmaşık yapısı ve örgü oluşturma safhalarında uyumsuzluk yaratabilmektedir. Bu duruma karşın gerçek geometriler yerine gerçeğe yakın ancak belli bir mantık çerçevesinde sınıflandırılmış birçok geometri üzerinde simülasyonlar yürüterek ve gerçek geometrileri bu sınıflandırmaya göre kıyaslayarak bir öngörü yapmak, ileride hekimlere risk değerlendirmesi yapmada fayda sağlayabilir.
4. Literatür taraması esnasında rastlandığı üzere MR ve BT vasıtasıyla elde edilecek üç boyutlu geometriler farklı programlar kullanılarak OpenFOAM üzerinden simülasyonlara tabi tutulabilir.

KAYNAKLAR

[1] Waite L., Fine J., 2007 *Fluid Characteristics and Viscosity*, Applied Biofluid Mechanics, Chapman S. (ed.) Chapter 1, Mcgraw-Hill, ISBN: 0-07-147217-7.

[2] https://tr.wikipedia.org/wiki/Kayma_gerilmesi [Ziyaret: 02 Ekim 2022]

[3] Çengel Y. A., Cimbala J. M., 2008, *Akışkanlar Mekaniği Temelleri ve Uygulamaları*, İzmir Güven Kitabevi, ISBN: 978-975-6340-18-2.

[4] https://www.iue.tuwien.ac.at/phd/heinzl/node23.html [Ziyaret: 05 Kasım 2023]

[5] Zhou, 1993. *Finite Difference Method*, Numerical Analysis of Electromagnetic Fields. Electric Energy Systems and Engineering Series, Springer, Heidelberg.

[6] Eymard R., Gallouët T., Herbin R., 2000, *Finite Volume Methods.* In: J. L. Lions; Philippe Ciarlet. Solution of Equation in ffn (Part 3), Techniques of Scientific Computing (Part 3), 7, Elsevier, pp.713-1020.

[7] Tekkaya, A.E., Soyarslan, C. (2014). *Finite Element Method*. In: Laperrière, L., Reinhart, G. (eds) CIRP Encyclopedia of Production Engineering. Springer, Berlin, Heidelberg.

[8] http://www.scholarpedia.org/article/Spectral_methods [Ziyaret: 11 Kasım 2023]

[9] https://en.wikipedia.org/wiki/Meshfree_methods [Ziyaret: 11 Kasım 2023]

[10] Ağar E. Prof. Dr., 2021, *Kan Fizyolojisi*, İnsan Fizyolojisi, İstanbul Tıp Kitabevleri, ISBN: 978-605-7607-79-9

[11] https://www.salome-platform.org/?page_id=676 [Ziyaret: 28 Ekim 2023]

[12] https://en.wikipedia.org/wiki/Salome_(software) [Ziyaret: 28 Ekim 2023]

[13] https://gmsh.info/ [Ziyaret: 28 Ekim 2023]

[14] https://www.openfoam.com/documentation/user-guide [Ziyaret: 02 Aralık 2022]

[15] https://en.wikipedia.org/wiki/OpenFOAM [Ziyaret: 02 Aralık 2022]

[16] Röber N. (August 6, 2014). *Paraview Tutorial for Climate Science*. DKRZ, Deutsches Klimarechenzentrum.

[17] Caro, C.G., FitzGerald, J.M., Schroter, R.C., 1971, *Atheroma and Arterial Wall Shear Observation, Correlation and Proposal of a Shear Dependent Mass Transfer Mechanism*

for Arterogenesis, Proceedings of the Royal Society of London Series B. , Cilt. 1046 (177), s.109-133.

[18] Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P., 1982, Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation Part I- Flow Visualization, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 15 (5), s.349-362.

[19] Bharadvaj, B.K., Mabon, R.F., Giddens, D.P., 1982, Steady Flow in a Model of the Human Carotid Bifurcation Part II- Laser Doppler Anemometer Measurements, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 15 (5), s. 363-378.

[20] Ku, D.N., Giddens, D.P., 1983, *Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation, Arteriosclerosis*, Cilt. 3 (1), s. 31-39.

