KORONER DAMARLARIN FARKLI DARALMA GEOMETRİLERİNE BAĞLI OLARAK HEMODİNAMİK AÇIDAN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

Fatin SÖNMEZ
Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ
Doktora Tezi
Makine Mühendisliği Anabilim Dalı
2021
(Her hakkı saklıdır.)

T.C.
ATATÜRK ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
MAKİNE MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

KORONER DAMARLARIN FARKLI DARALMA GEOMETRİLERİNE BAĞLI OLARAK HEMODİNAMİK AÇIDAN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

(Experimental and Numerical Investigation of Coronary Arteries Depending on Different Stenosis Geometry in Terms of Hemodynamics)

DOKTORA TEZİ

Fatin SÖNMEZ

Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Erzurum

Kasım, 2021

KABUL VE ONAY TUTANAĞI

Fatin SÖNMEZ tarafından hazırlanan "Koroner Damarların Farklı Daralma Geometrilerine Bağlı Olarak Hemodinamik Açıdan Deneysel ve Sayısal İncelenmesi" başlıklı çalışması 05/11/2021 tarihinde yapılan tez savunma sınavı sonucunda başarılı bulunarak jürimiz tarafından Makine Mühendisliği Ana Bilim Dalı, Termodinamik Bilim Dalında Doktora tezi olarak kabul edilmiştir.

Jüri Başkanı:	Prof. Dr. Kadir BİLEN *Atatürk Üniversitesi*	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Danışman:	Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ *Atatürk Üniversitesi*	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Fuat GÜNDOĞDU *Atatürk Üniversitesi*	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Prof. Dr. Bayram ŞAHİN *Yıldız Teknik Üniversitesi*	ASLI ISLAK İMZALIDIR
Jüri Üyesi:	Doç. Dr. Mehmet KAYA *Erzurum Teknik Üniversitesi*	ASLI ISLAK İMZALIDIR

Enstitü Yönetim Kurulunun …./…/…. tarih ve ……sayılı kararı.

Bu tezin Atatürk Üniversitesi Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği'nin ilgili maddelerinde belirtilen şartları yerine getirdiğini onaylarım.

Prof. Dr. Saltuk Buğrahan CEYHUN
Enstitü Müdürü
ASLI ISLAK İMZALIDIR

Bu çalışma Atatürk Üniversitesi BAP projeleri kapsamında desteklenmiştir.
Proje No: FCD-2019-7316

Not: Bu tezde kullanılan özgün ve başka kaynaklardan yapılan bildiriş, çizelge, şekil ve fotoğrafların kaynak olarak kullanımı, 5846 sayılı Fikir ve Sanat Eserleri Kanunundaki hükümlere tabidir.

ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU

Doktora Tezi olarak *Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ* danışmanlığında sunulan "Koroner Damarların Farklı Daralma Geometrilerine Bağlı Olarak Hemodinamik Açıdan Deneysel ve Sayısal İncelenmesi" başlıklı çalışmanın tarafımızdan bilimsel etik ilkelere uyularak yazıldığını, yararlanılan eserlerin kaynakçada gösterildiğini, Fen Bilimleri Enstitüsü tarafından belirlenmiş olan Turnitin Programı benzerlik oranlarının aşılmadığını ve aşağıdaki oranlarda olduğunu beyan ederiz.

Tez Bölümleri	**Tezin Benzerlik Oranı (%)**	**Maksimum Oran (%)**
Giriş	*7*	**30**
Kuramsal Temeller	*13*	**30**
Materyal ve Yöntem	*8*	**35**
Bulgular	*1*	**20**
Tartışma	*0*	**20**
Tezin Geneli	*5*	**25**

Not: *Yedi kelimeye kadar benzerlikler ile Başlık, Kaynakça, İçindekiler, Teşekkür, Dizin ve Ekler kısımları tarama dışı bırakılabilir. Yukarıdaki azami benzerlik oranları yanında tek bir kaynaktan olan benzerlik oranlarının* ***%5'den*** *büyük olmaması gerekir.*

Beyan edilen bilgilerin doğru olduğunu, aksi halde doğacak hukuki sorumlulukları kabul ve beyan ederiz.

Tez Yazarı (Öğrenci)	**Tez Danışmanı**
Fatin SÖNMEZ	Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ
5.11.2021	**5.11.2021**
İmza: ASLI ISLAK İMZALIDIR	İmza: ASLI ISLAK İMZALIDIR

***** Tez ile ilgili YÖKTEZ'de yayınlamasına ilişkin bir engelleme var ise aşağıdaki alanı doldurunuz.

☐ Tezle ilgili patent başvurusu yapılması / patent alma sürecinin devam etmesi sebebiyle Enstitü Yönetim Kurulunun …./…/…. tarih ve …….sayılı kararı ile teze erişim 2 (iki) yıl süreyle engellenmiştir.

☐Enstitü Yönetim Kurulunun …./…/…. tarih ve …….sayılı kararı ile teze erişim 6 (altı) ay süreyle engellenmiştir.

TEŞEKKÜR

Çalışmalarım esnasında her zaman ilgi ve desteğini gördüğüm, bilgi ve tecrübelerinden faydalandığım danışman hocam Sayın Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ'e en içten teşekkürlerimi sunarım.

Bu çalışma, FCD-2019-7316 nolu "Damarların Farklı Daralma Geometrilerine Bağlı Olarak Hemodinamik Açıdan Deneysel İncelenmesi" isimli hibe ile Atatürk Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından finanse edilip desteklenmiştir. Bu desteği sundukları için Atatürk Üniversitesi Rektörlüğü ve BAP birimine teşekkür ederim. Proje yürütücüsü Sayın Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ, proje araştırmacıları Sayın Prof. Dr. Fuat GÜNDOĞDU ve Sayın Arş. Gör. Orhan YILDIRIM'a teşekkür ederim.

Katkılarından dolayı Sayın Prof. Dr. Kadir BİLEN'e, Dr. Öğr. Üyesi Ahmet ÖZTÜRK'e, deney sisteminin kurulmasında büyük emekleri olan Sayın Öğr. Gör. İlker FIRAT'a ve Sayın Tekniker Abit CÖMERT'e teşekkürlerimi sunarım.

Ayrıca, hayatım boyunca maddi ve manevi desteklerini benden esirgemeyen anne ve babama, akademik çalışmalarımda beni sürekli destekleyerek teşvik eden sevgili eşim Sinem SÖNMEZ'e ve yavrularım Asya ve Ali SÖNMEZ'e sonsuz şükranlarımı sunarım.

Fatin SÖNMEZ

ÖZET

DOKTORA TEZİ

KORONER DAMARLARIN FARKLI DARALMA GEOMETRİLERİNE BAĞLI OLARAK HEMODİNAMİK AÇIDAN DENEYSEL VE SAYISAL İNCELENMESİ

Fatin SÖNMEZ

Danışman: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Amaç: Bu çalışmada insan vücudundaki kardiyovasküler sisteme benzer bir deney sistemi kurularak farklı boru çapları, nabız değerleri ve stenoz oranlarına sahip arterin, basınç düşümüne, peristaltik pompa giriş ve çıkış basıncına ve en önemlisi de peristaltik pompanın harcadığı güç miktarına etkisi araştırılmıştır.

Yöntem: Bu amaç doğrultusunda %0, %60, %70 ve %80 simetrik stenoz oranlarında modeller ve klinik ortamdan alınıp birebir üretilen %0 ve %70 stenoz şiddetine sahip gerçek modellerden oluşmuştur. Üretilen bu modellerle birlikte deneyler 8 ve 10 mm çaplarda yapılmıştır. Deney sisteminde akışkan olarak kullanılan saf su, 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm için her bir nabız değerinde kullanılmıştır. Ayrıca test bölgesi ANSYS-Fluent yazılımı yardımıyla deneysel sınır şartları kullanılarak analiz edilmiş ve görselleştirilmiştir.

Bulgular: Test bölgesindeki her iki çap için; artan nabız değeri ve artan stenoz şiddeti ile basınç düşümü, pompa çıkış basıncı ve pompanın harcadığı güç değerlerinin arttığı, pompa giriş basıncının ise azaldığı gözlemlenmiştir. Bunun yanında aynı nabız değeri ve stenoz şiddeti için azalan boru çapı ile birlikte basınç düşümü, pompa çıkış basıncı, pompa giriş basıncı ve pompanın harcadığı güç değerlerinin arttığı görülmüştür. Basınç düşümü, pompadaki basınç farkı ve pompanın harcadığı güç değerlerine bakıldığında %70'e kadar daralma oranına sahip arterde çapın etkisi zayıf nabızın etkisi fazla iken, %70'den büyük daralma oranına sahip arterde ise hem çapın hem de nabızın güçlü etkisi olduğu görülmüştür.

Sonuç: Elde edilen bulgulara göre damarlarda stenoz şiddeti arttıkça daralma bölgesinde basınç düşümünün arttığı ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermiştir. Özellikle %70'ten büyük stenoz şiddetlerinde nabız değerinin artışıyla birlikte arterdeki basınç düşümü çok ciddi değerlere ulaşmıştır. 8 mm iç çaptaki gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %44'lik artış, daralmış modelde ise %58'lik artış gözlenmiştir. 10 mm iç çaptaki gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %40'lik artış, daralmış modelde ise %51'lik artış gözlenmiştir. Pompa, artan nabız değeri ve stenoz şiddetine bağlı olarak artan basınç farkını yenmek için daha çok iş yaptığı görülmüştür. Pompanın harcadığı güç değeri 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %12 iken 168 bpm için %18,3, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,2 iken 168 bpm için %13,8'e çıkmaktadır. Deneysel ve sayısal verilerdeki bu sonuç, benzer şekilde yüksek stenoz şiddetli insan arterlerinde de yüksek nabız gerektiren aktivilerden uzak durulması gerekliliğini ortaya koymuştur.

Anahtar Kelimeler: Peristaltik Pompa, Stenoz, Nabız, Kalp, Basınç Düşümü

Kasım 2021, 151 sayfa

ABSTRACT

DOCTORAL DISSERTATION

EXPERIMENTAL AND NUMERICAL INVESTIGATION OF CORONARY ARTERIES DEPENDING ON DIFFERENT STENOSIS GEOMETRY IN TERMS OF HEMODYNAMICS

Fatin SÖNMEZ

Supervisor: Doç. Dr. Şendoğan KARAGÖZ

Purpose: In this study, the effect of artery which has different pipe diameters by setting up a similar system to a cardiovascular system in a human body, pulse values and stenosis rates on pressure drop, inlet and outlet pressure of peristaltic pump and most importantly, the amount of power consumed by the peristaltic pump was investigated.

Method: In accordance with this purpose, models which were rates with 0%, 60%, 70% and 80% symmetrical stenosis and real models which were taken from the clinical environment and produced one by one having 0% and 70% stenosis rates were formed. Experiments were conducted with 8 and 10 mm diameters associated with the models which were formed. In the experiment system, pure water as a fluid was used in each pulse value for 54, 84, 114 and 168 bpm. Besides, test region was analyzed and visualized by confirming experimental boundary conditions with the help of ANSYS-Fluent software.

Findings: For both diameters in the test region; It was observed that the pressure drop, pump outlet pressure and power consumed by the pump increased, while the pump inlet pressure decreased with increasing pulse value and increasing stenosis rate. In addition, it has been observed that the pressure drop, pump outlet pressure, pump inlet pressure and power consumed by the pump increase with decreasing pipe diameter for the same pulse value and stenosis rate. When pressure drop, pressure difference in the pump and the power consumed by the pump were seen, it was observed that the diameter effect was weak and the pulse effect was strong on the artery which had maximum 70% stenosis rate and that both diameter and pulse had strong effect on the artery which had stenosis rate more than 70%.

Results: In the light of the findings, the more stenosis rate was in the artery, the more pressure drop was in the stenosis region and, this amount was increased with the ascending effort. Especially in the stenosis rates more than 70%, pressure drop in the artery got to remarkable amount with ascending pulse values. It was observed that in the real model which was 8 mm inner diameter non-stenosis was approximately 44% increase between 54 and 168 bpm and that in the stenosed model was 58% increase. It was observed that in the real model which was 10 mm inner diameter non-stenosis was approximately 40% increase between 54 and 168 bpm and that in the stenosed model was 51% increase. Pump was seen to work more to catch up with the ascending pressure difference depending on ascending pulse value and stenosis rate. While the power consumed by the pump for 54 bpm in 8 mm inner diameter was approximately 12%, it was 18,3% for 168 bpm. While the power consumed by the pump for 54 bpm in 10 mm inner diameter was approximately 9,2%, it was 13,8% for 168 bpm. This result in experimental and numerical data put forward that in the high stenosis rate human arteries should be stayed away from the activities requiring high pulse.

Keywords: Peristaltic Pump, Stenosis, Pulse, Heart, Pressure Drop

November 2021, 151 pages

İÇİNDEKİLER

KABUL VE ONAY TUTANAĞI i
ETİK BİLDİRİM VE İNTİHAL BEYAN FORMU ii
TEŞEKKÜR iii
ÖZET iv
ABSTRACT v
İÇİNDEKİLER vi
KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ viii
ŞEKİLLER DİZİNİ x
TABLOLAR DİZİNİ xv
GİRİŞ 1
KURAMSAL TEMELLER 4
Koroner Arter Tanıtımı 4
Arter Yapısı 4
Kanın Bileşimi ve Yapısı 6
Stenoz Arter ve Geometrisi 8
Hemodinamik Özellikler 9
Duvar Kayma Gerilmesi 10
Viskozite 11
Stenoz Arterde Kan Basıncı 12
Stenoz Arterde Akış Hızı ve Debi 16
Kan Viskozitesi ve Matematiksel Modelleri 17
Newton Tipi Olan Viskozite Modeli 18
Newton Tipi Olmayan Viskozite Modeli 18
Zamandan Bağımsız Newton Tipi Olmayan Viskozite Modeli 19
İncelen Akışkanlar veya Psödoplastik 20
Viskoplastik 21
Kalınlaşan Akışkanlar veya Dilatantlar 24
Zamana Bağlı Newton Tipi Olmayan Akış 24
Viskoelastik Newton Tipi Olmayan Akış 24
Literatür Araştırmaları 24
Literatür Değerlendirmesi 34
MATERYAL ve YÖNTEM 36

Deney Sistemi 36
Peristaltik Pompa 38
Isı Değiştiricisi 39
Elektromanyetik Debimetre 40
Sıcak Su Banyosu 41
Data Okuma Kartı 42
İnverter 43
Basınç Ölçümleri 44
Sıcaklık Ölçümleri 46
Deneysel Yöntem 47
Sayısal Analizler 50
Belirsizlik Analizi 55
ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA 56
Simetrik Model (8 mm) 57
Simetrik Model (10 mm) 64
Simetrik Modellerin Karşılaştırılması 72
Simetrik Modelde Pompa Çıkış Basıncı ve Genlikleri 81
Gerçek Model (8 mm) 85
Gerçek Model ile Simetrik Model Karşılaştırma (8 mm) 91
Gerçek Modeller (10 mm) 96
Gerçek Model ile Simetrik Model Karşılaştırma (10 mm) 101
Gerçek Modellerin Karşılaştırılması 105
Gerçek Modelde Pompa Çıkış Basıncı ve Genlikleri 111
Gerçek Arterde Sayısal Modelleme 113
SONUÇ ve ÖNERİLER 123
Sonuçlar 123
Öneriler 125
KAYNAKLAR 127
ÖZGEÇMİŞ 134

KISALTMALAR VE SİMGELER DİZİNİ

λ_1	Eksantriklik Uzunluğu [mm]
λ_2	Eksantriklik Genişliği [mm]
A_1	Minimum Kesit Alanı [mm^2]
A_0	Engelsiz Arter Alanı [mm^2]
BT	Bilgisayarlı Tomografi
CAD	Bilgisayar Destekli Tasarım
CFD	Hesaplamalı Akışkanlar Dinamiği
D	Boru Çapı [mm]
f	Darcy Sürtünme Faktörü
ϵ	Pürüzlülük [m]
h	Hidrolik yükseklik [m]
Hz	Frekans
g	Yer Çekim İvmesi [m/s^2]
K	Akışkan Tutarlılık İndeksi
KAH	Koroner Arter Hastalığı
L	Stenoz Uzunluğu [mm]
m	Metre
μ	Dinamik Viskozite [mpa.s]
n	Akışkan Davranış İndeksi
N	Nabız [bpm]
P	Mutlak Basınç [mbar]
PIV	Partikül Görüntü Velocimetry
ΔP	Basınç Düşümü [mbar]
R	Boru Yarıçapı [mm]
RBC	Kırmızı Kan Hücresi
Re	Reynolds Sayısı
t	Zaman [s]
T	Sıcaklık [°C]
τ	Kayma Gerilmesi [mbar]
V	Hız [m/s]
YDO	Yüzde Daralma Oranı [%]
$\dot{W}$	Güç [Watt]

WBC	Akyuvar
WSS	Duvar Kayma Gerilmesi [Pa]
ρ	Yoğunluk [kg/m^3]
$\dot{\gamma}$	Kayma Hızı [s^{-1}]

İndisler

1	Giriş
2	Çıkış
ç	Pompa Çıkış
g	Pompa Giriş
ort	Ortalama
p	Plazma
w	Duvar

ŞEKİLLER DİZİNİ

Şekil 1. Koroner arterlerin yerleşimi (Anonim 2021a) 4
Şekil 2. Arter yapısı (Anonymous 2021) 5
Şekil 3. Kanın hücresel elemanları (Anonim 2021b) 7
Şekil 4. Kırmızı kan hücrelerindeki rouleauxlerin mikroskop görüntüleri. Doğrusal dizideki hücre sayıları, a, b, c, d ve f'de sırasıyla 2, 4, 9, 15 ve 36'dır. (Fung 1993) 7
Şekil 5. Kayma gerilmesi-kayma hızı arasındaki denge durumunun hücre toplam boyutuna etkisi (Mazumdar 1992) 8
Şekil 6. Stenoz arter görünümü (Anonim 2021c) 8
Şekil 7. Stenoz geometrisinin şematik gösterimi (Young 1979) 9
Şekil 8. Duvar kayma gerilmesinin görünümü (Gijsen *et al.* 2019) 10
Şekil 9. Hematokritin kan viskozitesine etkisi (Guyton and Hall 2010) 11
Şekil 10. RBC'nin viskozite-kayma hızı değişimi (Gijsen *et al.* 2019) 12
Şekil 11. Farklı stenoz dereceleri için WSS konturu ve tepe noktası akımda eksenel yön boyunca WSS (Li 2006) 14
Şekil 12. %70 stenozu olan bir arterdeki eksenel mesafenin bir fonksiyonu olarak basınç. a) arter geometrisi. b) Viskozite veya türbülans olmadan kan akışı. c) Viskozite ve türbülanstan kaynaklanan enerji kayıplarını içeren kan akışı. (Hoskins and Lawford 2017) 16
Şekil 13. Stenoz derecesinin bir fonksiyonu olarak akış hızı ve debisi (Spencer and Reid 1979) 17
Şekil 14. Akış davranışının reoloji diyagramı (Chhabra and Richardson 1999) 18
Şekil 15. İncelen akışkan davranışının şematik gösterimi (Chhabra and Richardson 1999) ... 20
Şekil 16. Bingham Plastik ve bir karbopol polimer çözeltisinin kayma gerilmesi kayma hızı ilişkisi (Chhabra and Richardson 1999) 21
Şekil 17. Deney sisteminin şematik resmi 37
Şekil 18. Deney sisteminin resmi 38
Şekil 19. Deney sisteminde kullanılan peristaltik pompa 39
Şekil 20. Deney sisteminde kullanılan ısı değiştiricisi 40
Şekil 21. Deney sisteminde kullanılan elektromanyetik debimetre 40
Şekil 22. Deney sisteminde kullanılan ısı değiştiricisi 42
Şekil 23. Deney sisteminde kullanılan data okuma kartı 43
Şekil 24. Deney sisteminde kullanılan inverter 44
Şekil 25. Deney sisteminde kullanılan fark basınç transmitteri 45

Şekil 26. Deney sisteminde kullanılan piezorezistif basınç transmitterleri.....46
Şekil 27. Deney sisteminde termoelemanların kalibrasyonu 47
Şekil 28. Deney sisteminde simetrik modeller.....48
Şekil 29. Deney sisteminde gerçek modeller 48
Şekil 30. Deney sisteminde test bölgesi 49
Şekil 31. Analizi yapılan daralmamış model ve mesh yapısı.....51
Şekil 32. Analizi yapılan daralmış model ve mesh yapısı.....51
Şekil 33. Skewness kriteri için skala 52
Şekil 34. Model seçimi.....54
Şekil 35. Farklı nabız değerlerine bağlı olarak daralmış ve daralmamış arterin analizleri 55
Şekil 36. Nabız değerinin debi üzerine etkisi.....56
Şekil 37. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=8mm).....57
Şekil 38. Simetrik modelde debi miktarının basınç düşümüne etkisi (D=8mm) 58
Şekil 39. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=8mm) 59
Şekil 40. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=8mm).....60
Şekil 41. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=8mm) 61
Şekil 42. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (D=8mm) 62
Şekil 43. Simetrik modelde daralma oranının basınç düşümüne etkisi (D=8mm).....63
Şekil 44. Simetrik modelde daralma oranının pompanın harcadığı güce etkisi (D=8mm).....64
Şekil 45. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=10mm).....65
Şekil 46. Simetrik modelde debi miktarının basınç düşümüne etkisi (D=10mm) 66
Şekil 47. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=10mm) 67
Şekil 48. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=10mm).....68
Şekil 49. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=10mm) 69
Şekil 50. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (D=10mm) 70
Şekil 51. Simetrik modelde daralma oranının basınç düşümüne etkisi (D=10mm).....71
Şekil 52. Simetrik modelde daralma oranının pompanın harcadığı güce etkisi (D=10mm).....72
Şekil 53. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%0) 73
Şekil 54. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%60) 73
Şekil 55. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%70) 73
Şekil 56. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%80) 74
Şekil 57. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%0) 74
Şekil 58. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%60) 75
Şekil 59. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%70) 75
Şekil 60. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%80) 75