[21] Zarins, C.K., Giddens, D.P., Bharadvaj, B.K., Sottiurai, V.S., Mabon, R.F., 1983, *Carotid Bifurcation Atherosclerosis Quantitative Correlation of Plaque Locazation with Flow Velocity Profiles and Wall Shear Stress,* Circulation Research, Cilt. 53 (4), s.502-514.

[22] Perktold, K., Hilbert, D., 1986, Numerical Simulation of Pulsatile Flow in a Carotid Bifurcation Model, *Journal of Biomedical Engineering*, Cilt. 8, s.193-199.

[23] Ku, D.N., Giddens, D.P., 1987, Laser Doppler Anemometer Measurements of Pulsatile Flow in a Model Carotid Bifurcation, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 20 (4), s.407-421.

[24] Rindt, C.C.M., Vosse v.d., F.N., Steenhoven, V. A.A., Janssen, J.D., 1987, A Numerical and Experimental Analysis of the Flow Field in a Two-Dimensional Model of the Human Carotid Artery Bifurcation, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 20 (5), s. 499-509.

[25] Nazemi, M., Kleinstreuer, C., Archie, Jr. J.P., 1990, Pulsatile Two-Dimensional Flow and Plaque Formation in a Carotid Artery Bifurcation, *Journal of Biomechanics*, Cilt. 23 (10), s.1031-1037.

[26] Perktold, K., Peter, R.O., Resch, M., Langs, G., 1991, Pulsatile Non-Newtonian Blood Flow in Three Dimensional Carotid Bifurcation Models: a Numerical Study of Flow Phenomena Under Different Bifurcation Angles, *Journal of Biomedical Engineering*, Cilt.13, s.507-515.

[27] Ku, D.N.,1997, Blood Flow in Arteries, *Annual Review of Fluid Mechanics*, Cilt. 29, s. 399-434.

[28] Sinnot, M., Cleary, P.W., Prakash, M., 2006, *An Investigation of Pulsatile Blood Flow in a Bifurcation Artery Using a Grid-Free Method*, Fifth International Conference on CFD in the Process Industries, 13-15 Aralık, Melbourne, Australya

[29] Kien T. Nguyen, Christopher D. Clark,Thomas J. Chancellor, Dimitrios V. Papavassiliou, 2007, *Carotid geometry effects on blood flow and on risk for vascular disease*, Journal of Biomechanics 41 11–19.

[30] Aribas, E., Piskin, S., Celebi, M.S., 2009, *3D Blood Flow Simulation In Human Arterial Tree Bifurcation*, 14th National Biomedical Engineering Meeting Biomedical Engineering Meeting, 2009, BIYOMUT 2009.

[31] Nagargoje, M., Gupta, R., 2020, Effect of sinus size and position on hemodynamics during pulsatile flow in a carotid artery bifurcation, *Computer Methods and Programs in Biomedicine,* Cilt:192.

[32] Ngo, M.T., Lee, U.Y., Ha, H., Jung, J., Lee, D.H., Kwak, H.S., 2021, Improving Blood Flow Visualization of Recirculation Regions, *Diagnostics* (Basel, Switzerland) ISSN: 2075-4418, Cilt. 11

[33] Lopes, D., Puga, H., Teixeira, J., Lima, R., 2022, Blood flow simulations in patient-specific geometries of the carotid artery: A systematic review, *Journal of Biomechanics*, Cilt: 111.

[34] Kucur, M., 2022, Numerical Analysis of Haemodynamic of Blood Flow in the Carotid Sinus with OpenFOAM, *Dokuz Eylul University Faculty of Engineering Journal of Science and Engineering,* 24(71),601-602.

[35] https://www.openfoam.com/documentation/guides/latest/doc/guide-applications-solvers-incompressible-simpleFoam.html [Ziyaret:11 Kasım 2023]

[36] https://www.openfoam.com/documentation/guides/latest/doc/guide-applications-solvers-simple.html [Ziyaret: 11 Kasım 2023].