Şekil 61. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%0).....76
Şekil 62. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%60).....76
Şekil 63. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%70).....77
Şekil 64. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%80).....77
Şekil 65. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%0) 78
Şekil 66. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%60) 78
Şekil 67. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%70) 78
Şekil 68. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%80) 79
Şekil 69. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%0) 80
Şekil 70. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%60) ...80
Şekil 71. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%70) ...80
Şekil 72. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%80) ...81
Şekil 73. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=8mm) 82
Şekil 74. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%60, D=8mm) 82
Şekil 75. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=8mm) 82
Şekil 76. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%80, D=8mm) 82
Şekil 77. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=10mm) 83
Şekil 78. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%60, D=10mm) 83
Şekil 79. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=10mm) 83
Şekil 80. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%80, D=10mm) 83
Şekil 81. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=8mm) ..84
Şekil 82. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=10mm) 85
Şekil 83. Gerçek modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=8mm) 86
Şekil 84. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=8mm) 87
Şekil 85. Gerçek modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=8mm).....88
Şekil 86. Gerçek modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=8mm) 89
Şekil 87. Gerçek modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi (D=8mm)90

Şekil 88. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması (D=8mm) 91
Şekil 89. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm) 92
Şekil 90. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm) 93
Şekil 91. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm) 94
Şekil 92. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisinin karşılaştırılması (D=8mm) 95
Şekil 93. Gerçek modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=10mm) 96
Şekil 94. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=10mm) 97
Şekil 95. Gerçek modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=10mm) 98
Şekil 96. Gerçek modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=10mm) 99
Şekil 97. Gerçek modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi (D=10mm) 100
Şekil 98. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması (D=10mm) 101
Şekil 99. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm) 102
Şekil 100. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm) 103
Şekil 101. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm) 104
Şekil 102. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisinin karşılaştırılması (D=10mm) 105
Şekil 103. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması 106
Şekil 104. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması 107
Şekil 105. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması 108
Şekil 106. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması 109

Şekil 107. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisinin karşılaştırılması 110
Şekil 108. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=8mm) 111
Şekil 109. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=8mm) 111
Şekil 110. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=10mm) 112
Şekil 111. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=10mm) 112
Şekil 112. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=8mm) 112
Şekil 113. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=10mm) 113
Şekil 114. Gerçek daralmamış modelde hız dağılımının sayısal analizi 114
Şekil 115. Gerçek daralmış modelde hız dağılımının sayısal analizi 115
Şekil 116. Gerçek daralmamış modelde basınç dağılımının sayısal analizi 116
Şekil 117. Gerçek daralmış modelde basınç dağılımının sayısal analizi 117
Şekil 118. Gerçek daralmamış modelde duvar kayma gerilmesi dağılımının sayısal analizi 118
Şekil 119. Gerçek daralmış modelde duvar kayma gerilmesi dağılımının sayısal analizi 119
Şekil 120. Gerçek daralmamış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması 120
Şekil 121. Gerçek daralmış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması . 120
Şekil 122. Gerçek daralmış-daralmamış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması 121
Şekil 123. Gerçek daralmamış-daralmamış modelde duvar kayma gerilmesinin sayısal karşılaştırılması 121

TABLOLAR DİZİNİ

Tablo 1. Zamandan bağımsız Newton tipi olmayan akışlar için viskozite modelleri 22
Tablo 2. Deney düzeneğinde kullanılan peristaltik pompanın teknik özellikleri 39
Tablo 3. Elektromanyetik debimetre teknik özellikleri 41
Tablo 4. Sıcak su banyosu teknik özellikleri 42
Tablo 5. Data okuma kartının teknik özellikleri 43
Tablo 6. İnverterin teknik özellikleri 44
Tablo 7. Fark basınç transmitterinin teknik özellikleri 45
Tablo 8. Piezorezistif basınç transmitterin teknik özellikleri 46
Tablo 9. Frekanslara karşılık gelen nabız ve hacimsel debi değerleri 49
Tablo 10. 54 bpm daralmış model için mesh bağımsızlık kriteri 52
Tablo 11. Gerçek modelin sayısal analizinde sınır şartları için kullanılan değerler 54

GİRİŞ

Son yıllarda, bilimin her alanındaki gelişmeler nedeniyle, çok disiplinli çalışmalar önemli hale gelmiştir. Biyomedikal araştırmalar da bu çok disiplinli çalışma alanlarından biridir. Biyomedikal araştırmalar, kardiyovasküler hastalıkların doğrudan kalbin yapısı, damarlar üzerindeki kan kuvvetleri ve basınçtan etkilendiğini kabul etmektedir. Ayrıca bilim adamları iş birliği içinde çalışarak bu etkileri derinlemesine keşfetmek için, yeni matematiksel modeller, hesaplamalı akışkanlar dinamiği (Computational Fluid Dynamics (CFD)), deneysel akışkanlar mekaniği modelleri ve tıbbi görüntüleme yöntemlerini kullanarak yeni ilişkiler bulmaya çalışmaktadırlar.

Kardiyovasküler hastalıklar, kan damarlarını veya kalbi içeren hastalıkların birleşimidir. Doğuştan kalp hastalığı, serebrovasküler hastalık, koroner arter hastalığı vb. tiplerde kardiyovasküler hastalıklar vardır. Dünyada her yıl 17,3 milyon ölüme neden olan bu hastalık ölümlerin bir numaralı sebebidir ve bu sayının 2030 yılında 23,6 milyon olması beklenmektedir. Kardiyovasküler hastalıktan kaynaklanan ölüm sayısı, tüm kanser türlerinin neden olduğu ölüm sayısından fazladır (Chan *et al.* 2013; Mozaffarian *et al.* 2015; McElroy *et al.* 2016).

İnsan kalbi sürekli pompa vazifesi görerek tüm vücudun kan ihtiyacını karşılamaktadır. Kalbin bu görevi yerine getirmesi için kalbin kendisi de zengin oksijen içeriğine sahip kana ihtiyaç duymaktadır. Bu kan, kalbimize koroner arterler yoluyla ulaştırılmaktadır. Dolayısıyla kalbin çalışıp pompa vazifesini yerine getirmesi, koroner arterler tarafından beslenen kana bağlıdır. Bu arterlerdeki hastalıklar koroner arter hastalığı (KAH) olarak bilinmektedir ve dünya çapında en yaygın ölüm nedeni olmuştur. KAH, arterin geçişini daraltan plak (yağ birikintileri) oluşumunu geliştirir ve bu da kalbin ihtiyacı olan kan, oksijen ve diğer hayati besinlerin azalmasına neden olmaktadır (Pandey *et al.* 2020).

İnsan yaşamını güçlü bir şekilde tehdit eden birçok kardiyovasküler hastalık, atardamarlardaki kan akımı koşullarıyla ilişkilidir. Kan akışının ve arter duvarlarının özellikleri, bu arteryel hastalıklar (anevrizmalar, ateroskleroz ve polisitemi gibi) ile değişebilir (Nejad *et al.* 2018). Kardiyovasküler hastalıklardan özellikle ateroskleroz, gelişmiş ülkelerde önde gelen ölüm nedenidir (Chatzizisis*et et al.* 2007; Lozano *et al.* 2012). Aterosklerozun ortaya çıkmasına ve gelişmesine yol açan sayısız fizyolojik ve biyolojik neden vardır. Kan akışı fizyolojik nedenlerden biridir ve açıklaması son yıllarda büyük ilgi görmüştür. Sıvı ve arter duvarının endotel hücreleri arasındaki teğetsel gücün incelenmesi ve hız alanının tanımlanması,

ateroskleroz gelişimini ve stenoz oluşumunu anlamaya katkıda bulunur (Doutel *et al.* 2019). Stenoz arter, aterosklerotik plak birikimi nedeniyle damar lümeninin kalınlaşmasıyla ortaya çıkan kan arterinin daralmasıdır. Stenoz arterlerde; kan damarlarının çapı, kolesterol birikimi ve arter duvarlarının yakınında yağ birikmesi nedeniyle azalmaktadır (Ku 1997, Taylor *et al.* 2013).

Hemodinami; kan dolaşımı ve bu dolaşımı etkileyen fiziksel faktörleri konu alan bilim dalıdır. Hemodinamik parametreler; kayma gerilmesi, basınç dağılımı, hız gradyanı, viskozite vb. büyüklükleri içermektedir. Arterlerin stenozu hemodinamik parametrelere, arteryel duvarların mekanik davranışlarına, vasküler hastalıklara (ateroskleroz gibi) ve artmış kan konsantrasyonuna (örneğin polisitemi) neden olmaktadır. Ayrıca kan viskozitesindeki artışla, kan akımı azalmakta ve basıncı artmaktadır (Nejad *et al.* 2018). Çoğu zaman stenotik arterlerdeki hemodinamik özellikler stenoz boğazında yüksek duvar kayma gerilmesi (Wall Shear Stress (WSS)) ve stenozun yukarı ve aşağı akışında ise düşük WSS (ve bazı durumlarda akış ayrımı) neden olmaktadır (Ku 1997).

Bu çalışma insanlardaki koroner damarların farklı stenoz oran ve geometrilerinin; peristaltik pompada harcadığı güce ve çıkış basıncına, damardaki basınç düşümüne, hız gradyanına olan etkisini incelemeyi amaçlamıştır. Çalışma deneysel ve sayısal olmak üzere iki bölümden oluşmuştur. Öncelikle hastane ortamından koroner damar tıkanıklığı olan hastaların 2 boyutlu Bilgisayarlı Tomografi (BT) görüntüleri alınmış, bilgisayar destekli 3 boyutlu katı modelleme ve tasarım programı olan SolidWorks kullanılarak 3 boyutlu görsel hâline getirilmiştir. Elde edilen damar modelinin hem kurulmuş olan kardiyovasküler mekanizmaya benzer bir deney sisteminde hem de Fluent yazılımında sayısal olarak analizleri yapılmıştır. Deneysel ve sayısal sonuçlar karşılaştırılmıştır. Yapılan deneysel ve sayısal analizler sonucunda koroner damardaki (test borusunda) daralmanın ve bu daralmaya bağlı olarak da daralma geometrisinin kalbe ciddi etkisinin olduğu görülmüştür.

Tüm bu analizler, damar tıkanıklığının kalp yetmezliği ve damar sertleşmesi gibi kardiyovasküler hastalıkları meydana getiren etkenlerle olan ilişkisini inceleme, yorumlama ve anlama için yapılmıştır. Sonuçlar aterosklerozun hemodinamik özelliklerini ortaya çıkarmak ve daha iyi tanı yöntemleri ile klinik tedavileri keşfetmek için yararlı olacağı düşünülmüştür.

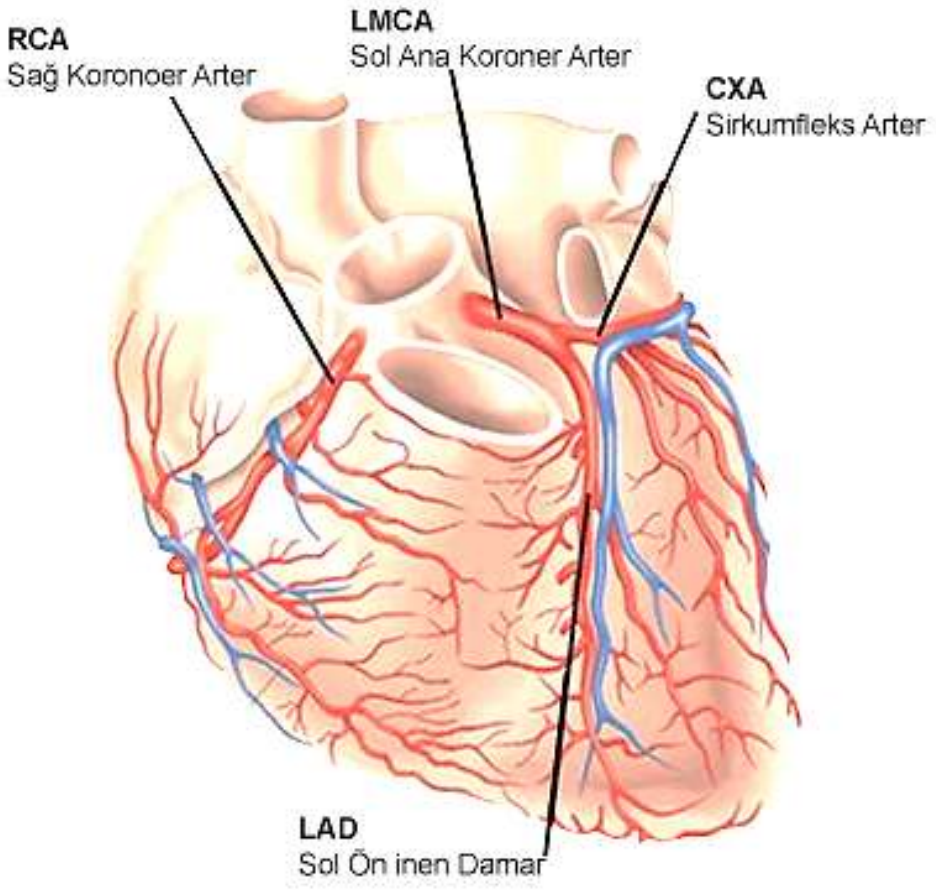
Geçtiğimiz yıllarda kardiyovasküler sistem üzerine deneysel ve sayısal çalışmalar yapılmıştır. Bunların bir kısmı daralmış damar geometrileriyle alakalı çalışmalar olup çoğu damardaki kan akışının hemodinamik yapısını anlamak üzere yapılmış olan sayısal çalışmalar olduğu görülmüştür. Yapılan literatür çalışmalarında daralma geometrisine bağlı olarak hemodinamik etkilerin kalbin harcadığı güce olan etkisini araştıran çalışmalara rastlanmamıştır.

Yapılan çalışmanın özgün değeri de burada ortaya çıkmıştır. Yapılan çalışmanın ana motivasyonu, kardiyovasküler hastalıklarda karşılaşılan daralmış geometriler üzerinde deneysel ve sayısal analizleri yaparak gerekli hemodinamik parametreleri elde edip bu parametreleri damardaki daralmanın kalbe olan etkisiyle ilişkilendirmek, damar içerişinde oluşan akışı incelemek ve bu sonuçları hastalıkların tedavisine katkıda bulunmak için kullanmak olmuştur.

KURAMSAL TEMELLER

Koroner Arter Tanıtımı

Koroner dolaşım, kalp kasının (miyokard) kan damarlarındaki kan dolaşımını ifade eder. Miyokard'a oksijenli kan taşıyan damarlar koroner arterler olarak bilinir. İnsan kalbindeki koroner arterler iki kısımdan oluşur. Sağ koroner arter (Right Coronary Artery (RCA)) ve sol ana koroner arter (Left Main Coronary Artery (LMCA)). Sol ana koroner arter ise kısa bir segment sonrasında 2'ye ayrılır: Bunlar birincisi sol ön inen arter (Left Anterior Descending (LAD)), diğeri ise sirkumfleks arterdir (Circumflex Artery (Cx)). Dolayısıyla, kalbi 2'si solda, biri sağda olmak üzere 3 atardamar besler. Şekil 1'de koroner damar yapısı gösterilmiştir.



Şekil 1. Koroner arterlerin yerleşimi (Anonim 2021a)

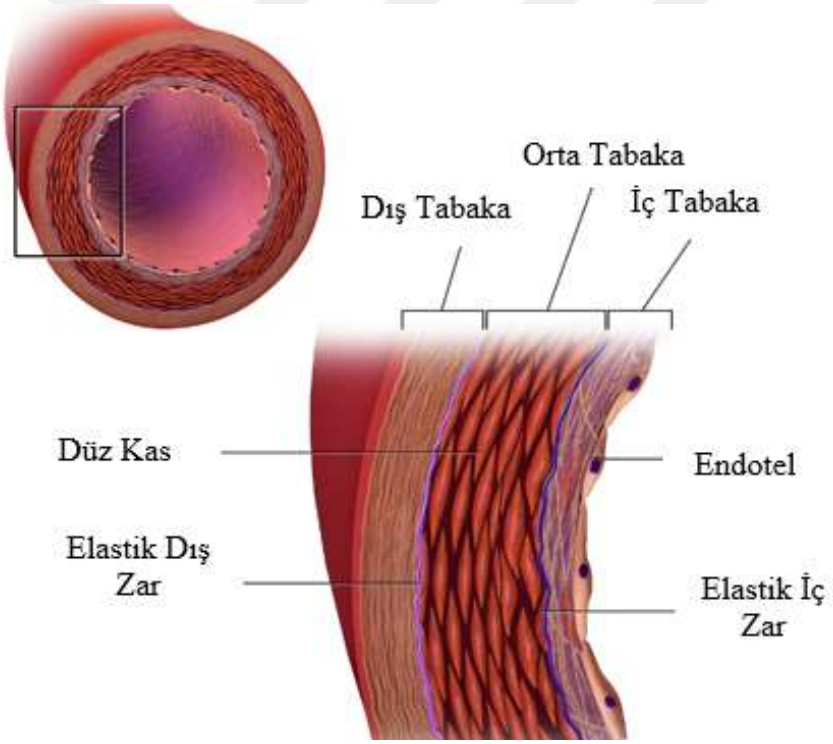
Arter Yapısı

Arter yapısı Şekil 2'de görüldüğü gibi üç ana tabakadan oluşur. Bunlar iç tabaka (Tunica İntima), orta tabaka (Tunica Media) ve dış tabakadır (Tunica Externa).

İç tabaka, lümene en yakın olan tabakadır. Bu, ince bir zarla tek bir endotelyal hücre tabakasından ayrılan vasküler duvarın en ince tabakası olup elastin (Elastisite ve enerji korunmasını sağlar) ve kollajen (Gerilmeye karşı direnç ve güç sağlar) içeren esnek bir yapıya sahiptir. Endotel sadece kanı çevredeki dokudan ayırmak için fiziksel bir bariyer görevi görmekle kalmaz aynı zamanda pıhtılaşma, iltihaplanma ve arter dokusunun düzenlenmesine de katkıda bulunur (Brown *et al.* 2017).

Orta tabaka büyük ölçüde düz kas, elastin ve kollajenden oluşan bir tabakadır (Thakali *et al.* 2007). Bu kas tabakası kan akışındaki salınımları ayarlamak ve arter dokusunu korumaktan sorumludur (Brown *et al.* 2017).

En dıştaki tabaka olan dış tabaka, kollajen bağ dokusundan meydana gelir (Brown *et al.* 2017). Bu tabaka çevredeki dokularla arteri tutturmak için işlev gören harici bir elastik zar ile çevrelenmiştir. Dış tabaka, arterin çökmesini önlemek ve hasara karşı korunmasını sağlar.



Şekil 2. Arter yapısı (Anonymous 2021)

Vücuttaki damarlar esnek bir yapıya sahip olup bazı durumlarda büzülürken bazı durumlarda genişleyebilme özelliğine sahiptir. Bu özelliklerinin hem deneysel hem de sayısal çalışmalarda kan akışı damar duvarı etkileşiminde hemodinamik parametreleri önemli ölçüde etkilediği düşünülmektedir. Misra and Chakravarty (1986) ve Misra *et al.* (1993), ince stenozlarda pulsatil akışa yaklaşık analitik çözümler sunmuşlar ve ince duvar teorisini takiben duvarın deforme olabileceğini dikkate almışlardır. Stergiopulos *et al.* (1996) ve Moayeri and Zendehbudi (2003) bozulmamış arterin elastik özelliklerini dikkate almışlar ancak stenoz

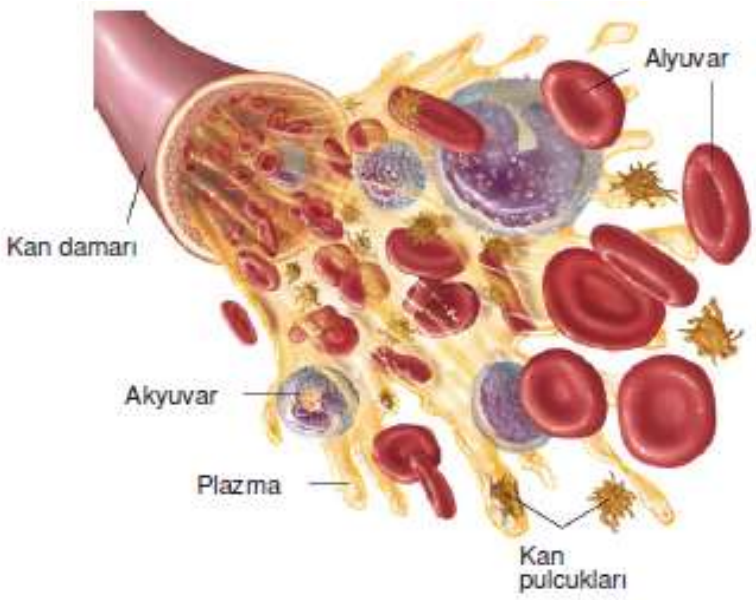
bölgesinin sert olduğunu varsaymışlardır. Moayeri and Zendehbudi (2003) deforme olabilen duvarlı simülasyonun, zaman ortalamalı basınç düşüşünü arttırırken arter duvarındaki maksimum kayma gerilmesini azalttığını bulmuştur. Arter duvar uyumunun etkisi potansiyel olarak önemli olmakla birlikte, ateroskleroz duvarın elastik özelliğini önemli ölçüde azalttığı için stenoz arterler yoluyla hemodinamik çalışmada ikincil öneme sahiptir (Tarbell 2003). Öte yandan Nerem (1993), duvardaki şekil bozukluğunun birincil etkisinin, akış ve basınçtaki pulsatil dalga biçiminin şekli üzerinde olduğunu, böylece gerçek fizyolojik akış biçimi göz önüne alındığında duvarın katı olarak kabul edilebileceğini öne sürmüştür. Bu nedenle birkaç araştırma duvar hareketinin etkisini görmezden gelmiş ve stenoz arter yoluyla akış çalışması için tüpün sert olduğunu kabul etmiştir (Stroud *et al.* 2000; Sherwin and Blackburn 2005).

Kanın Bileşimi ve Yapısı

Kan; damarlarımızda sürekli dolaşıp oksijen, besin maddeleri, hormonları, vitaminleri ve antikorları dokulara taşıyan ve oluşan karbondioksit ve atık maddelerini vücuttan uzaklaştıran yaşamsal sıvıdır. Vücut ağırlığının yaklaşık olarak %8'i kan hacmidir.

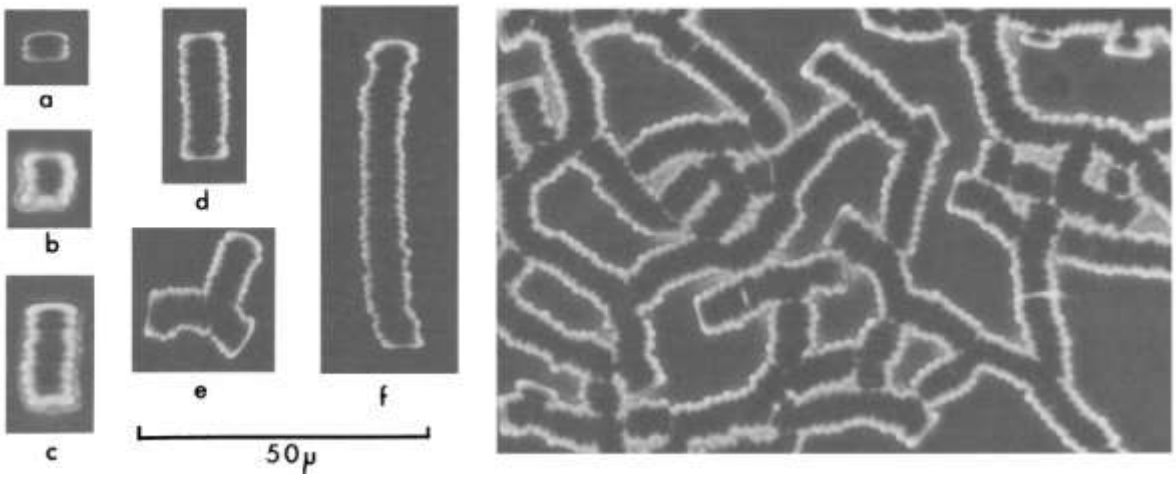
Vücuttaki kanın yaklaşık %55'i plazma adı verilen sıvıdan ve %45'i ise hücrelerden oluşur. Plazmanın yaklaşık %90'lık kısmı sudan oluşur ve bu su içinde besin maddeleri, proteinler ve diğer yaşamsal önemde kimyasal maddeler bulunur (Thiriet and Parker 2009). Kan hücreleri ise Şekil 3'te gösterildiği gibi alyuvar (eritrosit), akyuvar (lökosit) ve kan pulcuklardan (trombositler) meydana gelir. Alyuvarlar aynı zamanda kırmızı kan hücreleri (Red Blood Cell (RBC)) olarak bilinip kan hücrelerinin yaklaşık %99'unu oluşturur (Robertson *et al.* 2009). RBC'ler akciğerlerden alınan oksijeni hücrelere, hücrelerdeki karbondioksiti de akciğerlere taşımaktan sorumludur. RBC'lerin oluşturduğu hacmin, toplam kan hacmine oranı da hematokrit olarak bilinir. Akyuvar (White Blood Cell (WBC)) kan hücrelerinin yaklaşık %1'ini oluşturup bağışıklık sistemi için hayati öneme sahiptir. Geriye kalan kan hücresi olan trombositler ise kandaki akışkan özelliğini azaltmaktan sorumludur.

Kan, karmaşık bir bileşimdir. Glikoz, proteinler gibi çözünmüş bileşenlere sahip homojen bir sıvı olan plazma Newton tipi olan akış özelliği sergilerken; RBC'ler, WBC'ler ve trombositler olarak da bilinen kan hücreleri kanı sadece bir süspansiyon hâline getirmekle kalmayıp aynı zamanda Newton tipi olmayan bir akış özelliği gösterirler (Dintenfass 1963; Thurston 1979; Ku 1997; Anand *et al.* 2004; Robertson *et al.* 2009; Secomb 2016).



Şekil 3. Kanın hücresel elemanları (Anonim 2021b)

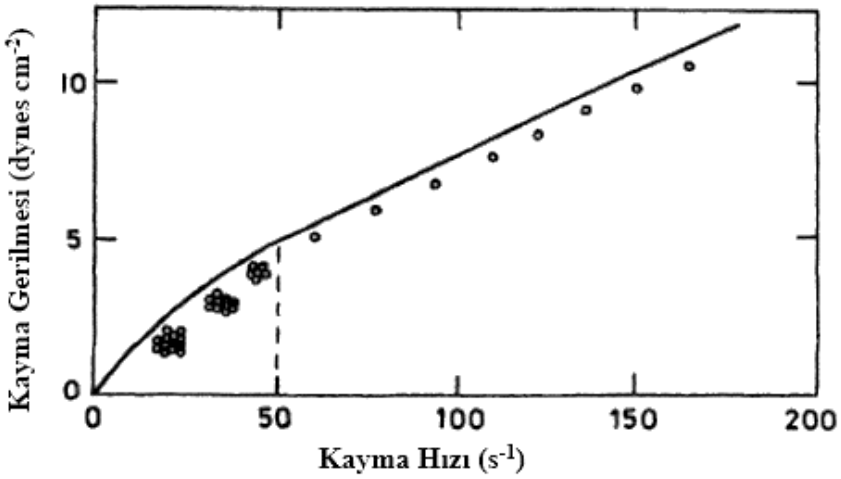
RBC'lerin toplanabilir (agregasyon) ve deforme olabilen doğası kan reolojisinde önemli roller oynamaktadır. RBC agregasyonunun boyutu, RBC konsantrasyonunun ve kayma hızının bir fonksiyonudur (Zydney *et al.* 1991). RBC agregasyonu, kayma hızlarının düşük olduğu durumlarda viskozitede büyük bir artışa neden olur ve kayma hızının sıfıra düşmesiyle RBC'ler katı gibi davranan bir agrega hâline dönüşür. Kayma hızı arttıkça RBC agregaları parçalanma eğilimindedir ve yapı plazmada bir RBC agrega kümesinin süspansiyonu hâline gelir. Bu agregalar, Şekil 4'te gösterildiği gibi rouleaux adı verilen daha küçük birimlerden oluşur (Fung 1993).



Şekil 4. Kırmızı kan hücrelerindeki rouleauxlerin mikroskop görüntüleri. Doğrusal dizideki hücre sayıları, a, b, c, d ve f'de sırasıyla 2, 4, 9, 15 ve 36'dır. (Fung 1993)

Kayma hızı arttıkça, her bir rouleaux için RBC ortalama sayısı azalır. Kayma hızı kritik değerin altında, rouleauxler ayrı hücrelere bölünür. Kritik kayma hızı sınırı aşıldığında, her bir rouleauxdeki RBC'ler, denge durumuna gelir ve bikonkav diskoid şeklini korur. Hücre agrega

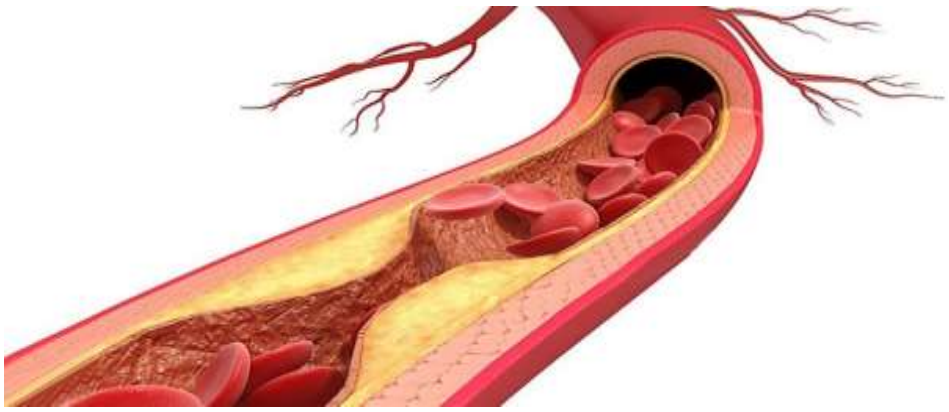
büyüklüğü ile uygulanan kayma gerilimi arasındaki dinamik denge Şekil 5'te görülmektedir (Mazumdar 1992).



Şekil 5. Kayma gerilmesi-kayma hızı arasındaki denge durumunun hücre toplam boyutuna etkisi (Mazumdar 1992)

Stenoz Arter ve Geometrisi

Ateroskleroz, atardamar içinde plak birikmesi nedeniyle damarların daralması ve sertleşmesi ile oluşan bir hastalıktır (Şekil 6). Aterosklerozun gelişmesiyle damardaki daralma stenozu meydana getirir. Bu hastalık, vücudun etrafındaki kan akışını bozarak ciddi sorunlara neden olabilmektedir. Koroner damarlardaki ileri düzey tıkanıklıklarda kalpte kalıcı hasarlar oluşabilmektedir.



Şekil 6. Stenoz arter görünümü (Anonim 2021c)

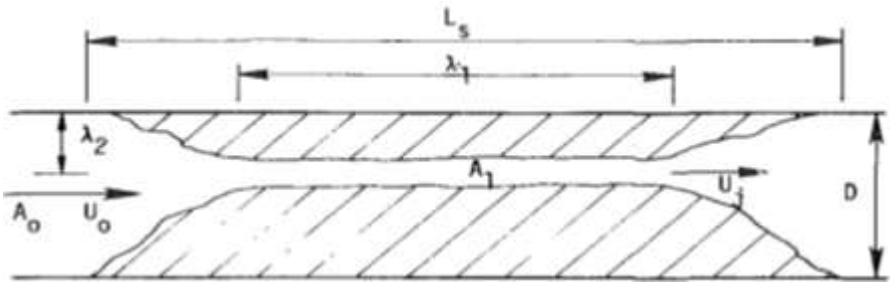
Ateroskleroz yavaş ilerler ve uzun süre belirti vermeyebilir. Stenozlu bir geometri yoluyla akışın araştırılması, kalp krizi ve inme ile sonuçlanan ateroskleroz gibi vasküler hastalıklarla bağlantılı olması nedeniyle önemlidir. Kandaki yüksek kolesterol veya trigliserit seviyesi, yağlı maddelerin arter duvarının iç kısmındaki endotel boyunca sürekli birikmesine neden olur bu da akış geçişini daraltır ve duvarı sertleştirir (Tarbell 2003). Çok sayıda araştırma, değiştirilmiş kayma gerilmesinin mitojenik (hücre bölünmesini tetikleyen bir protein) sinyal

yollarını aktive ettiğini, vasküler hücre proliferasyonunu (hücrelerin çoğalması) ve migrasyonunu (bir kuvvetin etkisi altında taneciklerin belli bir yönde hareketi) desteklediğini (Liu 1999), lipit birikimini arttırdığını (Zand *et al*. 1999) ve intimal ve ateroskleroz oluşumunu kolaylaştırdığını (Ku *et al*. 1985) göstermişlerdir. Wootton and Ku (1999) WSS ile aterosklerotik intimal kalınlaşma arasında güçlü bir ters korelasyon olduğunu ileri sürmüşlerdir. Nerem (1993) ve Chiu *et al.* (1998), arterleri hizalayan endotelyal hücrelerin, duvar kayma gerilmesinin düşük ancak duvar kayma gerilme gradyanının (Wall Shear Stress Gradient (WSSG)) yüksek olduğu, yeniden bağlanma noktasının yakınında yüksek hücre bölünme oranları ve düşük hücre yoğunluğu sergilediği sonucuna varmışlardır. Öte yandan, stenozdaki akış ayrımı ile ilişkili artan basınç kayıpları iskemi oluşturabilen, stentleme, anjiyoplasti ve bypass operasyonları gibi cerrahi müdahalelere ihtiyaç duyularak akış hızını azaltmaktadır (Sherwin and Blackburn 2005). Ayrıca stenozların varlığında hidrodinamik kuvvetler, plak çatlağına (Ku *et al.* 1990), stenoz bitimi bölgesinde yarıklara (Ojha *et al.* 1990), tromboza ve stenoz bitimi bölgesindeki arteriyel duvarın hasarına (Dvinsky *et al.* 1994; Ku 1997) sebep olur. Tüm bu faktörler, hastalığın patolojik yorumlanmasını kolaylaştıran aterosklerotik oluşumun şiddetini tahmin etmek için stenoz arterlerdeki hemodinamiğin araştırılmasının önemini vurgulamaktadır.

Canlı sistemlerde bulunan stenozların geometrisi değişkendir ve karakterize edilmesi zordur. Şekil 7'de gösterilen çizim, stenozu yeterli şekilde karakterize etmek için gerekli olabilecek çok sayıda geometrik değişkeni göstermektedir. En önemli rolü oynayan (ve stenozu tanımlamak için en sık kullanılan değişken), minimum kesit alanı A_1'in engelsiz arter alanı A_0 oranıdır. Yaygın olarak kullanılan "yüzde stenoz" terimi

$$(1 - A_1 / A_0) \times 100 \quad (1)$$

olarak tanımlanır. Bununla birlikte, stenoz uzunlukları, L_s, λ_1, ve λ_2 gibi bazı eksantriklik ölçüleri önemli faktörlerdir.



Şekil 7. Stenoz geometrisinin şematik gösterimi (Young 1979)

Hemodinamik Özellikler

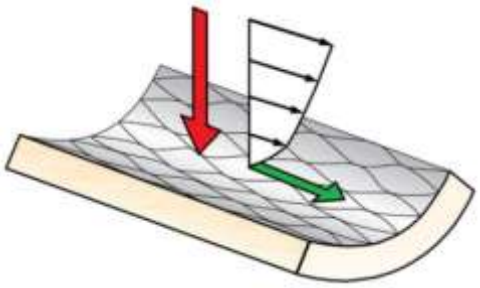
Dolaşım sistemi; kalbi, arterleri, mikrosirkülasyonları, damarları içine alan ve birbirine

bağlı bir tüp serisidir. Kalp, her kalp atışında kanın damarların içinde hareket etmesiyle tüm vücuda dağılmasını sağlayan büyük sistemin sürücüsüdür. Kalbin sağlaması gereken kan kuvvetlerinin incelenmesi, kardiyovasküler fizyolojinin önemli bir dalı olan hemodinamik kuvvetlerin konusudur.

Kardiyovasküler hastalıklarda hemodinamik faktörler önemli olup, hız alanından türetilir ve akış ayrımı, girdap oluşumu ve WSS gibi farklı formları içerir. Akış içindeki girdap, hız alanından hesaplanır. WSS çoğunlukla doğrudan hesaplanması zor olduğundan duvarın yakınındaki yerel hız dağılımından hesaplanır.

Duvar Kayma Gerilmesi

Kan ve damar duvarı arasındaki sürtünme kuvvetinin mikro bir ortamını içeren WSS bir vektör alanıdır ve büyüklüğü, yüzeye teğet olan kan viskozitesi ve akış hızı gradyanı olarak tanımlanıp şematik gösterimi Şekil 8'de verilmiştir. Şekilde kırmızı ok basıncı, yeşil ok duvar kayma gerilmesini temsil etmektedir.



Şekil 8. Duvar kayma gerilmesinin görünümü (Gijsen *et al.* 2019)

Damarları takip eden hemodinamik kuvvetler, damar duvarlarının çok yönlülüğü nedeniyle sürekli gelişen bir geometri ile sonuçlanır. Kayma gerilmeleri in vivo olarak ölçülemez, ancak genellikle dinamik viskozite (μ) ve Newton'un viskozite kanunu kullanılarak türetilir.

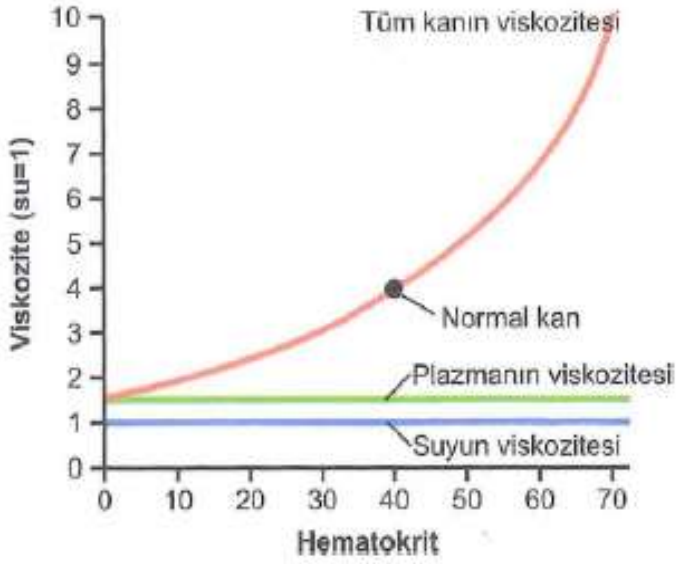
Damarların iç duvarını katmanlaştıran endotel hücreler kayma gerilmesindeki iyimser değişikliklere, örneğin düşük kayma bölgeleri tüysü yüzeylerin (Van der Heiden *et al*. 2006) ve bazı gelişmiş bileşenlerin oluşumuna yol açar (Topper and Gimbrone 1999; McCormick *et al.* 2001). Bu durumlar kardiyovasküler sistemin iyileştirilmesinde önemlidir (Hierck *et al*. 2008). WSS benzer şekilde çeşitli hastalıkların etiyolojisinde de rol oynar. Örneğin, WSS'si düşük olan alanlar aterosklerozun damar duvarlarındaki plak tanıklığına bağlanmıştır (Ku *et al*. 1985).

WSS, kan akımı ve endotel doku arasındaki etkileşimde önemli bir yere sahiptir. Bu parametre hakkında nicel veriler elde etmek için yeterli uzamsal ve zamansal saptama ile hız ölçümlerine ihtiyaç vardır.

Viskozite

Viskozite; bir akışkanın, yüzey gerilimi altında deforme olmaya karşı gösterdiği direncin ölçüsüdür. Viskoz akışlar, sıvı sürtünmesinin sıvı hareketi üzerinde önemli etkileri olduğu akışlardır. Viskozite, sıvılarda sıcaklığın artmasıyla birlikte azalma özelliğine sahiptir. Viskozite genellikle katı sınırların yakınında ihmal edilemez, çünkü kaymaz durum büyük gerilme oranına sahip ince bir bölge oluşur (sınır tabakası) ve bu da az miktarda viskozitenin bile etkisini arttırır. Bu nedenle, cisimler üzerindeki net kuvvetleri hesaplamak için viskoz akış denklemlerini kullanmak gerekmektedir.

Kan viskoz bir akışkandır. Kandaki RBC'lerin yüzde oranına hematokrit denir. Eğer bir kişide hematokrit 40 ise, kan hacminin yüzde kırkı hücre, geri kalanı plazmadır. Erişkin erkeklerde hematokrit ortalama 42 iken kadınlarda 38 kadardır (Guyton and Hall 2010). Aşağıda Şekil 9'da hematokritin kan viskozitesine etkisi gösterilmektedir.

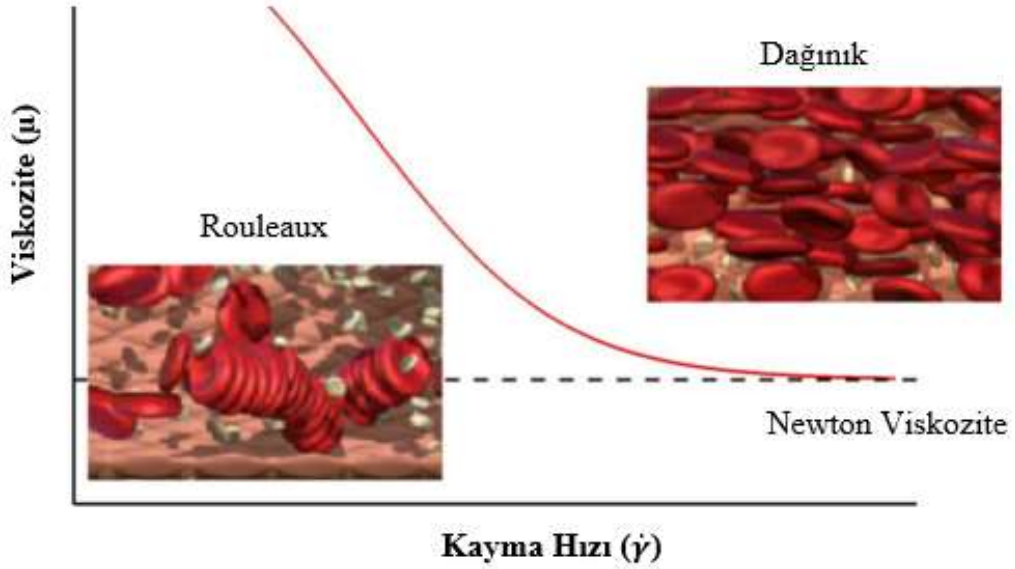


Şekil 9. Hematokritin kan viskozitesine etkisi (Guyton and Hall 2010)

Yapılan çalışmalar, plazmanın viskozitesi 37 °C'de yaklaşık 1.2 mPa.s (Pal 2003) olan ve bir Newton sıvısı olduğunu viskozitesinin sıcaklığın bir fonksiyonu olduğunu göstermiştir (De Gruttola 2005).

$$\mu_{p=37°C} \exp(0.021(37-T)) \quad (2)$$

RBC'ler ise yaklaşık 6 mPa.s viskoziteye sahip bir Newton tipi olmayan akış özelliğiyle ince elastik bir zardan oluşurlar (Snabre and Mills 1996). RBC'ler Şekil 10'da gösterildiği gibi düşük kayma hızlarında toplanarak yüksek kan viskozitesine neden olur. Kayma hızı arttıkça RBC'ler daha dağınık bir hâl alır ve durum hem viskozitenin azalmasına hem de akışın Newton tipi olan akış hâli almasına eğilim gösterir.