EKLER

```
/*--------------------------------*- C++ -*----------------------------------*\
| =========                 |                                                 |
| \\      /  F ield         | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox           |
| \\    /   O peration     | Version:  v2012                                 |
|  \\  /    A nd           | Website:  www.openfoam.com                      |
|   \\/     M anipulation  |                                                 |
\*---------------------------------------------------------------------------*/
FoamFile
{
    version     2.0;
    format      ascii;
    class       volScalarField;
    object      p;
}
// * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * //


dimensions      [0 2 -2 0 0 0 0];
```

```
internalField   uniform 0;


boundaryField
{
  inlet
   {
      type            zeroGradient;
   }

   outlet_1
   {
      type            fixedValue;
      value           uniform 0;
   }

   outlet_2
   {
      type            fixedValue;
      value           uniform 0;
   }
```

```
    wall
    {
        type            zeroGradient;
    }
}


// ************************************************************************
//
/*--------------------------------*- C++ -*----------------------------------*\
| =========                 |                                                 |
| \\      /  F ield         | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox           |
| \\    /   O peration     | Version:  v2012                                 |
|  \\  /    A nd           | Website:  www.openfoam.com                      |
|   \\/     M anipulation  |                                                 |
\*---------------------------------------------------------------------------*/
FoamFile
{
    version     2.0;
    format      ascii;
    class       volVectorField;
```

```
    object      U;
}
// * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * //

dimensions      [0 1 -1 0 0 0 0];

internalField   uniform (0 0 0);

boundaryField
{
    inlet
    {
        type            fixedValue;
        value           uniform (0 0.169 0);
    }

    outlet_1
    {
        type            zeroGradient;
    }
```

```
    outlet_2
    {
        type            zeroGradient;
    }

    wall
    {
        type            fixedValue;
        value           uniform (0 0 0);
    }
}


// ************************************************************************
//
//
/*--------------------------------*- C++ -*----------------------------------*\
| =========                 |                                                 |
| \\      /  F ield         | OpenFOAM: The Open Source CFD Toolbox           |
| \\    /   O peration     | Version:  v2012                                 |
|  \\  /    A nd           | Website:  www.openfoam.com                      |
|   \\/     M anipulation  |                                                 |
```

```
\*---------------------------------------------------------------------------*/
FoamFile
{
    version     2.0;
    format      ascii;
    class       dictionary;
    location    "system";
    object      controlDict;
}
// * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * * //

application     simpleFoam;

startFrom       startTime;

startTime       0;

stopAt          endTime;

endTime         0.01;
```

```
deltaT          0.0001;

writeControl    timeStep;

writeInterval   10;

purgeWrite      0;

writeFormat     ascii;

writePrecision  6;

writeCompression off;

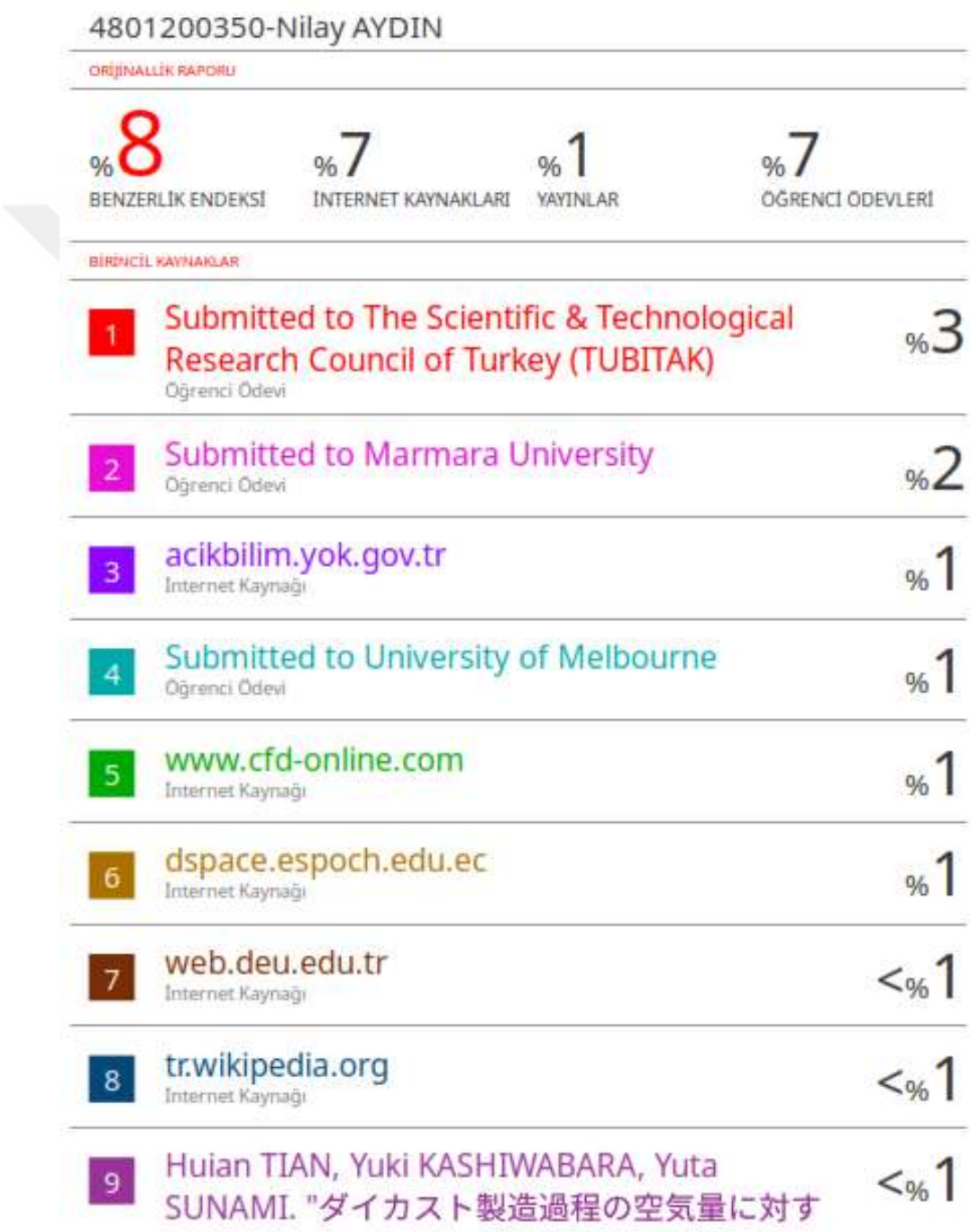
timeFormat      general;

timePrecision   6;

runTimeModifiable true;

  }//
********************************************************************************* //
```