Şekil 10. RBC'nin viskozite-kayma hızı değişimi (Gijsen *et al.* 2019)

Stenoz Arterde Kan Basıncı

Kanın damar duvarlarına doğru uyguladığı kuvvet kan basıncıdır. Kalp her attığında kan atardamarlara pompalanır ve kanı pompalayarak kan basıncı en yüksek seviyeye ulaşır. Buna sistolik basınç denir. Kalp dinlendiğinde atımlar arasında kan basıncı düşer ve bu diyastolik basınçtır. Bu nedenle kan basıncı her zaman bu iki sayı olarak verilirip sağlıklı bir insanda kan basıncı yaklaşık olarak 120/80 milimetre cıva civarındadır.

Boru akışı analizlerinde basınç düşüşü önemli bir parametredir. Çünkü bu ifade akış sürdürebilirliği için pompa gücüyle doğrudan ilişkilidir. Laminer akış için düz bir boruda basınç düşüşü,

$$\Delta \mathrm{P} = P_1 - P_2 = \frac{8\mu \mathrm{L} P V_{ort}}{\mathrm{R}^2} \tag{4}$$

biçiminde ifade edilir. Borudaki akışlarda, akışkanın viskoz kuvvetlerden kaynaklanan sürtünmesi basınç düşümüne neden olmaktadır. Uygulamada tam gelişmiş iç akışların tüm türleri (laminer veya türbülanslı, dairesel veya dairesel olmayan borular, pürüzlü veya pürüzsüz yüzeyler veya eğimli borular) için Darcy sürtünme faktörünün bir fonksiyonu olan basınç düşümü Eşitlik 5'te ifade edilmiştir.

$$\Delta \mathrm{P} = f \frac{\mathrm{L}}{\mathrm{D}} \frac{\rho V_{ort}^2}{2} \tag{5}$$

Bu denklemde $\frac{\rho V_{ort}^2}{2}$ dinamik basınç, f ise Darcy sürtünme faktörüdür ve Eşitlik 6'daki gibi ifade edilir.

$$f = \frac{8\tau_w}{\rho V_{ort}^2} \tag{6}$$

Türbülanslı boru akış şartında sürtünme faktörü Reynolds sayısına ve boru pürüzlülüğünün ortalama yüksekliğinin boru çapına oranı olan bağıl pürüzlülük, ε/D'ye bağlıdır. Bağıl pürüzlülük teorik analizden bulunamaz, elde edilen bütün sonuçlar yapay olarak pürüzlendirilmiş yüzeylerin kullanıldığı deneylerden elde edilmiştir. Bu deneylerin birçoğu Prandtl'ın öğrencisi J. Nikuradse (1933) tarafından yapılmış ve ardından yeni çalışmalarla gelişmiştir. Sürtünme faktörü, debi ölçümü ve basınç düşüşünden hesaplanmıştır.

1939'da Cyril F. Colebrook, pürüzsüz ve pürüzlü borularda geçiş ve türbülanslı akışlar için var olan verileri birleştirerek Colebrook denklemi olarak bilinen aşağıdaki kapalı denklemi elde etmiştir.

$$\frac{1}{\sqrt{f}} = -2.0\left(\frac{\varepsilon/D}{3.7} + \frac{2.51}{\mathrm{Re}\sqrt{f}}\right) \tag{7}$$

1942'de Hunter Rouse, Colebrook denklemini doğruladı ve f sürtünme faktörünü, Re'nin ve $\mathrm{Re}\sqrt{f}$ çarpımının fonksiyonu olarak grafik biçiminde çizmiştir. 1944'de F. Moody, Rouse'un diyagramını bugün kullandığımız şekilde biçimlendirmiştir. Günümüzde çok kullanılan 'Moddy diyagramı' boru akışındaki Darcy sürtünme faktörünü, geniş bir aralıkta Re ve ε/D fonksiyonu olarak vermektedir. Moddy diyagramı dairesel borular için geliştirilmiş olmasına rağmen çap yerine hidrolik çap kullanıldığında dairesel olmayan borular için kullanılabilmektedir.

Colebrook denklemi, f'ye göre kapalı bir fonksiyondur ve sürtünme faktörünün bulunması için birkaç iterasyon yapılması gerekmektedir. f için yaklaşık açık bağıntısı S.E. Haaland (1983) tarafından aşağıdaki gibi verilmiştir.

$$\frac{1}{\sqrt{f}} \cong -1.8\log\left[\frac{6.9}{\mathrm{Re}} + \left(\frac{\varepsilon/D}{3.7}\right)^{1.11}\right] \tag{8}$$

Haaland tarafından elde edilen bu denklem sonuçları Colebrook denkleminden elde edilen sonuçlardan %2 kadar farklıdır.

Vücudun çeşitli sistemleri kan basıncının düzenlenmesine yardımcı olur. Arterlerde kan basıncı insan vücudunun damar sistemine kıyasla daha fazladır. Basınç dalgaları esas olarak kalbin pompalama etkisi nedeniyle oluşur. Arter sistemindeki basınç dalgalarının simülasyon çalışmaları, insan vücudunun hastalıklı bölgesinin teşhisinde çok önemli bir role sahip olduğunu göstermiştir.

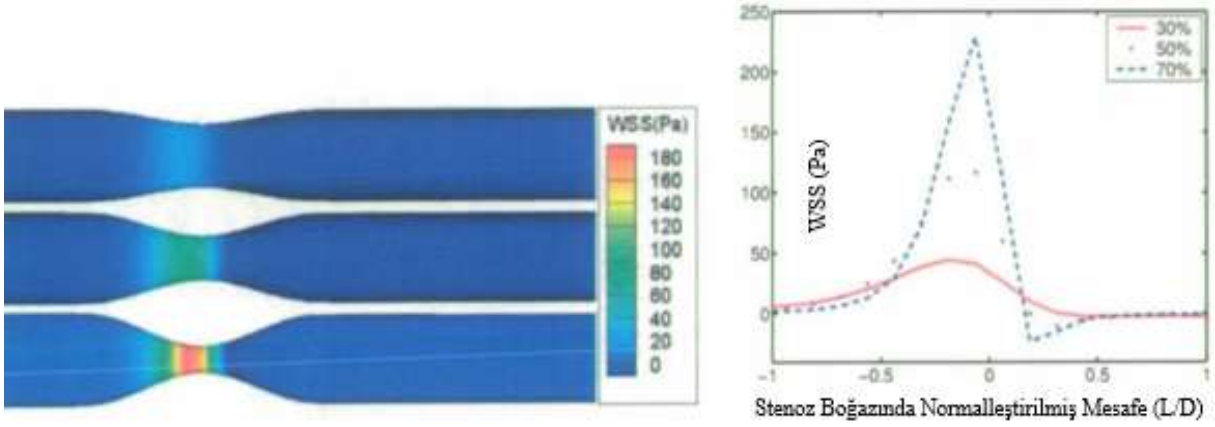
Bir stenozdan kan akarken basınçtaki değişikliği bulmak için başlangıçta enerji kaybının olmadığı idealleştirilmiş bir sıvının akışını dikkate alıp bu durumda Bernoulli denkleminin basitleştirilmiş versiyonu kullanılırsa aşağıdaki gibi olur.

$$P + h\rho g + \frac{\rho v^2}{2} = sabit \quad (9)$$

Denklemde yerçekimi ivmesi ihmal edilip denklem aşağıdaki hâle dönüştürülür.

$$P + \frac{\rho v^2}{2} = sabit \quad (10)$$

Denklem 10'da hızdaki bir artış, basınçtaki bir azalma ile ilişkilidir ve bunun tersi de geçerlidir.



Şekil 11. Farklı stenoz dereceleri için WSS konturu ve tepe noktası akımda eksenel yön boyunca WSS (Li 2006)

Şekil 11'de kan stenozlu arterden akarken hızda bir artış ve buna bağlı olarak basınçta bir azalma olacaktır. Maksimum hız ve minimum basınç noktası stenoz bölgesinde gerçekleşmiştir. Stenoz sonrası hız düşer ve böylece basınç artar ve sonuçta stenoz öncesi değerine geri döner. Bu enerji açısından açıklanabilir bir durumdur. Kanın enerjisi, basınçla ilişkili enerji ile kinetik enerji (kanın hareketi ile ilişkili) arasında paylaşılır. Bu basitleştirilmiş durumda toplam enerji sabittir, bu nedenle basınç enerjisindeki bir azalma kinetik enerjideki bir artış ile ilişkilidir ve bunun tersi de geçerlidir.

Gerçekte viskozite ve türbülans nedeniyle enerji kayıpları vardır. Kan Şekil 12'de gösterildiği gibi stenozdan geçerken genel olarak bir basınç düşüşüne yol açar. Şekil 12.b'de basınç, minimum lümen noktasına karşılık gelen bir minimum değere ulaşır Stenozdan uzaklaştıkça stenotik öncesi değere tam iyileşme ile basınçta artış olur. Şekil 12.c'de ise stenoz sonrası bölgede bir miktar toparlanma olur ancak genel olarak viskoz ve türbülanslı enerji kayıplarından kaynaklanan bir basınç düşüşü vardır. Böylelikle stenozun kan akışı üzerindeki etkisinin değerlendirilmesinde en önemli unsurlardan birinin stenoz boyunca basınç düşmesi ΔP olduğu açık bir şekilde görülmüştür. Basınç düşüşü ölçümleri, hangi stenozun tedavi edileceğine ve tedavinin etkisinin başarılı olup olmadığına karar verilen koroner arterlerde kardiyolojide yaygın olarak kullanılmaktadır.

Şekil 12 aynı zamanda akışkanlar mekaniğinde kapalı kanallarda kesit daralması oluşturarak basınç farkının ölçülmesini sağlayan venturimetrelere benzerlik içermektedir. Venturimetrelerde daralmayla birlikte basınç azalmakta ve daralma sonrasında artmaktadır. Hız ise daralma bölgesinde artmakta sonrasında ise azalmaktadır. Şekil 12'deki sistemde giriş basıncı p_1, giriş hızı v_1, girişteki akışkan yoğunluğu ρ_1, giriş kesit alanı A_1, giriş referans yüksekliği z_1 ve daralan boğazdaki basınç p_2, daralan boğazdaki hız v_2, daralan boğazdaki akışkan yoğunluk ρ_2, daralan boğaz kesiti A_2, daralan boğaz referans yüksekliği z_2'dir.

Giriş ve daralan kısım için süreklilik denklemi

$$\dot{V} = A_1.v_1 = A_2.v_2 \tag{11}$$

şeklindedir.

Akış sıkıştırılamaz varsayılırsa $\rho=\rho_1=\rho_2$ ve her iki kesitteki yüksekliğin etkisi ihmal edilirse sürtünmesiz varsayılırsa, $z=z_1=z_2$ olur. Akışın adyabatik ve sürtünmesiz olduğu kabul edilirse, Denklem 10'daki Bernoulli denklemi geçerli olur. Bu denklemden daralan kesitteki hız için

$$v_2 = \frac{1}{\sqrt{1-(A_2/A_1)^2}} \sqrt{\frac{2(p_1-p_2)}{\rho}} \tag{12}$$

bağıntısı elde edilir. Bu kesitteki teorik hacimsel debi

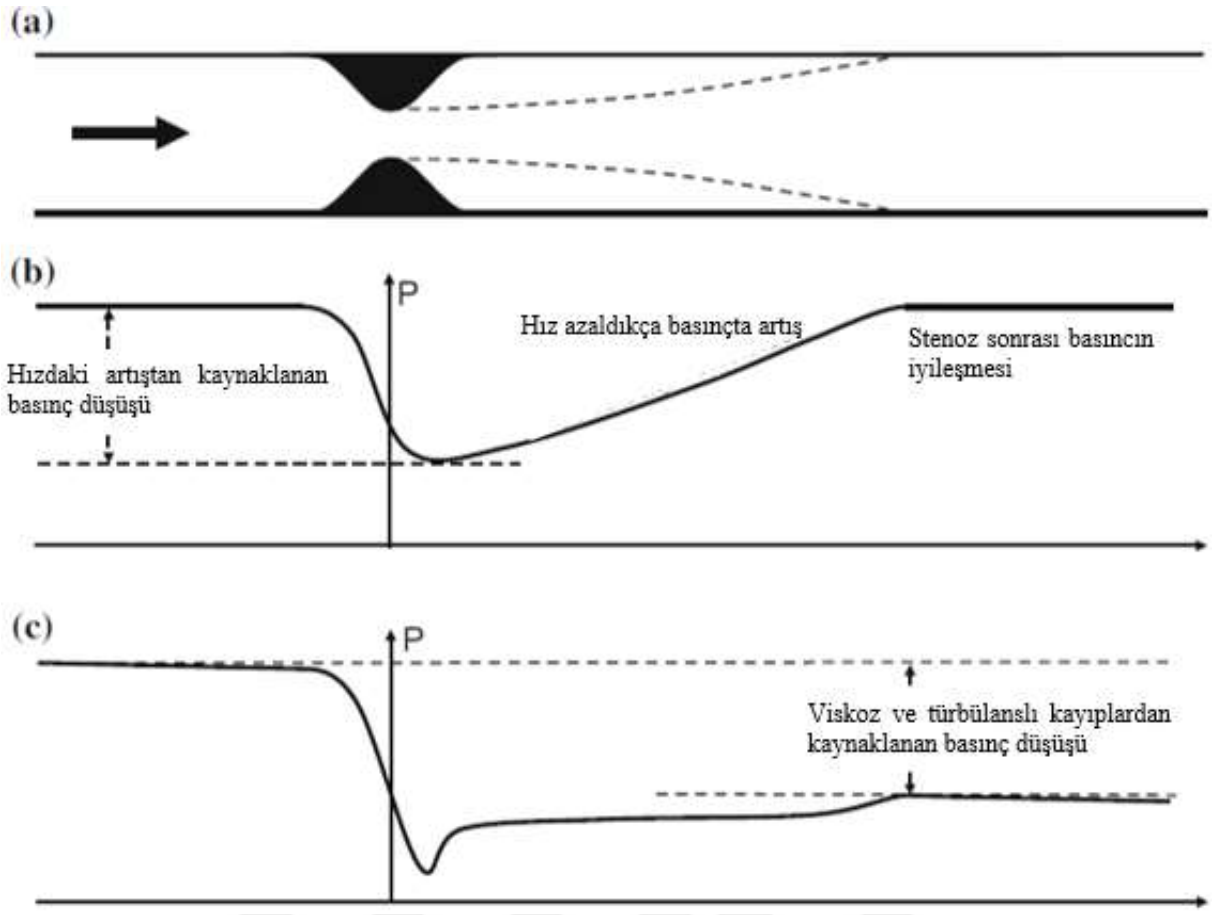
$$\dot{V} = \frac{A_2}{\sqrt{1-(A_2/A_1)^2}} \sqrt{\frac{2(p_1-p_2)}{\rho}} \tag{13}$$

eşitliğinden bulunur.

Borudaki akışın gerçek debisini hesaplayabilmek için teorik debinin debi düzeltme katsayısı (C_d) ile çarpılması gerekmektedir. C_d,

$$C_d = \dot{V}_{\text{gerçek}} / \dot{V}_{\text{teorik}} \tag{14}$$

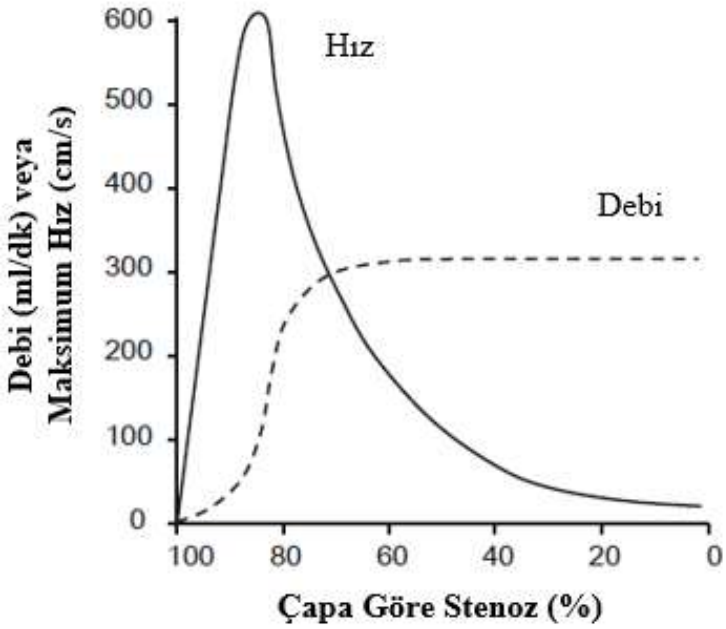
eşitliğiyle elde edilir.



Şekil 12. %70 stenozu olan bir arterdeki eksenel mesafenin bir fonksiyonu olarak basınç. a) arter geometrisi. b) Viskozite veya türbülans olmadan kan akışı. c) Viskozite ve türbülanstan kaynaklanan enerji kayıplarını içeren kan akışı. (Hoskins and Lawford 2017)

Stenoz Arterde Akış Hızı ve Debi

Arter çapındaki küçük bir azalmanın bile arterin akış hızında bir miktar azalmaya neden olması beklenebilen bir durumdur. Bununla birlikte, yapay darlık ve akış izleme probları ile hayvanlar üzerinde yapılan çalışmalar, darlık derecesi çapa göre yaklaşık %70'e ulaşıncaya kadar akışın etkilenmediğini göstermişlerdir (Berguer and Hwang 1974). Şekil 13'te grafik olarak verilen çalışmada ise stenoz değerinin akış debisi ve kan hızı üzerindeki etkisi gösterilmektedir (Spencer and Reid 1979). Çalışmada hız, daralmanın olmadığı arterde 20 $cm.s^{-1}$'den %84 darlıkta maksimum 600 $cm.s^{-1}$'ye yükselmektedir.

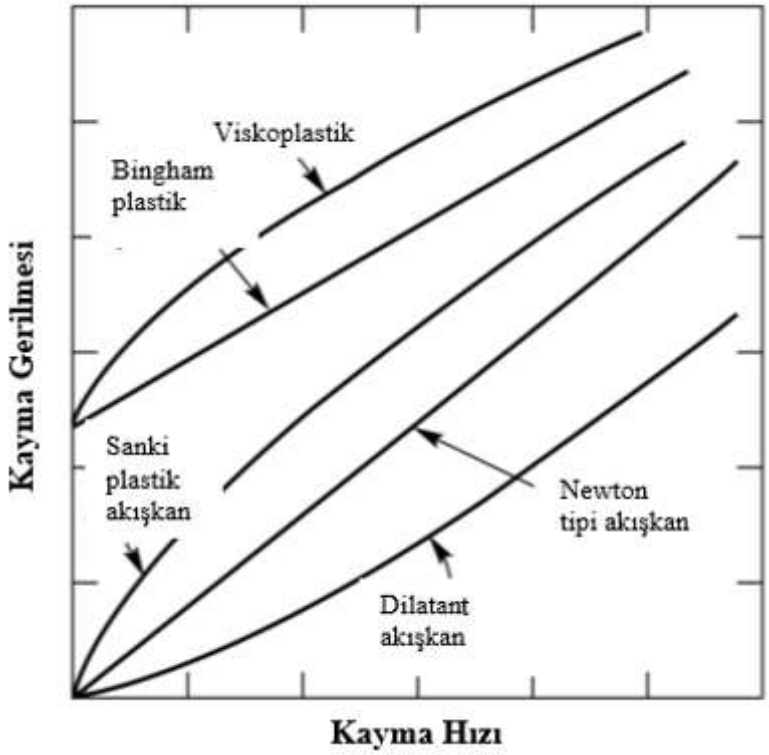


Şekil 13. Stenoz derecesinin bir fonksiyonu olarak akış hızı ve debisi (Spencer and Reid 1979)

Akış debisi, basınç gradyanı ve genel direnç ile belirlenir. Genel direnç, büyük arterlerin ve arteriollerin direncinin bir kombinasyonudur. Bir stenoz geliştiğinde, büyük arterlerdeki direnç artar. Bu durum, arteriyollerin genişlemesinden kaynaklanan arteriollerin direncindeki bir azalma ile telafi edilir. Böylece toplam direnç sabit tutulur ve akış debisi de sabit tutulmuş olur. Stenoz değeri çap olarak %70 olduğunda arterioller tamamen genişletilmelidir. Stenoz derecesinde daha fazla artış, genel direncin artmasına neden olur ve akış debisi azalır.

Kan Viskozitesi ve Matematiksel Modelleri

Kan, incelen akışkan gibi Newton tipi olmayan özellikler gösteren karmaşık bir reolojik karışımdır. Akmakta olan akışkanların deformasyonunun incelenmesine reoloji denir ve çeşitli akışkanların reolojik davranışları Şekil 14'te gösterilmiştir. Yapılan deneysel araştırmalar, kan akışının kayma incelmesi davranışı (Merrill 1969), tiksotropi (geçmiş etki potansiyeli) (Dintenfass 1962), viskoelastisite ve viskoplastik (akma gerilmesi) (Cokelet *et al*. 1963; Merrill *et al*. 1969) gibi Newton tipi olmayan akış davranışları sergilediğini göstermiştir. Kanın reolojisi, RBC'lerin hizalanması (Baskurt and Meiselman 1997), RBC kümelenmesi ve deforme olabilirliği, fibrinojen (Chien *et al.* 1970), plazma viskozitesi (Baskurt and Meiselman 2003),akış geometrisi ve boyutu (Thurston and Henderson 2006), kayma hızı, hematokrit, cinsiyet, yaş, sigara kullanımı, hipertansiyon, sıcaklık, diyet, kolesterol, (Cho and Kensey 1991), gibi pek çok parametreye bağlı olarak değişiklik gösterir. Literatürdeki kan viskozite modelleri Newton tipiolan viskozite modelleri ve Newton tipi olmayan viskozite modelleri olmak üzere iki ana kategoride ele alınmaktadır.



Şekil 14. Akış davranışının reoloji diyagramı (Chhabra and Richardson 1999)

Arterlerdeki kan akışında kayma hızı belli bir değerin üzerine çıktığında kan Newton tipi olan akışkan özelliği gösterir. Bu değer kan bileşiminin fonksiyonu olan hematokrit oranıyla değişir (Crowley and Pizziconi 2005). Literatür çalışmalarında bu değer üzerinde faklı görüşler bildirilmiştir. Örneğin 50 s^{-1} (Long *et al.* 2004), 100 s^{-1} (Berger and Jou 2000; Chan *et al.* 2007) ve 100 ila 300 s^{-1} (Crowley and Pizziconi 2005) aralığında değer bildirenlerin birkaçıdır.

Newton Tipi Olan Viskozite Modeli

Kayma gerilmesinin şekil değiştirme hızıyla doğrusal değiştiği akışlara Newton tipi olan akışkanlar denir. Newton tipi olan akışkanlar elastik katılara benzerdir. Hava, su, gazyağı, benzin gibi pek çok akışkan Newton tipi olan akış özelliği gösterir. Newton tipi olan viskoz akışı için, bitişik sıvı katmanları birbirlerini geçtiklerinde veya tüplerden aktıklarında direnci oluşturur. Newton tipi olan akışlarda kayma gerilmesi Denklem 15'teki bağıntıyla ifade edilir.

$$\tau = \mu \frac{du}{dy} \tag{15}$$

Newton Tipi Olmayan Viskozite Modeli

Kan, akış eğrisi (kayma hızına karşı kayma gerilimi) doğrusal olmayan veya orijininden geçmeyen Newton tipi olmayan bir sıvıdır. Belirli bir sıcaklık ve basınçta görünür viskozite, kayma gerilimi ile kayma hızının oranı olup sabit değildir. Bununla birlikte akış geometrisi,

kayma hızı, vb. gibi akış koşullarına bağlıdır.

Büyük arterlerde kardiyak döngü boyunca anlık kayma hızı yaklaşık sıfırdan başlayarak $1000s^{-1}$ değişir (Cho ve Kensey 1991). Bu nedenle bir kalp döngüsü boyunca, kanın kayma inceltme davranışı sergilediği zaman dilimleri vardır. Çatallanmalar, greftler, stenozlar ve anevrizmalar gibi bölgelere yakın yerlerde düşük kayma hızları vardır. Bu bölgelerdeki kanın Newton tipi olmayan akış özelliklere sahip olduğu görülmektedir. Kanın kayma inceltme özelliklerini modellemek için viskozite ve kayma hızı arasındaki ilişkiyi tanımlamak için yapısal denklemlere ihtiyaç vardır. Çeşitli Newton tipi olmayan kan modelleri, büyük arteryel damarlardaki kan akışı için kayma gerilmesi ve deformasyon hızını ilişkilendirmek için kullanılmıştır. Kayma inceltme davranışına ek olarak, kanın tiksotropik ve elastik davranışları da çeşitli araştırmacılar tarafından dikkate alınmıştır. Bu modellerin tümü, zamandan bağımsız ve zamana bağlı akış davranışı modelleri olarak iki kategoriye ayrılabilir. Kayma gerilmesiyle şekil değiştirme hızı arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığı akışkanlara Newton tipi olmayan akışkanlar denir. Newton tipi olmayan akışkanlar üç genel sınıfa ayrılır.

1. Kayma hızının sadece o boşluktaki ve zamandaki kayma geriliminin değerine bağlı olduğu sıvılardır. Bu sıvı türü "zamandan bağımsız sıvılar", "tamamen viskoz", "esnek olmayan" veya "genelleştirilmiş Newton sıvıları" olarak bilinir.

2. Kayma hızının, kayma süresine ve kinematik geçmişine bağlı olarak değiştiği sıvılardır. Bu tür sıvılara "zamana bağlı sıvılar" denir.

3. İdeal akışkanların ve elastik katıların karakteristiklerini gösteren maddelerdir. Bu tip sıvı "viskoelastik sıvı" olarak sınıflandırılmıştır.

Zamandan Bağımsız Newton Tipi Olmayan Viskozite Modeli

Basit kaymada, zamandan bağımsız akışkanların akış davranışı, formun kurucu bir ilişkisi ile açıklanabilir,

$$(Kayma\ hızı) = f(Kayma\ gerilmesi)\ veya(\dot{\gamma}) = f(\tau) \tag{16}$$

burada τ, kayma gerilmesi ve $\dot{\gamma}$ ise gerilme hızıdır.

Herhangi bir noktadaki kayma hızı değeri, sadece o noktadaki kayma gerilmesi değeri ile belirlenir. Bu sıvılar, Denklem 16'daki fonksiyonun biçimine göre üç gruba ayrılır.

a) İncelen akışkanlar veya psödoplastik

b) Viskoplastik

c) Kalınlaşan akışkanlar veya dilatantlar

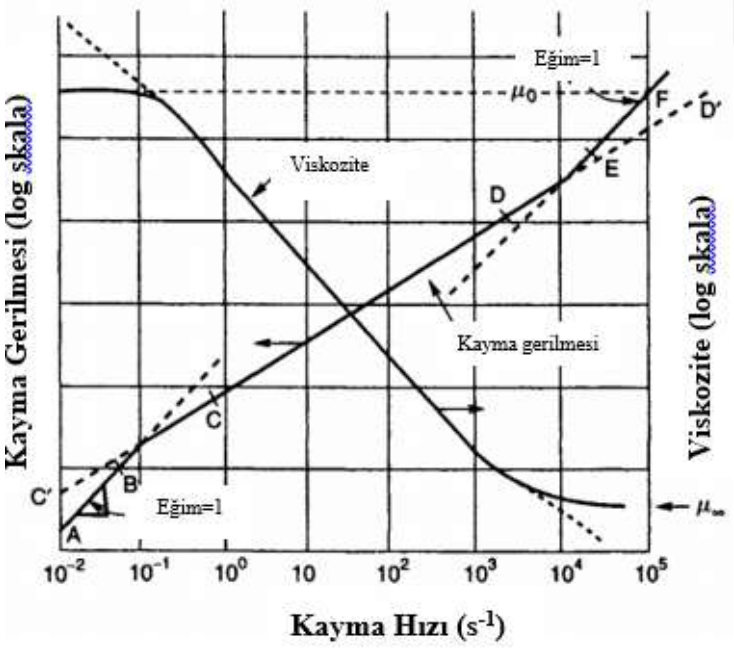
İncelen Akışkanlar veya Psödoplastik

Bazı Newton tipi olmayan akışkanlar ne kadar hızlı şekil değişimine uğrarlarsa o denli daha az viskoz duruma geldiklerinden (Şekil 15) incelen akışkanlar veya sanki plastik akışkanlar veya psödoplastik olarak adlandırılır. Kan akışı, boya gibi Newton tipi olmayan akışkanlardan incelen akışkan grubundadır. Power Law sıvısı adı verilen Power Law davranışını özelliği gösteren psödoplastik için kayma gerilimi ve hız gradyanı arasındaki ilişki doğrusal değildir.

$$\tau = K(\dot{\gamma})^n \tag{17}$$

Denklem 17'de K, akışkan tutarlılık indeksi, n, akışkan davranış indeksidir (n<1) (Levenspiel 2014).

Bu Newton tipi olmayan akışkanlar, artan kayma hızıyla azalan görünür bir viskozite ile karakterize edilir. Şekil 15'te görüldüğü gibi hem düşük hem de yüksek kayma hızlarında görünür viskozite düz çizgiler hâline gelir, çoğu incelen akışkanlar Newton tipi olan akışkan davranışı gösterir. Çok düşük ve yüksek kayma hızlarında viskozitenin ortaya çıkan değerleri, sırasıyla sıfır kayma viskozitesi, μ_0 ve sonsuz kayma viskozitesi, μ_∞ olarak bilinir. Bu nedenle, bir kayma inceltici sıvının görünür viskozitesi, artan kayma oranıyla birlikte μ_0'den μ_∞'a düşer.



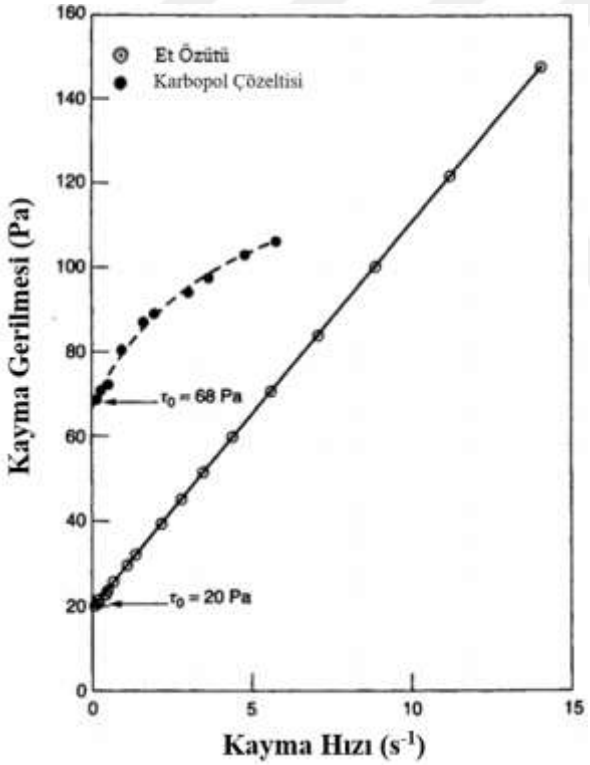
Şekil 15. İncelen akışkan davranışının şematik gösterimi (Chhabra and Richardson 1999)

Bu viskozite modeli aşağıdaki model gereksinimlerini karşılamalıdır. Görünür kan viskozitesi için üç farklı bölge vardır; Alt Newton bölgesi (düşük kayma hızı sabit viskozitesi, μ_o), üst Newton bölgesi (yüksek kayma hızı sabit viskozitesi, μ_∞) ve görünür viskozitenin artan kayma hızı ile azaldığı bir orta Newton bölgesi, $\partial\mu / \partial\dot{\gamma}<0$. Power Law modeli orta bölge için

uygun bir modeldir. İncelen akışkan özelliği gösteren Newton tipi olmayan akışta matematiksel model olarak Power Law (Ostwald de Waele), Carreau, Ellis akış modelleri kullanılan modelleriden birkaçıdır.

Viskoplastik

Zamandan bağımsız diğer Newton tipi olmayan akışkan tipi ise bazı akışkanları harekete geçirebilmek için akma gerilmesi denilen sonlu bir gerilmenin uygulanmasına ihtiyaç vardır. Bu tür akışkanlar Bingham plastik akışkanları olarak bilinir (Çengel ve Cimbala 2008). Akma gerilmesinin varlığı, bu tür sıvıları karakterize eder. Akışkan deforme olmadan veya akmadan önce akma gerilimini aşmalıdır. Akma geriliminin büyüklüğü aşıldığında, akış eğrisi doğrusal veya doğrusal olmayabilir, ancak Şekil 16'da gösterildiği gibi başlangıç noktasından geçmeyecektir.



Şekil 16. Bingham Plastik ve bir karbopol polimer çözeltisinin kayma gerilmesi kayma hızı ilişkisi (Chhabra and Richardson 1999)

Bingham plastik sıvısı $|\tau_{yx}|>|\tau_0|$için doğrusal bir akış eğrisine sahiptir ve sabit bir viskozite ve akma gerilimi ile karakterize edilir. Ayrıca, akma-psödoplastik sıvının bir akma gerilimi ve doğrusal olmayan bir akış eğrisi vardır. Bir viskoplastik sıvı, artan kayma hızıyla birlikte belirgin bir şekilde azalan viskozite ilişkisi gösterir. Visoplastik akışkan özelliği gösteren Newton tipi olmayan akışta matematiksel model olarak Bingham plastik model, Herschel-Bulkley modeli ve Casson akış modelleri kullanılan modelleriden birkaçıdır.

Tablo 1. Zamandan bağımsız Newton tipi olmayan akışlar için viskozite modelleri

Model Adı	Denklem	Parametre
Power Law	$\mu = k(\dot{\gamma})^{n-1}$	k=9.267 mPas^n, n=0.828 (Kim *et al.* 2000), k=0.035 mPas^n, n=0.6 (Johnston *et al.* 2004), k=14.67 mPas^n, n=0.7755 (Molla and Paul 2012)
Carreau	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^2]^{(n-1)/2}$	λ=3.313 s, n=0.3568, μ_o=0.56 poise, μ_∞=0.0345poise (Johnston *et al*. 2004), λ=25 s, n=0.25, μ_o=0.025 poise, μ_∞=0.035 poise (Seo *et al.* 2005)
Carreau-Yasuda	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)[1 + (\lambda\dot{\gamma})^p]^{(n-1)/p}$	λ=1.902 s, n=0.22, p=1.25, μ_o=0.56 poise and μ_∞=0.0345 poise (Cho and Kensey 1991), λ=0.086 s, n=0.681, p=0.222, μ_o=12 mPas and μ_∞=1 mPas (Gijsen *et al.* 1998), λ=0.438 s, n=0.191, p=0.409, μ_o=51.9 mPas and μ_∞=4.76 mPas (van de Vosse *et al.* 2003) ve λ=0.11 s, n=0.392, p=0.644, μ_o=22 mPas and μ_∞=2.2 mPas (Chen *et al.* 2006)
Casson	$\mu = [(\eta^2 J_2)^{1/4} + 2^{-1/2}\tau_y^{1/2}]^2 J_2^{-1/2}$	$\lvert\dot{\gamma}\rvert = 2J_2$, $\tau_y = 0.1(0.625\alpha_{RBC})^3$, $\eta = \mu_o(1 - \alpha_{RBC}) - 2.5$, μ_o=0.012 poise α_{RBC}=0.37 (Fung 1993)
Herschel Bulkley	$\mu = k(\dot{\gamma})^{n-1} + (\tau_y/\dot{\gamma})$	k=8.9721 mPa·s^n, n=0.8601, τ_y=0.0175 N/m^2 (Valencia *et al.* 2008)
Cross	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)/1 + (\lambda\dot{\gamma})^n$	λ=1.007 s, n=1.028, μ_o=0.56 poise ve μ_∞=0.0345 poise (Cho and Kensey 1991)

Tablo 1.'in devamı

Modified Cross	$\mu = \mu_\infty + (\mu_0 - \mu_\infty)/(1 + (\lambda\dot{\gamma})^n)^p$	λ=8.2 s, n=0.64, p=1.23, μ_0=0.16 Pas, μ_∞=0.0035 Pas (Abraham *et al.* 2005), λ=3.736 s, n=2.406, p=0.254, μ_0=0.56 poise, μ_∞=0.0345 poise (Cho and Kensey 1991)
Simplified Cross	$\mu = \mu_0 + (\mu_0 - \mu_\infty)/1 + \lambda\dot{\gamma}$	λ=8.0 s, μ_0=1.3 poise, μ_∞=0.05 poise (Cho and Kensey 1991)
Generalised Power Law veya Ballyk	$\mu = \lambda(\dot{\gamma})(\dot{\gamma})^{n(\dot{\gamma})-1}$ $\lambda(\dot{\gamma}) = \mu_\infty + \Delta\mu\exp[-\left(1 + \frac{\lvert\dot{\gamma}\rvert}{p_1}\right)\exp\left(-\frac{p_2}{\lvert\dot{\gamma}\rvert}\right)]$ $\lambda(n) = n_\infty + \Delta n\exp[-\left(1 + \frac{\lvert\dot{\gamma}\rvert}{p_3}\right)\exp\left(-\frac{p_4}{\lvert\dot{\gamma}\rvert}\right)]$	μ_∞=0.0345 poise, n_∞=1, $\Delta\mu$=0.25, Δn=0.45, p_1=50, p_2=3, p_3=50, p_4=4 (Ballyk *et al.* 1994), μ_∞=0.035 poise, n_∞=1, $\Delta\mu$=0.25, Δn=0.45, p_1=35.36, p_2=2.12, p_3=35.36, p_4=2.83 (Lee and Steinman 2007)
Quemada	$\mu = (\sqrt{\mu_\infty} + \left(\frac{\sqrt{\tau_y}}{\sqrt{\lambda} + \sqrt{\dot{\gamma}}}\right))$	μ_∞=0.02982 dyns/cm^2, τ_y=0.2876 dyn/cm^2, λ=4.02 s^{-1} (Buchanan *et al*. 2003)

Tablo 1' de zamandan bağımsız Newton tipi olmayan viskozite modellerini içeren gösterilmiş olup, kullanılan parametreler μ_0 ve μ_∞ sırasıyla sıfır ve sonsuz kayma hızlarında asimtotik viskoziteler, λ, zaman sabiti, n, güç sabiti, p, deneysel veriye uymak için kullanılan parametre, k, model sabiti ve τ_y akma gerilmesidir.

Kalınlaşan Akışkanlar veya Dilatantlar

Akışlarda gerilme veya şekil değiştirme hızı arttıkça akışkan daha viskoz hale gelir. Bu tür akışkanlara kabaran veya kalınlaşan (dilatant) akışkan denir. Bunun en iyi örneği bataklık kumudur. Kalınlaşan akışta, Denklem 17'de $n<1$ için geçerlidir (Levenspiel 2014). Dilatant sıvılar artan viskozite ile artan görünür viskoziteye sahiptir ve psödoplastik sıvılar olarak akma stresine sahip değildir.

Zamana Bağlı Newton Tipi Olmayan Akış

Mevcut davranışı yakın geçmişte olanlardan etkilenen akışkanlardır. Örneğin, bir süredir hareketsiz kalan ketçap şişesinin içindeki ketçap dökülmeyecekken çalkalanan bir ketçap şişesindeki ketçap ise kolayca dökülecektir. Bu sıvıların zamanla kaybolan bir hafızası var gibi görünür (Levenspiel 2014). Zamana bağlı akışkanın viskozitesi sadece kayma hızına değil aynı zamanda sıvının kaymaya maruz kaldığı süreye de bağlıdır. Zamana bağlı sıvı davranışı iki kategoriye ayrılır. Bunlar tiksotropi ve negatif tiksotropi. Tiksotropi sıvısı için viskozite, sabit bir kayma hızında kayma zamanı ile azalır. Negatif tiksotropi akışkanları için viskozite, sabit bir kayma hızında kayma zamanı ile artar.

Viskoelastik Newton Tipi Olmayan Akış

Kayma gerilmesi sadece şekil değiştirme hızına değil ayrıca gerilmenin önceki değişimlerine de bağlı şekilde değişir. Uygulanan gerilme kaldırıldığında baştaki asıl şekline (tamamen veya kısmen) dönen akışkanlara viskoelastik akışkanlar denir (Çengel ve Cimbala 2008). Viskoelastik Newton tipi olmayan akışkanlar, katıların elastik özelliklerini akışkanların akış davranışı ile birleştiren malzemelerdir. Hemen hemen tüm biyolojik sıvılar, tükürük, konsantre domates çorbasına, ekmek hamuruna ve birçok polimerik çözelti viskoelastik Newton tipi olmayan akışkanlara örnektir (Levenspiel 2014).

Literatür Araştırmaları

Stenoz arterlerle ilgili ön çalışmalarda, çoğu araştırmacı insan kanının Newton tipi olan bir sıvı olduğunu düşünmüş ve problemi basitleştirmek için stenozu simetrik bir daralma olarak kabul etmiştir.

Mirsky (1967) yaptığı matematiksel çalışmada, akışkan akışının laminer olduğu varsayılarak, elastik kalın duvarlı ortotropik bir tüp içinde akan viskoz bir akışkan yoluyla basınç dalgası yayılımı incelemiştir. Arteriyel duvar hareket denklemi, arteriyel duvarı uzunlamasına bağlanmasıyla uzunlamasına yer değiştirme için modifiye etmiştir. Mirsky yaptığı çalışmada yansıyan dalga kavramı da dikkate almıştır. Yaptığı çalışma sonunda nabız

kalpten uzaklaştıkça kan akış hızının azaldığı bulmuştur.