İNTİHAL RAPORU İLK SAYFASI



4801200350-Nilay AYDIN

ORİJİNALLİK RAPORU

%8	%7	%1	%7
BENZERLİK ENDEKSİ	İNTERNET KAYNAKLARI	YAYINLAR	ÖĞRENCİ ÖDEVLERİ

BİRİNCİL KAYNAKLAR

1	Submitted to The Scientific & Technological Research Council of Turkey (TUBITAK) Öğrenci Ödevi	%3
2	Submitted to Marmara University Öğrenci Ödevi	%2
3	acikbilim.yok.gov.tr İnternet Kaynağı	%1
4	Submitted to University of Melbourne Öğrenci Ödevi	%1
5	www.cfd-online.com İnternet Kaynağı	%1
6	dspace.espoch.edu.ec İnternet Kaynağı	%1
7	web.deu.edu.tr İnternet Kaynağı	<%1
8	tr.wikipedia.org İnternet Kaynağı	<%1
9	Huian TIAN, Yuki KASHIWABARA, Yuta SUNAMI. "ダイカスト製造過程の空気量に対す	<%1

ETİK KURUL İZİN YAZISI

Uyarı: Canlı denekler üzerinde yapılan tüm araştırmalar için Etik Kurul Belgesi alınması zorunludur.

☐ **Etik Kurul izni gerekmektedir.**

☒ **Etik Kurul izni gerekmemektedir.**

Öğrenci Adı SOYADI
(İmza)

KURUM İZNİ YAZILARI

Uyarı: Canlı ve cansız deneklerle yapılan tüm çalışmalar için kurum izin belgelerinin eklenmesi zorunludur. Gizlilik ve mahremiyet içeren durumlarda kurum adı kapatılmalıdır.

☐ **Kurum izni gerekmektedir.**

☒ **Kurum izni gerekmemektedir.**

Öğrenci Adı SOYADI
(İmza)