Cox (1970) yaptığı matematiksel çalışma ile harmonik basınç dalgalarının kalın duvarlı bir viskoelastik tüp içinden akan homojen bir Newton tipi olan akış boyunca yayılmasını düşünmüştür. Sıvının hareketi, Navier-Stokes denklemlerinin doğrusallaştırılmış formu ile tarif edilmiştir. Duvarın hareketi klasik elastik teori ile açıklanmaktadır. Zorlamalı basınç dalgalarının yayılmasının çözümleri, harmonik terimlerin sonlu serileri açısından oluşturulur. Sonuçlardan, bu model tarafından öngörülen sıvı empedansının rijit tüp model değerlerinden daha küçük olduğunu bulmuştur.

Young and Tsai (1973) farklı damar daralma modellerinde kararlı koşullarda basınç düşmesi, akış ayrılması ve türbülans gibi önemli hidrodinamik faktörler üzerinde deneysel çalışmalar yapmışlardır. Deneylerde, farklı alan oranlarına ve daralma uzunluklarına sahip olan hem eksenel simetrik hem de simetrik olmayan plastik modeller kullanılmış ve Reynolds sayıları yaklaşık 100-5000 arasında değişmektedir. Türbülanslı akışa geçiş için kritik Reynolds sayıları sıcak film probları kullanılarak ölçmüştür. Yapılan deneyde rijit duvar, Newton tipi olan akışkan (su) ve kararlı akım koşullarında, daralmalardaki akım alanları ayrıntılı olarak tanımlanmış; daralma geometrileri boyunca oluşan basınç kayıplarını çıkarmış ve ayrılmış akış bölgesini araştırmıştır. Yapılan çalışma sonunda, yüksek derecede stenoz şiddetinin yoğun bir sirkülasyon bölgesi oluşturduğunu tespit etmiştir.

Morgan and Young (1974) eksenel simetrik bir daralma yoluyla sıkıştırılamaz akış problemine yaklaşık bir çözüm sunmuşlardır. Geometri, bir eksenel stenozu simüle etmeyi amaçlamış ve geçişin bölgesi altındaki Reynolds sayıları için hem hafif hem de şiddetli stenozlara uygulanmıştır. Spesifik geometriler için elde edilen sayısal sonuçlar hız dağılımı, basınç düşüşü, WSS ve ayırma olayları için araştırılmıştır. Bu amaçla laminer akış koşullarında çeşitli daralma bölgelerindeki akışın eksenel hız bileşenini bulmak amacıyla momentum ve enerji denklemlerini kullanarak akımın ayrılma, birleşme noktaları ve daralma geometrisi boyunca basınç düşümleri için birbiriyle uyumlu sayısal ve deneysel sonuçlar elde etmişlerdir.

Deshpande *et al.* (1976) farklı geometrilerdeki eksenel simetriğe sahip rijit tüpler için Newton tipi olan akış modelikullanarak kararlı, laminer akış koşullarında Navier-Stokes denklemlerini silindirik koordinatlarda çözerek sayısal sonuçlar elde etmişlerdir. Yaptıkları çalışmada akış alanına ait akım çizgileri, hız dağılımı, ayrılma, birleşme noktaları ve yüzey kayma gerilmeleri elde edilerek akış alanındaki resirkülasyonların ve yüksek yüzey kayma gerilmelerinin damar hastalıklarında etkili olduğu belirtilmiştir.

Fukushima *et al.* (1982) Re sayısının 50-400 arasındaki değerleri için vertebral arterde farklı stenoz geometrilerdeki sinüsoidal daralma modellerinde, integral-momentum yöntemini

kullanarak sayısal inceleme yapmışlardır. Çalışmalarında akışı kararlı, laminer ve Newton tipi olan akış kabulü yaparak, stenoz modelindeki hız ve yüzey kayma gerilmesi dağılımlarını çıkarmış, elde edilen sonuçların yapılan kabuller altında doğru ve deneysel çalışmalarla uyumlu sonuçlar verdiğini belirtmişlerdir.

Ahmed and Giddens (1983) yaptıkları deneysel çalışmada, rijit ve eksenel simetriye sahip damar daralmalarını tanımlayan bir tüp içerisindeki hız alanlarını Lazer Doppler Anometresi (LDA) kullanarak incelemişlerdir. Çalışma değişik daralma oranlarındaki (%25, 50 ve 75) tüpler için, kararlı akış kabulüyle, Re sayısının 500-2000 arasındaki değerlerinde gerçekleştirilmiştir. Hız alanları, CFD modelleriyle karşılaştırma yapabilmek amacıyla detaylı olarak çıkarılmıştır. Yüksek Re sayılarına ve daralma oranlarına bağlı olarak türbülansın oluştuğu ve yüzey kayma gerilmelerinin yaklaşık olarak 3-4 kat arttığı belirtilmiştir.

Misra and Chakravarty (1986) yaptıkları çalışmada, hemodinamiğin stenoz arter duvarlarındaki kan akışının harmonik dalgaları üzerindeki etkilerini matematiksel olarak incelemişlerdir. Elastik arter duvarını ve Newton tipi olan kan akışını düşündüler ve stenoz şiddeti ile birlikte kan viskozitesinin azaldığını göstermişlerdir.

Bazı araştırmacılar stenoz arterlerin içindeki kan akışını daha ayrıntılı olarak modellemek için Newton tipi olmayan bir sıvı olarak gördüler.

Jung *et al.* (2004) yaptıkları çalışmada, trapez daralma profiline sahip simetrik rijit arterde, pulsatil akış koşullarında Newton tipi olmayan sıvının akışını sonlu hacimler yöntemini kullanarak sayısal olarak incelemişlerdir. Çalışma sonunda arterde stenoz şiddetinin artmasının WSS miktarını artırdığını göstermişlerdir.

Roy *et al.* (2017) yaptıkları çalışmada, stenoz arterin çeşitli daralma oranlarına bağlı kan akışının Newton tipi olmayan akış modeli Carreau-Yasuda ile (%50–90 yüzde alan stenoz) CFD'de modelleyerek, hız ve basınç dağılımlarını araştırmışlardır. Sonuç olarak, stenozun akışı bozduğu ve duvarda yüksek WSS geliştirmekten sorumlu olduğunu göstermişlerdir. Bir arterdeki %90'lık stenozun, geçici ve türbülanslı akışa dönüştüğü için çok tehlikeli olabileceğini belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar kan akışını Newton tipi olan ve Newton tipi olmayan durum için karşılaştırmışlardır.

Gijsen *et al.* (1999) yaptıkları sayısal ve deneysel çalışmada, karotis bifurkasyonunun hız dağılımını Newton tipi olan ve Newton tipi olmayan akışkanlar kullanarak sabit akış koşullarında analiz etmişlerdir. Çalışmanın deneysel kısmını Lazer Doppler anemometrisi kullanarak, sayısal kısmını ise Carreau–Yasuda viskozite modelini kullanarak

gerşekleştirmiştir. Yapılan çalışma sonunda Newton tipi olmayan akışın Newton tipi olan akışa göre eksenel hız dradyanını düzleştirdiği ve arter duvarında daha düşük hız gradyanları meydana getirtiğini belirtmiştir. Bu fark dışında hem Newton tipi olan akışkan hem de Newton tipi olmayan akışkan deneysel ve sayısal olarak uyumlu sonuçlar ortaya koymuştur.

Johnston *et al.* (2004) yaptıkları sayısal çalışmada, 4 farklı sağ RCA'ya ait 2 boyutlu anjiyografi görüntüleri kullanarak, Newton tipi olmayan 5 akış modelli ve Newton tipi akış modellerinin etkilerini de dikkate alarak WSS büyüklüğünü incelemişlerdir. WSS büyüklüğünün giriş hızını arttırarak yoğunlaştığını göstermişlerdir. Newton tipi akış için kan viskozitesi modelinin orta aralıkta yüksek kayma bölgelerinde iyi bir yaklaşım olduğu sonucuna varmışlardır. Düşük WSS için Genelleştirilmiş Power Law modelinin daha iyi yaklaşım olduğunu belirtmişlerdir.

Johnston *et al.* (2006) yaptıkları sayısal çalışmada, 4 farklı RCA ait 2 boyutlu anjiyografi görüntüleri kullanarak, kan viskozite modellerinden Newton tipi akış modeli ve Newton tipi olmayan akış modelinden Genelleştirilmiş Power Law modelini kalp döngüsü boyunca WSS dağılımını belirlemek için analiz etmiştir. Sayısal çalışma sonunda WSS dağılımları kıyaslandığında kan viskozitesi için Newton tipi olan ve Newton tipi olmayan model arasında çok az bir fark olduğu gözlemlemişler. Bu nedenle simülasyon çalışmalarında, WSS büyüklüğünü incelemek için Newton tipi akış modeli yeterli olacağını, ancak akışı daha ayrıntılı olarak incelemek, kan içindeki karışıma veya tek tek kan hücreleri üzerindeki gerilimlere bakmak için Newton tipi olmayan akış modellerinin tercih edilmesi gerektiği sonucuna varmıştır.

Park *et al.* (2010) yaptıkları çalışmada, RCA'da bulunan stenotik damar ile ilgili hemodinamik ve hemoreolojik özellikleri araştırmak için in-vitro deneyleri μ-PIV tekniği kullanılarak gerçekleştirmişlerdir. Ayrıca sayısal olarak kan akışının özelliklerini araştırmak için beş farklı Newton tipi olmayan kan modeli ve bir Newton tipi olan su modeli kullanılmıştır. Hem CFD analizi hem de deney sonuçlarında, kanın akış ayrımı veya ikincil akış gibi karmaşık davranışlar sergilemeden kanaldan sorunsuz bir şekilde aktığını gözlemlemişlerdir. Beklendiği gibi akımlar laminer rejimde olduğundan ve kanalın hem üst hem de alt duvarlarından kuvvetli viskoz kuvvetler oluştuğunu belirlemişlerdir. Yan duvarın yakınındaki hız profilleri Newton tipi olmayan modellerden bağımsız olarak neredeyse aynı olduğunu vurgulamışlardır. Newton tipi olmayan davranış düşük kayma hızı bölgesinde hassas olduğundan, reolojik etkiler profillerin orta bölgesinde görüldüğünü belirtmişlerdir. CFD analizinde, Newton tipi akış olan su modeliyle karşılaştırıldığında, Power Law dışındaki tüm modeller, akış hızı aralığı için su akışı ile hemen hemen aynı hız profillerine sahip olduğunu söylemişlerdir. Deneysel sonuçlarla

karşılaştırıldığında, Newton tipi olmayan akış tüm simülasyon modellerinin maksimum hız büyüklüğü deney sonuçları ile uyumlu olduğunu belirtmişlerdir.

Toloui *et al*. (2012) yaptıkları sayısal çalışmada, WSS'deki duvar deforme edilebilirliğini ve kanın reolojik özelliklerini araştırmışlardır. Çalışmada sıvı akışı Navier-Stoke denklemlerini kullanarak Newton tipi olan akış ve Newton tipi olmayan akış (Carreau-Yasuda modeli) olarak modellenmiştir. Damar duvarını sert ve deforme olabilir olarak kabul edip akışkan yapı etkileşimi (Fluid Structure İnteraction (FSI)) ANSYS-CFX yazılımı kullanılarak hem kararlı durum hem de pulsatil durum için modellenmiştir. Çalışma sonunda Newton tipi akış modelinin, aşağıdaki nedenlerden dolayı karotis kan akışında uygun olmadığı bulunmuştur. Newton tipi akış modelinde, viskozite değerleri görünen viskoziteden daha düşük, WSS düşük ve ayrıca geri akış bölgesi alanı daha fazla olduğunu belirtmişlerdir. Bu nedenle Newton tipi olmayan akış modeli kan akışı için daha uygun olduğu görülmüştür. Pulsatil çalışmada kullanılan Carreau-Yasuda modelinde dinamik viskozite daha çok akışın ortasında olup, hem rijit hem de deforme olabilen modellerde pulsatil kan akışının WSS dağılımının aynı olduğu görülmüştür. Her iki modelin WSS değerleri, iki kardiyak döngünün sonunda önemli bir farklılık görülmüştür.

Anastasiou *et al.* (2012) yaptıkları deneysel çalışmada, çatallı küçük bir arteri simüle eden bir mikro kanalda kanı taklit eden bir sıvının pulsatil akışını incelemektir. Kanın viskoelastik özelliklerini simüle etmek için az miktarda ksantan zamkı içeren sulu bir gliserol çözeltisi kullanılmış ve in vivo akış koşulları yeniden üretilmiştir. Lokal akış hızları μ-PIV kullanılarak ölçülmüş, ölçülen hız dağılımlarından, WSS ve pulsatil akış sırasındaki değişimi tahmin edilmiştir. Kullandıkları Reynolds sayıları küçük arterlerde kan akışı sırasında hâkim olanlara benzer olacak şekildenispeten düşüktür (Re<30). Hem Newton tipi olan akış için hem de Newton tipi olmayan akış için yapılan deneyler, kanın bir Newton tipi olan akış sıvısı olarak davrandığı varsayımının küçük arterlerdeki kan akışı için geçerli olmadığını kanıtlamışlardır. Düşük bir WSS'ye maruz kalan çatallanma dış duvarının aterosklerotik plak oluşumuna daha yatkın olduğu gösterilmişlerdir. Ayrıca, gelişmiş ikincil akış daha hızlı bozulduğu için küçük damarlardaki bu bölge büyük arterlerdeki bölgeden daha kısa olduğu sonucuna varılmıştır. Son olarak, küçük arterlerdeki WSS değerlerinin büyük olanlardan düşük olduğunu bulmuşlardır.

Husain *et al.* (2014) yaptıkları sayısal çalışmada, üç farklı derecelerde stenoz (%20, 50 ve 80) için Newton tipi olmayan dört model (Power Law, Casson, Carreau ve Generalised Power Law) ile katı stenoz arterde kan akışını incelemişlerdir. Newton tipi akış modelin, orta ve yüksek kayma hızlarında WSS büyüklüğünü modellemek için iyi bir yaklaşım olduğunu ve Newton tipi olmayan Generalised Power Law modelinin, düşük kayma hızlarında WSS'yi

modellemek için daha iyi bir yaklaşım sağladığını belirtmişlerdir.

Apostolidis *et al.* (2016) yaptıkları sayısal çalışmada, arteriyel akış simülasyonlarında Newton tipi olmayan kan reolojisinin etkilerini değerlendirmişlerdir. Bunu, a)Newton tipi olmayan akış modeli olan Casson viskoplastik modeli ve b) Newton tipi olan akış modelinden elde edilen yakınsak çözeltileri karşılaştırarak elde etmişlerdir. Uyguladıkları modellerde yaptıkları analizlerde uygun şekilde yakınsak çözümler sağlamışlardır. Araştırmalarının sonucunda Newton tipi olan akış modelleri ile Newton tipi olmayan akış modelleri simülasyon çıktıları arasında önemli farklılıklar (%50'ye kadar) göstermişlerdir. Farklılıkların olmasının sebebini, akıştaki düşük ve yüksek kayma hızı alanları arasında bulunan değerlere bağlamışlardır.

Bazı araştırmacılar stenoz arterdeki daralmaları simetrik olmayan model olarak araştırmışlardır.

Lee and Fung (1970) Newton tipi olan akış koşullarında asimetrik olan damar daralmalarını tanımlayacak şekilde vascular tüp içerisindeki akışı modellenmişlerdir. Navier-Stokes denklemlerini çözerek sayısal sonuçlar elde etmişlerdir. Kararlı akım alanında, düşük Re sayısı için (0 ve 25) için inceleme yapılmışlardır. Ancak kullandıkları sayısal yöntem hız, basınç ve yüzey kayma gerilmesi gibi değerlerin ölçülmesi için karışık ve yetersiz olduğu için yüksek Re sayılarında sonuç elde edememişlerdir.

Smith (1979) analitik olarak yaptıkları çalışmada, bir aksimetrik stenoz arterden sabit akışı incelemiştir. Akış modelinin stenoz geometrisine ve Reynolds sayısına kuvvetle bağlı olduğunu göstermiştir. Ayrıca Navier-Stokes çözümleriyle ve deneysel verilerin karşılaştırılması sonucunda, serbest akış teorisinin tahminlerini destekleme eğiliminde olduklarını belirtmişlerdir.

Back *et al.* (1986) yaptıkları deneysel çalışmada, damar hastalığı olan bir kadavradan alınan Cx koroner damarı üzerinde Re sayısının 60-500 değerleri arasında basınç ölçümleri gerçekleştirilmiştir. Navier-Stokes denklemlerinin sayısal çözümünden öngörülen basınç dağılımları deneysel sonuçlarla örtüşüp yerel basınç ölçümlerinde beklendiği gibi basınç değerlerinin damar boyunca düştüğü görülmüştür. Düşük Re sayılarında viskoz etkilerin önemli olduğu yüksek Re sayılarında momentum değişimlerinin bölgesel olarak basınç değerlerini yükselttiği gözlemlenmiştir. Damar boyunca WSS değerleri daralmaların en üst noktasında ani artışlar, bu noktalardan hemen sonra da ani düşüşler olduğunu göstermişlerdir.

Srivastava and Rastogi (2010) eksenel olmayan simetrik stenozlu dar kateterize arterden kan akışı sorunu araştırılmışlardır. Kan, iki fazlı bir modelle, yani plazmada (Newton sıvı),

eritrositlerin bir süspansiyonu ile temsil edilir. Hem akışkan (plazma) hem de parçacık (eritrosit) fazları için birleştirilmiş diferansiyel denklemler çözülmüş ve akış karakteristikleri, akış hızı, empedans (akışa karşı direnç), WSS için ifade edilmiştir. Empedansın kateter büyüklüğü, hematokrit ve stenoz büyüklüğü (boy ve uzunluk) ile arttığı, şekil parametresi ile azaldığı tespit edilmiştir. Empedansın büyüklüğünde ve WSS büyüklüğünde önemli bir artış olduğu belirtmişlerdir.

Chaichana *et al.* (2013) yaptıkları çalışmada, 22 adet hastaya özgü bir analize dayanarak, sol koroner arter bifurkasyonunda çeşitli koroner stenoz tiplerindeki hemodinamik değişiklikleri araştırmışlardır. Sol koroner geometrilerde akış ve WSS değişikliklerini analiz etmek için hastalardan alınan BT görüntülerini hesaplamalı akışkanlar dinamiği ile birleştirerek kullanmışlardır. Elde ettikleri sonuçlara göre stenotik bölgelerde akış hızının ve WSS'nin anlamlı olarak arttığını göstermişlerdir. Yüksek WSS, 2.5 Pa ile 3.5 Pa arasında değişen >%70 lümen darlığında bulmuşlardır. Yaptıkları çalışmayla, sol koroner arter bifurkasyonunda %50'den fazla stenoz saptanan hastalarda, koroner arter dalında, koroner aterosklerozun yaygınlığı hakkında bilgi vermede önemli bir rol oynadığını belirtmişlerdir.

Vesely *et al.* (2015) yaptıkları çalışmada, değişen stenoz eksantrikliği ve şekli için basınç kaybı katsayısının deneysel olarak incelemişlerdir. Bunun için tüm modeller %75 alan stenozlu olan beş farklı geometrik modeli incelemişler. Reynolds sayısının 130-2730 arasındaki değerlerine göre ölçülen basınç kayıp katsayıları 12-20 değerleri arasında bulunmuştur. Bu deneysel sonuçlarla statik basınç kaybı katsayısının stenozun şeklinden etkilendiğini göstermişlerdir.

Lee *et al.* (2016) yaptıkları çalışmada, stenotik şiddete göre hastaların koroner hemodinamik parametrelerindeki değişiklikleri araştırmak için sanal bir stenoz modeli tasarlamışlardır. Bunun için hastaların koroner arterlerinin BT görüntülerini üç boyutlu hesaplamalı akışkan dinamiği modeli ile birleştirmişlerdir. Klinik olarak 13 hastadan elde edilen WSS ve FFR (Fraksiyonel akım rezervi) değerlerinin CFD verileriyle anlamlı sonuçlar elde ettiklerini belirtmişlerdir.

Novakova *et al.* (2016) yaptıkları deneysel çalışmada, stenoz şiddeti ve eksantrikliğin basınç düşüşü üzerindeki etkisini araştırmak ve ölçmek olmuştur. PIV yöntemi ile basınç ve akış ölçümlerinin bir kombinasyonu kullanmışlardır. Aynı stenoz öneme sahip fakat farklı seviyelerde eksantrikli modeller PIV tarafından in-vitro olarak çalışılmıştır. Bu çalışma, stenoz asimetrisinin simetrisinden daha şiddetli basınç düşüşü ve hacimsel debi azalması ile ilişkili olduğunu göstermiştir. Basınç düşüşü ve hacimsel debi düşüşü, asimetri seviyesinden önemli ölçüde etkilendiğini belirlemişlerdir.

Kamandar *et al.* (2017) yaptıkları çalışmada, stenozun eliptik, trapez ve üçgensel şekilleri gibi farklı geometrilerden dolayı kan akımı davranışını ve arter yolundaki tıkanıklığın şiddetini araştırmışlardır. Çalışma, arteriyel kan akımının %70, 80 ve 90 alan tıkanması nedeniyle çeşitli boyutlarda stenozlara göre yapılıp, kanı Newton tipi olmayan akış olarak modelleyerek sayısal olarak hesaplamalı akışkanlar dinamiği yazılımı yardımıyla gerçekleştirmişlerdir. Stenozun şeklinin, arter tıkanıklığı bölgesindeki genel basınç düşüşünde önemli bir rol oynadığı bulunmuştur. En yüksek basınç düşüşü, trapez stenoz şekli, ardından eliptik ve daha sonra üçgen şekilli stenozun izlendiğini ve stenoz boyunca WSS için ise, trapez şekil için en büyük bunu arterde aynı stenoz alanı için üçgen ve eliptik stenozların izlediklerini göstermişlerdir.

Doutel *et al.* (2018) yaptıkları çalışmada, ateroskleroz gelişimini anlamak için, hız ve WSS gibi arterlerdeki kan akışının hidrodinamik özelliklerini araştırmışlardır. Sol koroner arter bifurkasyonundaki lokal hemodinamiği araştırmak için sayısal (CFD) ve in vitro yöntemleri (μPIV ve çizgi fotoğrafçılığı) birleştiren bir metodoloji tasarlanmışlardır. Deneysel ve sayısal sonuçların iyi bir uyum içinde olduğunu kanıtlamışlardır. Ayrıca Murray yasasından sapma önemli olduğunda ikincil akışlar gözlemleneceğini, Reynolds sayısı arttıkça yoğunlaşacağını ve WSS düşük olduğu bölgelerde görülebilir olduğunu belirtmişlerdir.

Bazı araştırmacılar akışı insan fizyolojisindeki gibi pulsatil olarak araştırmışlardır.

Cassanova and Giddens (1978) yaptıkları çalışmada, pulsatil akış koşullarınada stenoz derecesi, stenoz geometrisi ve akım sınırlayan duvarın akış bozukluklarının gelişimindeki varlığı veya yokluğu üzerine olan etkilerini deneysel ve matematiksel olarak araştırarak stenotik ve serbest jetlerdeki distal akış modellerinin görselleştirilmesi, girdap dökülmesini, yüksek derecede türbülanslı bölgeleri ve yeniden dolaşım bölgelerini içeren karmaşık alanların varlığını göstermişlerdir.

Ahmed and Giddens (1984) yaptıkları deneysel çalışmada, düz bir tüpteki simetrik daralmadaki stenozların varlığı ile ilişkili akış bozukluklarını ve WSS'yi analiz etmek için ultrason ve lazer doppler anemometresi kullanmışlardır. Akışın merkez hattındaki hız dalgasını sinüzoidal frekans parametresinde 7.5 ve ortalama Reynolds sayısını 600 olarak kabul edip, %25, 50 ve 75 alansal stenoz darlığı modelleri kullanmışlardır. Pulsatil hız profillerinin kapsamlı ölçümleri yaparak WSS oranlarını, duvara yakın hız profili gradyanlarından hesaplanmışlardır. Deney sonuçlarıyla, kararlı akış durumu sonuçlarının aksine, pulsatil akışla en ciddi daralma oranları için bile kalıcı bir stenoz sonrası akış ayrımı bölgesinin mevcut olmadığını göstermişlerdir. WSS değerleri, daralma boğazının yakınında en yüksek ve stenoz sonrası bölgede nispeten düşük olduğunu görmüşlerdir. Türbülans sadece %75 stenoz modeli

için ortaya çıkmış ve bu da sadece döngünün bir parçası sırasında meydana gelmiştir. Arteriyel stenozların saptanmasında türbülansa büyük önem verilmesine rağmen, yaptıkları bu çalışmayla akış bozukluklarının tanımlanmasının hafif ila orta dereceli stenozların tanınmasında hastalığa temel olabileceğini belirtmişlerdir.

Siouffi *et al.* (1984) yaptıkları deneysel çalışmada, pulsatil akış hâlinin tek boğumlu bir tüp içerisindeki akış yapısı üzerindeki etkisini araştırmışlardır. Hız dağılımını ölçmek için ultrasonik bir hızölçer, akışı görüntülemek için de lazer ışınları kullanılmışlardır. Kararlı ve kararsız akış hâlinde elde edilen hız profillerinin ve akış görüntülerini karşılaştırmışlardır. Çalışma sonunda pulsatil akış hâlinin akış yapısı üzerinde önemli etkilerinin olduğu sonucu çıkarmışlardır.

Ojha *et al.* (1989) tarafından yapılan deneysel çalışmada, farklı stenoz oranlarında ve Reynolds sayılarında pulsatil akış koşullarını oluşturarak, stenoz sonrası bölgenin akış durumunu analizi gerçekleştirmiştir. Hafif ila orta dereceli damar daralması olan tüplerdeki akış modeli çalışmalarında, sabit bir akış üzerine yerleştirilen 2.9 Hz sinüzoidal akış kullanılarak gerçekleştirmiştir (frekans parametresi 7.5; ortalama Reynolds sayısı 575). Hafif daralmalarda (<%50 alan daralması), girdap ve sarmal yapıların izole bölgeleri, öncelikle akış döngüsünün yavaşlama aşamasında ve yeniden bağlanma noktasının yakınında gözlenmiştir. Orta derecede daralmalarda (%50-80), türbülansa geçiş, yüksek parçalayıcı tabakada dökülen dalgaların ve akışkan girdapların parçalanması yoluyla tepe akışından hemen önce tetiklenmiştir. Akış döngüsünün bu girdap üretme aşamasında, WSS, özellikle yeniden bağlanma noktasının çevresinde oldukça yoğun bir şekilde dalgalanmış ve anlık değerinin en az 8 kat arttığını ortaya koymuştur.

Huang *et al.* (1995) yaptıkları çalışmada, farklı daralma oranlarındaki bir daralma modeli üzerinde, kararlı ve pulsatil akım koşullarını deneysel ve sayısal olarak analiz yapmışlardır. Sayısal analiz için sonlu farklar yöntemi kullanmışlardır. Çalışmada yüzey basınç ve kayma gerilmesi dağılımları çıkarılarak damarlardaki deformasyonun yüksek kayma gerilmesinden kaynaklanmadığı, resirkülasyon bölgeleri ile deformasyonlar arasında bir bağlantının olabileceği sonucu çıkarılmıştır. Deneysel ve nümerik çalışmalardan elde edilen sonuçların uyum içerisinde olduğu vurgulanmıştır.

Siouffi *et al.* (1997) salınım, pulsatil ve fizyolojik akış dalga formlarına karşılık gelen stenotik hız akış alanı üzerine deneysel bir çalışma yapmıştır. Çalışmada; iki boyutlu hız ölçümleri, darbeli bir doppler ultrasonik hızölçer kullanalarak %75'lik bir darlıktaki tüp içerisindeki akışın hız profili modellerinin analizlerini gerçekleştirmiştir. Reynolds sayısı ve frekans parametresi gibi akış parametrelerinin etkisinin ötesinde, hız profillerinin (dolayısıyla

WSS) büyük ölçüde akış dalga formuna bağlı olduğu ortaya koymuştur.

Deplano and Siouffi (1999) yaptıkları çalışmada, bir stenoz modelinden farklı pulsatil akış şekillerinde, her iki yöntemi de doğrulamak ve stenozdan sonrası akış yönünde WSS zamansal evrimini belirlemek için deneysel ve sayısal olarak modellemiştir. İki boyutlu hız ölçümleri, darbeli bir doppler ultrasonik hızölçer kullanılarak %75 şiddetli bir stenozda gerçekleştirmiştir. Geçici sayısal simülasyonlar için sonlu elemanlar yöntemi kullanılmıştır. WSS zamansal evrimini belirlemek için deneysel hız değerlerine dayanan polinom yöntemi kullanmıştır. Çalışma sonunda sayısal ve deneysel sonuçlar arasında iyi bir uyum olduğunu belirmiştir. WSS zamansal analizi sonunda, boğazda yüksek WSS değeri yaklaşık 120 dyn/cm^2 ve stenoz sonrası düşük WSS değerinin yaklaşık 2,5 dyn/cm^2 olduğunu döngü sırasında salınan WSS değerleriyle göstermiştir. Yaptığı çalışmanın temel sonucu olarak, stenozun varlığının arterin sağlıklı bir arterin yönüne ters yönde çalışmasına yol açması olduğunu belirtmiştir.

Beratlis *et al.* (2005) dikdörtgen kesitteki %50 stenotik bir bölgede pulsatil ve Newton tipi olan akışı incelemek üzere sayısal ve deneysel bir araştırma sunmuşlardır. Akış hız öçümlerini Lazer Doppler hızölçeriyle gerçekleştirmiştir. Genel olarak, sonuçlar ardışık olarak türbülansa geçiş gösteren sınırda türbülanslı bir akışı göstermiştir ve hafif darlık için akışın laminar kalması muhtemel olsa da orta-şiddetli stenoz koşullarında geçiş ve türbülanslı akış modellerin stenotik sonrası alanda olduğunu göstermişlerdir. Buna ek olarak kayma tabakasından kaynaklanan büyük ölçekli yapıların, duvar yakınındaki akışı bozarak girdapları oluşturduğu gözlemlemişlerdir.

Sherwin and Blackburn (2005) yaptıkları sayısal çalışmada, %75 daralma oranına sahip bir stenozu olan düz, simetrik ve rijit bir tüp için kararlı durumla pulsatil akış durumunu karşılaştırarak, farklı akış dalga formları ile kararsızlığı ve türbülansa geçişi analiz etmiştir. Yaptıkları sayısal çalışma sonunda idealleştirilmiş geometri için, öngördükleri kararlı ve pulsatil akış kritik Reynolds sayıları, pulsatil akışların indirgenmiş hızları (U_{ind}) için makul olmasına rağmen, sistemik veya koroner arterlerdeki fizyolojik koşullar için nispeten yüksek olduğu sonucuna varmıştır. Bununla birlikte, bir aksisimetrik (eksenel simetrik) stenozda, kesitsel olarak bakıldığında Reynolds sayısının lokal çapın tersi olarak arttığı ve bu nedenle, daha yüksek stenoz derecelerini kritik Reynolds sayısının azalmasına yol açacağını öngörmüşlerdir. Ayrıca ortalama hız oranın değerinin yüksek olduğu iki harmonik dalga biçimine sahip akışın, tek harmonik dalga biçimine sahip akıştan daha kararlı olduğunu bulmuştur.

Rabby *et al.* (2013) yaptıkları sayısal çalışmada, sonlu hacim yöntemi kullanılarak simekrik olmayan stenoz tüpteki akışı iki boyutlu olarak modelleyerek pulsatil ve Newton tipi

olmayan akış koşullarında analiz etmiştir. Analizde karmaşık olan stenoz geometriyi işlemek için kartezyen koordinatlarda Navier-Stokes denklemlerini kullanmıştır. Akış modelinde, büyük arterleri karakterize ederek Reynolds sayısı için 300 değerini kullanmıştır. Newton tipi olmayan kan akışı için, Cross modelini kullanmıştır. Çalışma sonuda stenoz böldesinde kan basıncının düştüğü, stenozun merkezinde ise WSS değerinin ani biçimde yükseldiğini göstermiştir. Newton tipi olmayan kan akışı durumunda stenotik sonrası bölgede laminer bir durum gözlenirken, Newton tipi olan kan akışı durumunda laminerden türbülansa geçiş akışı gözlemlemiştir. Ayrıca, stenozun merkezinde, WSS çok yüksek olması arteriyel duvarın iç tarafı için zararlı olduğu ve stenoz sonrası bölgede oluşan olumsuz basınç gradyanı nedeniyle de akış devirdaimi oluşması arter duvarı için tehlikeli olduğu belirtilmiştir.

Lu and Zhang (2019) yaptıkları sayısal çalışmada, ateroskleroz riski üzerindeki etkilerini değerlendirmek için, sağ koroner arterlerde dört fizyolojik parametrenin (kan basıncı, arter elastikiyeti, kan viskozitesi, kan debisi) vasküler duvar WSS üzerindeki etkisini belirlemek için analizler yapmıştır. Sıvı yapı etkileşimi modeli için ANSYS-CFX yazılımını kullanmıştır. Yazılımda Carreau-Yasuda model uygulanıp her parametre hem ayrı ayrı hem de entegre modellerde incelenmiştir. Sayısal analizler sonunda Lu and Zhang, kan akış hızının WSS üzerinde en önemli etkiye sahip olduğunu ve normal fizyolojik koşullar altında WSS değişimde belirleyici bir rol oynadığını göstermiştir. Esnek bir damar duvarı koşulları altında kan basıncının WSS üzerinde küçük bir etkisinin olduğu, ancak bu etki esnekliğin yokluğunda yani rijit bir damar duvar yapısında olmadığı kaydedilmiştir. Kan debisinin artması ve kan viskozitesindeki artışın WSS üzerinde de bir artışa sebep olduğunu göstermiştir.

Literatür Değerlendirmesi

İnsan kanının reolojik özellikleri ve viskozite modelleri bu bölümde araştırılıp, sunulmuştur. Bu bölümde ayrıca kardiyovasküler hastalıklardan ateroskleroz ile ilgili hemodinamik hipotezler, arter duvarı yapılarının özellikleri, kan akışı ve arter yapısı arasındaki etkileşimi ve kan akışının CFD modellemesine ilişkin bilgiler ve deneysel ve sayısal yapılan literatür araştırmaları sunulmuştur. Kardiyovasküler sistemin doğasını anlamada CFD modellemesinin rolünün çok kritik olduğu ve öneminin artmaya devam etmesi beklenmektedir. Yapılan literatürün incelenmesi, arterlerdeki kan akışının hemodinamik özellikleri üzerindeki etkisi hakkında araştırmalara devam edilmesi gerektiğine ihtiyaç olduğunu göstermiştir. Aşağıda literatürde doldurmaya çalıştığımız boşluk ve gelecek çalışmalarda araştırılması gerektiği düşünülen eksiklikler listelenmiştir.

1- Yapılan literatür çalışmalarında da görüldüğü üzere hastalardan alınan damar geometrisini birebir modelleyip deneysel olarak gerçekleştirmek zor olduğu için gerçek modelli

deneysel çalışmalara rastlanmamıştır. Bu zorluk modelleme problemi olmayan sayısal çalışmalarda görülmeyip, deneysel olarak yaşanan sorunların başında gelmektedir. Yaptığımız deneysel çalışmada oluşturulan gerçek modellerle bu eksiklik giderilmeye çalışılmıştır.

2- Arter yapısında arterlerin büzülüp genişlemesine ait biyomekanik koşullar hakkında yeterli deneysel veri yoktur. Esnek damar modelinin deneysel olarak kullanılmamış olması bu eksikliği gidermek için gerçekleştirdiğimiz çalışmanın deneysel kısmında bize imkân sağlamıştır.

3- Damar daralmasına bağlı olarak değişen hemodinamik değerlerin kalbe olan etkisini içeren ne deneysel ne de sayısal çalışmaya literatürde rastlanmamıştır. Yaptığımız çalışmayla literatürdeki bu eksiklik doldurulup tıkalı damar ve daralma oranına bağlı olarak pompaya (kalbe) etkisi araştırılmıştır.

4- Kanın reolojik özellikleri üzerine çok sayıda viskozite modeli olmasına rağmen, bunların hiçbiri üzerinde genel bir kabul oluşmamıştır. Kan reolojisinin çok karmaşık bir yapısı olup, birçok parametreye bağlıdır.

5- Kanın viskozite karakterini belirleyen Newton tipi olmayan akıştan Newton tipi olan akışa geçişte kullanılan kayma hızının sınırlandırılmasında kritik değer üzerinde farklılıklar vardır.

6- Karmaşık olan kardiyovasküler sistemin fizyolojisi durumunu anlamak için basitleştirici varsayımlar yapılarak çözüm aranmıştır. Bu farklılıklar gerçek çözüm noktasında farklılıklara sebep olmaktadır.

7- Duvar kayma gerilmesi ile ilgili yapılan çalışmalar, ateroskleroz oluşumunda duvar kayma gerilmesinin güçlü bir etkisi olduğunu ortaya koymasına rağmen endotel yapısı üzerindeki kesin rolü belirsizliğini korumaktadır.

MATERYAL ve YÖNTEM

Deney Sistemi

Bu tezin amacı; kardiyovasküler sisteme benzer bir deney sistemi kurularak damarların farklı daralma geometrilerindeki hemodinamik (kan akımıyla ilgili fiziksel faktörler örneğin: kayma gerilmesi, basınç dağılımı, hız gradyanı vb.) özellikleri belirlenerek ve bu geometrilerdeki özelliklerin peristaltik pompaya olan etkisi incelenip karşılaştırmaktır. Çalışma Makine Mühendisliği Bölümü Isı Transferi Laboratuvarında gerçekleştirilmiştir. İş akışkanı olarak Newton tipi akışkan olarak saf su kullanılmıştır. Şekil 17'de şematik resmi ve Şekil 18'de gerçek resmi verilen deney sistemin kurulumundaki çalışmalar şöyle özetlenebilir:

i. Deney sistem elemanlarının yerleştirileceği 1*1,5 m ebatlarındaki platform, 20 mm kalınlığında mdf levha ve 40*40 mm ebatlarında demir kutu profilden oluşan malzemelerden oluşturulmuştur. Oluşturulan bu platform seyyar olarak planlanıp ayak kısmının her bir köşesine birer adet tekerlek takılmıştır.

ii. Deney sisteminde çalışma sıvısını taşıyan test bölgesi haricindeki boru hattında, 20 mm dış çapa sahip sert ve pürüzsüz PPRC (Polipropilen Random Copolimer) malzemeden üretilmiş boru kullanılmıştır.

iii. Sistemde test bölgesindeki boru 30 cm uzunluğunda, çapları sırasıyla 8 ve 10 mm olan 40-80 Shore-A sertlik değerinde silikon hortumlar kullanılmıştır.

iv. Test bölgesinin sıcaklığını 37 °C'de sabit tutmak için 4 mm kalınlığında 15*20*45 cm ebatlarında cam malzemeden havuz imal edilmiştir.

v. Sıcak su banyosu, deney sisteminde iki amaç için kullanılmıştır. İlki cam havuz içindeki suyu 37 °C'de sabit tutarak daralmış geometriye sahip test borusunun sıcaklığını bu sıcaklıkta sabit tutmak için kullanılmış. İkincisi ise sıcak su banyosunun içine yerleştirilen ısı değiştiricinin içinde akan çalışma sıvısının sıcaklığını yine 37 °C'de sabit tutarak daralmış geometriye sahip test borusunun sıcaklığını bu sıcaklıkta sabit tutmak için kullanılmıştır.

vi. Sistemde test bölgesine giriş ve çıkışta basınç farkını ölçmek için basınç transmitteri kullanılmıştır.

vii. Sistemdeki iş akışkanının debisini ölçmek için elektromanyetik debimetre sisteme entegre edilmiştir.

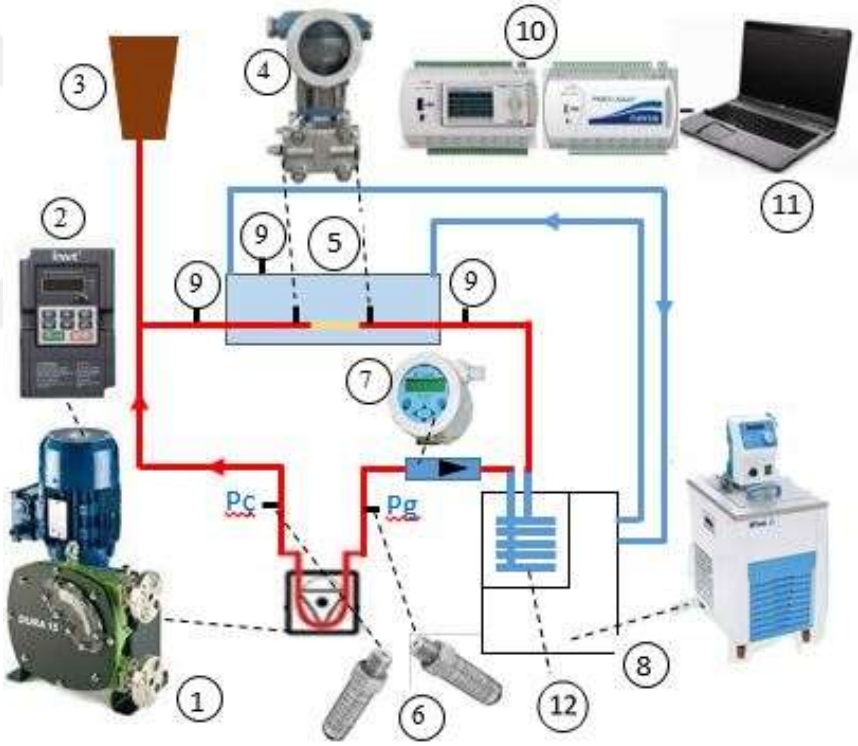
viii. Termoelemanlar, elektromanyetik debimetre, basınç transmitterinden alınan veriler data okuma kartı aracılığıyla bilgisayara aktarılmış ayrıca sistem üzerinden de incelenmiştir. Test borusu üzerinde 2 adet ve cam havuz içinde ise 1 adet olmak üzere toplam termoeleman kullanılmıştır.

ix. Sistemde iş akışkanını sirküle etmek için bir adet peristaltik pompa kullanılmıştır.

x. Test borusuna girişte istenilen sıcaklığı sağlamak amacıyla sıcak su banyosuna yerleştirilmiş bir adet ısı değiştiricisi kullanılmıştır.

xi. Peristaltik pompa giriş ve çıkışındaki basıncı ölçmek için birer adet piezorezistif basınç transmitteri kullanılmıştır.

xii. İnverter, peristaltik pompanın çalışma frekansını düzenleyerek istenilen devirlerde çalışması için kullanılmıştır.



Şekil 17. Deney sisteminin şematik resmi

(1) Peristaltik pompa
(2) İnverter
(3) Doldurma haznesi
(4) Diferansiyel basınç transmitteri
(5) Test bölgesi
(6) Piezorezistif basınç transmitteri
(7) Debimetre
(8) Sıcak su banyosu
(9) Termoeleman
(10) Data logger
(11) Bilgisayar
(12) Spiral ısı değiştiricisi



Şekil 18. Deney sisteminin resmi

Peristaltik Pompa

İnsanların kardiyovasküler sistemlerindeki akış pulsatil akış özelliği sergiler. Bu da insan kalbinin pulsatil bir pompa özeliğinde çalışmasından kaynaklanır. Deney sisteminde pompa seçimi yapılırken kalbin bu özelliğini dikkate alarak peristaltik pompa kullanılmıştır. Peristaltik pompa, vuruşlu akış sağlayan, periyodik farklılaşmaların olduğu ve çok çeşitli sıvıları aktaran pozitif yer değiştirme pompasıdır. Sistemdeki iş yapan akışkan sıvısını sirküle etmek amacıyla kullanılan peristaltik pompanın görüntüsü Şekil 19'da ve teknik özellikleri ise Tablo 2'de verilmiştir.



Şekil 19. Deney sisteminde kullanılan peristaltik pompa

Tablo 2. Deney düzeneğinde kullanılan peristaltik pompanın teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Verderflex, Dura 15
Boyut	277 * 280 * 483 mm
Maksimum akış debisi	593 l/h
Maksimum basıncı	12 Bar
Maksimum basma yüksekliği	9,5 m
Maksimum sıkıştırılamaz katı boyutu	1,5 mm
Maksimum sıkıştırılabilir katı boyutu	3,75 mm
Uygun güç	220V / 50Hz
Pompa gövdesi ve rotor dökme demir (GG 25), ön kapak karbon çelik, tahrik mili EN24T çelik, flanşlar 316 paslanmaz çelik malzemeden oluşur.	

Isı Değiştiricisi

İş yapan akışkanın test borusuna girişte istenilen sıcaklığı sağlamak amacıyla sıcak su banyosuna yerleştirilmiş spiral borulu ısı değiştiricisi 0,0127 m çapa sahip bakır borudan imal edilmiştir. Peristaltik pompadan çıkan akışkan test borusundan geçerek 37 °C'de sıcaklığı sabit tutulan sıcak su banyosunun içine yerleştirmiş ısı değiştiriciden tekrar peristaltik pompaya döner. Bu döngü test borusundaki akışkan sıcaklığının 37 °C'de sabit kalıncaya kadar devam etmektedir. Sistemde kullanılan ısı değiştiricisinin görüntüsü Şekil 20'de verilmiştir.



Şekil 20. Deney sisteminde kullanılan ısı değiştiricisi

Elektromanyetik Debimetre

Akışkan debisini ölçmek için elektromanyetik debimetre kullanılmıştır. Debi değerleri cihaz üzerindeki dijital ekrandan okunabildiği gibi data okuma kartına bağlanarak bilgisayar ortamına da aktarılabilmektedir. Deney sisteminde kullanılan elektromanyetik debimetrenin görüntüsü Şekil 21'de ve teknik özellikleri Tablo 3'te verilmiştir.



Şekil 21. Deney sisteminde kullanılan elektromanyetik debimetre

Tablo 3. Elektromanyetik debimetre teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Euromag, MC308C, MUT500EL
Maksimum akış debisi	12500 l/h
Maksimum akış hızı	10 m/s
Önerilen akış hızı	0,5-5m/s
Doğruluk	±%0,2
Maksimum viskozite	1000 centipoise
Maksimum çalışma basıncı	16 Bar
Maksimum çalışma sıcaklığı	80°C
Elektrot malzemesi	AISI 316 L
Gösterge	Anlık, toplam, durum gösteren LCD ekran
Çıkış sinyali	4-20 mA
Koruma sınıfı	IP68
Kaplama	PTFE

Sıcak Su Banyosu

Deney sisteminde kullanılan sıcak su banyosu, iki amacı yerine getirmek için kullanılmıştır: İlki sıcak su banyosunun içine yerleştirilen ısı değiştirici test bölgesindeki borudaki iş akışkanı istenilen sıcaklığa yetirmek için kullanılmıştır. İkincisi ise bu akışkan ısı değiştiricisinde çıkıp daralmış geometriye sahip test bölgesine gidene kadar sahip olduğu ısının bir kısmını kaybederek sıcaklığının düşmesine neden olacaktır. Kaybedilen bu ısıyı telafi etmek için sıcak su banyosuyla cam havuz arasında 37 °C'de sabit sıcaklıkta sürekli şekilde su sirkülasyonu sağlanmaktadır. Bu şekilde sağlıklı bir insanın vücut sıcaklığının 37 °C'de sabit olduğu durumu, deney sisteminde bulunan test bölgesi için de uygulanıp gerçekleştirilmiştir. Deney sisteminde kullanılan elektromanyetik debimetrenin görüntüsü Şekil 22'de ve teknik özellikleri Tablo 4'te verilmiştir.



Şekil 22. Deney sisteminde kullanılan ısı değiştiricisi

Tablo 4. Sıcak su banyosu teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Daihan Scientific, MaXircu CR-8)
Çalışma sıcaklığı	-25 °C – +150 °C
Doğruluk	±%0,1 °C
Maksimum debi	1500 l/h (1-5 arasında ayar kademeli)
Kapasite	8 litre
Maksimum viskozite	1000 centipoise
Maksimum çalışma basıncı	7,5 psi
Cihazın ısıtıcı gücü	1 kW
Cihazın iç ölçüleri	17,5 x 32 x 15 cm
Cihazın dış ölçüleri	33 x 47,4 x 75,2 cm
Uygun Güç	AC 230 V ve 50/60 Hz
Cihazın yalıtımı	40 mm üretan köpük
Cihaz dijital fuzzy kontrollü, dijital arkadan aydınlatmalı LCD göstergeli, zamanlayıcısı 99 saat 59 dakikaya ayarlanabilen ve gecikme zamanı ve işlem zamanı kontrol edilebilir.	
Cihazda kompresör korumalı otomatik kontrollü soğutma sistemi sahiptir ve soğutma 1/3 HP gücündedir. Soğutucu gaz olarak 404A kullanılmaktadır.	

Data Okuma Kartı

Basınç transdüseri; termoelemanlar, piezorezistif basınç transmitteri ve elektromanyetik debimetereden alınan verileri anlık olarak okumak ve bilgisayara aktarmak için kullanılacaktır.

Deney sisteminde kullanılan data okuma kartının görüntüsü Şekil 23'te ve teknik özellikleri Tablo 5'te verilmiştir.



Şekil 23. Deney sisteminde kullanılan data okuma kartı

Tablo 5. Data okuma kartının teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Novus, Field logger
Analog giriş sayısı	16 kanal (8 kanal Universal, 8 kanal termokupol)
Giriş tipleri	Pt100, Termokupol, 4-20 mA, 0-50 mV, 0-10 Vdc
Çözünürlük	24 Bit
Hassasiyet	±%0,15
Kayıt sıklığı	Kanal başı saniyede 100 ölçüm
Dijital giriş sayısı	8 kanal (on-off kuru kontak girişi veya pulse sayma özellikli)
Dijital çıkış sayısı	2 adet röle çıkışı
Hafıza kapasitesi	512.000 ölçüm dâhili hafıza
Besleme	220 V AC
Sensörler için besleme	24V DC 160 mA

İnverter

Herhangi bir DC kaynaktan aldığı gerilimi işleyerek, sabit veya değişken genlik ve frekanslı AC gerilim elde etmek için kullanılan güç elektroniği devreleri inverter olarak adlandırılır. Deney sisteminde peristaltik pompanın çalışma gücünün dolaysıyla hız, devir sayısı, frekans, genlik vb. gibi parametrelerinin ayarlandığı dönüştürücülerdir. Bu sayede inverter üzerinde yapılan parametre değişiklikleriyle peristaltik pompanın çalışma parametreleri de değiştirilmiş olacaktır. Böylece test bölgesinde istenilen akış koşulları şartları bu şekilde ayarlanmış olacaktır. Deney sisteminde kullanılan inverterin görüntüsü Şekil 24'te ve teknik özellikleri Tablo 6'da verilmiştir.



Şekil 24. Deney sisteminde kullanılan inverter

Tablo 6. İnverterin teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Invt, G10
Giriş Gerilimi (V)	Tek Faz 220(-%15) / 240(+%10)
Giriş Akımı (A)	9,3
Giriş Frekansı (Hz)	50 Hz veya 60 Hz (İzin verilen aralık: 47–63Hz)
Çıkış Gerilimi (V)	Giriş gerilimi (Hata <%5)
Çıkış Akımı (A)	4,2
Çıkış Gücü (kW)	0,75
Çıkış Frekansı (Hz)	50 Hz / 60 Hz, Dalgalanma (±%5)
Kontrol Modu	SVPWM (V/f kontrol)
Maksimum Çıkış Frekansı	400 Hz
Ayarlanabilir Hız Oranı	1:100
Aşırı Yüklenebilirlik	Nominal akımın %150'si: 60 saniye, Nominal akımın %180'i: 10 saniye, Nominal akımın %200'ü: 1 saniye
Analog Giriş/Çıkış	1 kanal 0-10 V / 0-20 mA

Basınç Ölçümleri

Deney düzeneğinde basınç ölçümleri üç yerde yapılmıştır. İlki test borusu girişinde ve çıkışında oluşacak basınçları ölçüp basınç farkını veren fark basınç transmitteri kullanılmıştır.

Deney sisteminin test bölümünde kullanılan basınç transmitterinin görüntüsü Şekil 25'te ve teknik özellikleri Tablo 7'de verilmiştir. Bu basınç transdüserinden alınan 4-20 mA seviyesindeki analog sinyaller hem data okuma kartıyla işlenmiş hem de kendi üzerinden okunabilmektedir. Basınç transdüserinden alınan datalardaki toplam hata oranı ±%0,1 düzeyindedir. İkincisi ise peristaltik pompanın giriş ve çıkışlarındaki mutlak basıncı ölçen piezorezistif basınç transmitterleridir. Deney sisteminin peristaltik pompanın giriş ve çıkışında kullanılan basınç transmitterinin görüntüsü Şekil 26'da ve teknik özellikleri Tablo 8'de verilmiştir.



Şekil 25. Deney sisteminde kullanılan fark basınç transmitteri

Tablo 7. Fark basınç transmitterinin teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Jiangsu Huahai, SHHDP-9600
Ölçüm aralığı	0-2500 mBar
Maksimum hat basıncı	40 MPa
Malzeme	Paslanmaz çelik
Hassasiyet	±%0,1
Çalışma sıcaklığı	-20 °C – +85 °C
Besleme	24V DC
Çıkış	4-20 mA



Şekil 26. Deney sisteminde kullanılan piezorezistif basınç transmitterleri

Tablo 8. Piezorezistif basınç transmitterin teknik özellikleri

Parametre	**Özellik**
Marka	Dixell, PA-21SC
Ölçüm aralığı	0-30 Bar
Çıkış	4-20 mA
Hassasiyet	±%0,5

Sıcaklık Ölçümleri

Deney düzeneğinde sıcaklık ölçümleri çapı 0,25 mm olan T tipi bakır-konstant termoelemanlar kullanılarak yapılmıştır. Bu termoelemanlar vasıtasıyla alınan sıcaklık okuma hatası ±0,05 °C civarındadır. Deney sisteminde bir tanesi test bölgesi girişinde, bir tanesi de test bölgesi çıkışında ve bir tanesi de test bölgesini içine alan cam havuzda olmak üzere toplam üç adet sıcaklık ölçüm yeri bulunmaktadır.

Deneylerde kullanılan termoelemanların öncelikle sıcak su banyosunda kalibrasyonu yapılmıştır (Şekil 27). Termoelemanların uçlarının yalıtımını sağlayarak doğru değerler okumak için uçları sentetik boyaya daldırılarak bir gün bekletilmiştir. Daha sonra sıcak su banyosuna saf su doldurulmuş ve termoelemanların yalıtılan uçları saf suya daldırılmış diğer uçları dijital data okuma kartına bağlanmıştır. Sıcak su banyosu 20 °C'den başlayarak iki derece artan sıcaklıklarla 50 °C'de dâhil olmak üzere tek tek bu sıcaklıklara ayarlanmış ve bu sıcaklıklara karşılık termoelemanlarda okunan değerler kaydedilmiştir.

Termoelemanlar vasıtasıyla sıcaklık ölçümlerini yapabilmek öncelikle termoelemanlarının yerleştirileceği elemanlar hazırlanmıştır. Bu parçalar için test bölgesinin giriş ve çıkışlarındaki (cam havuzun dış kısımları) pprc boruya iki ağız bırakılmıştır. Buralara pirinç malzemeden kör tapa alınıp merkezi 5 mm çapında delinmiştir. 5 mm çapında bakır boru bu deliğe kaynatılmıştır. Montajı tamamlanan ara elemana termoelemanlar yerleştirilerek test bölgesindeki borunun giriş ve çıkışındaki sıcaklıklar ölçülmüştür.



Şekil 27. Deney sisteminde termoelemanların kalibrasyonu

Deneysel Yöntem

Yapılan deneysel çalışmada insan vücudundaki kardiyovasküler mekanizmaya benzer bir deney sistemi kurularak damarın farklı daralma geometrilerindeki hemodinamik özellikleri belirlenip, bu geometrilerdeki özelliklerin kalbe olan etkisi incelenmiştir. Giriş bölümünde de belirtildiği gibi yapılan literatür araştırmalarında daralma geometrisine bağlı olarak hemodinamik etkilerin kalbe yani kalbin harcadığı güce olan etkisini araştıran çalışmalara rastlanmamıştır. Bu da yapılan deneysel çalışmanın özgün kısmını ortaya koymuştur. Bunun yanında tez çalışmasında stenoz bölgesindeki basınç düşümleri, peristaltik pompa giriş-çıkışındaki basınçlar ve basınç farkları ölçülüp analiz edilmiştir.

Yapılan tez çalışmasında deneysel kısım iki başlıkta toplanmıştır: Birincisi, stenoz şiddetleri %0, %60, %70 ve %80 olan simetrik modeller, ikincisi ise %0 ve %70 daralma oranlarındaki gerçek modellerdir. Kardiyovasküler sistemdeki koroner damarların çapları yaklaşık olarak 1-10 mm arasında değişmektedir (Thiriet and Parker 2009). Bundan dolayı hem simetrik hem de gerçek modellerde iç çapları 8 ve 10 mm olan 300 mm uzunluğunda silikon hortumlar kullanılmıştır. Böylelikle yapılan deneylerle hem stenoz şiddetine hem simetrik-gerçek modele hem de hortum çapına göre sonuçlar analiz edilip karşılaştırılmıştır.

Simetrik modeller, iç çapları 8 ve 10 mm olan silikon hortumların yerleşeceği şekilde hesaplanarak katı modelleme programında çizilip 3D yazıcıda üretilerek alansal daralma oranları %0, %60, %70 ve %80 oluşturulmuştur (Şekil 28).



Şekil 28. Deney sisteminde simetrik modeller

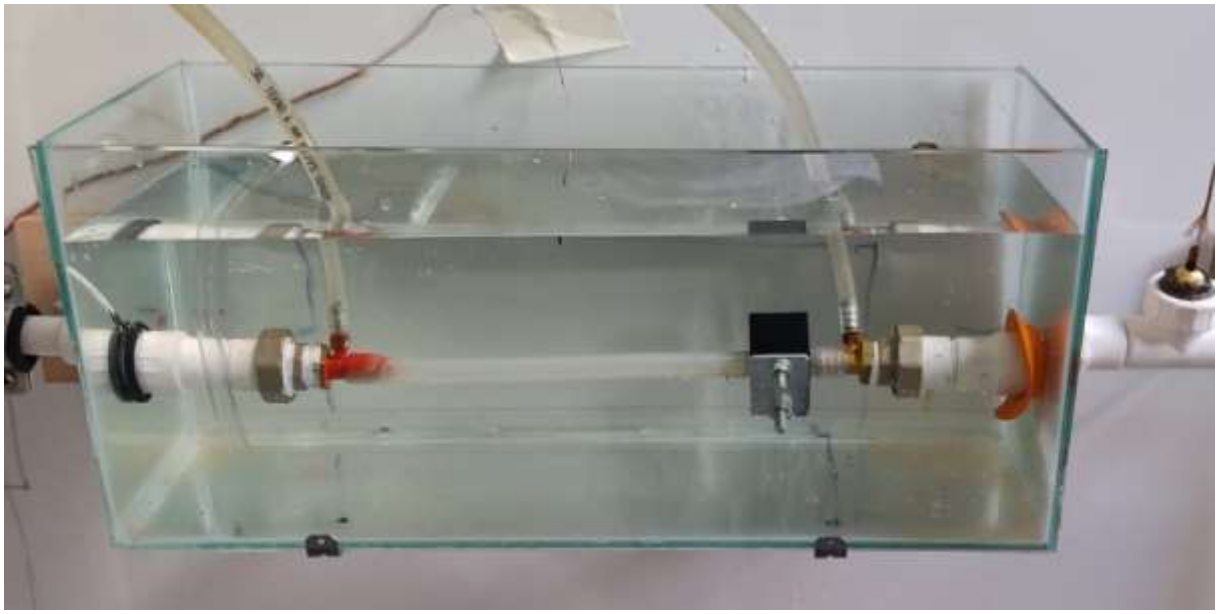
Gerçek modeller, klinik ortamından alınan BT görüntüleri katı modelleme programına aktarılmıştır. Burada katı modeli oluşturulmuş ve oluşturulan katı modelin 3D yazıcıda üretimi Şekil 29'daki gibi yapılarak giriş çapı 8 ve 10 mm olan alansal daralma oranları %0 ve %70 gerçek modeller oluşturulmuştur.



Şekil 29. Deney sisteminde gerçek modeller

Oluşturalan modellerin arasına silikon hortum yerleştirilerek test bölgesi oluşturulmuştur. Şekil 30'daki gibi test bölgesini içine alan cam havuz saf suyla doldurularak 37 °C'ye kadar ısıtılıp deney yapılacak duruma getirilmiştir.

Çalışmada çalışma sıvısı olarak saf su kullanılmıştır. Kan, Newton yasalarına uygun olmayan bir sıvı olup kayma hızıyla viskozitesi değişir. Yüksek kayma hızlarında Newton tipi akış özelliği gösterir. Newton kuralına uymayan davranış, küçük dallarda ve kılcal damarlarda en belirgindir. Çoğu arterde ise kan, Newton tipi akış tarzında davranır ve viskozite sabit olarak alınabilir (Liou and Liou 1999; Leuprecht and Perktold 2001). Bundan dolayı bu deneylerde kullanılan akış hızlarında ve damar çaplarında (8 ve 10 mm), kanın Newton tipi olmayan özelliklerinin etkisi minimum olduğu düşünülmektedir.



Şekil 30. Deney sisteminde test bölgesi

Deneysel çalışmada, test borusunda gerekli ölçümleri yapmak için şu işlemler sırasıyla yapılmıştır: Öncelikle çalışma sıvısı olarak kullanılan saf su tüm sisteme doldurmuş ve havadan arındırılmıştır. Doldurma haznesindeki saf su seviyesi sürekli olarak kontrol edilmiştir. Sistemindeki akışkanın hızını belirlemek için peristaltik pompanın devir sayısını değiştirecek nabız değerlerine karşılık gelen frekans değerleri inverter üzerinden ayarlanmıştır. Bu şekilde peristaltik pompanın devir sayısı değiştirilerek çalışma sıvısının hızı ayarlanmıştır. İnverter üzerinden manuel olarak ayarlanan frekans değerleri 20-60 Hz'den oluşmakta ve bu değerlere karşılık gelen nabız ve hacimsel debi değerleri Tablo 9'da gösterilmiştir. Nabız, kalbin 1 dk içindeki kaç defa kasıldığını ifade eder ve birimi bpm'dir. Bir insanın uyuma durumundan spor gibi fiziksel aktiviteler esnasındaki durumuna kadar kalbin çalışma performansı farklılık göstermektedir. Deney sisteminde bu benzerlik peristaltik pompa frekansını ayarlayarak farklı daralma oranlarında gerçekleştirilmiştir.

Tablo 9. Frekanslara karşılık gelen nabız ve hacimsel debi değerleri

Frekans (Hz)	Nabız (bpm)	Hacimsel Debi (l/h)
20	54	122
30	84	172
40	114	219
50	132	264
60	168	305

Peristaltik pompanın giriş ve çıkışındaki basınçlar ölçülerek pompadaki basınç farkı da hesaplanmıştır. Nabız değerleri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, $P_ç$-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cendel and Cimbala 2014).

$$\dot{W} = 2{,}78 * 10^{-5} * \dot{V}.(P_{ç} - P_{g}) \quad (18)$$

Burada; $\dot{W}$, peristaltik pompanın harcadığı güç (Watt), $\dot{V}$, hacimsel debi (l/h), P_g, peristaltik pompa giriş basıncı (mbar), $P_ç$, peristaltik pompa çıkış basıncı (mbar)'dır.

Basınç transmitteri çıktıları, data okuma kartında örneklenmiş ve veriler alınmıştır. Her deneyden önce basınç transmitterleri sıfırlanmış ve pompa, doğru bir akış hızı oluşturacak şekilde ayarlanmıştır. Sağlıklı insan vücut sıcaklığı yaklaşık olarak 37 °C'dir. İş yapan akışkanın bu sıcaklıkta olması için sıcak su banyosu 37 °C'ye ayarlanmıştır. Deneylerde verileri kaydetmeden önce sistem kararlı hale gelene kadar yaklaşık olarak 30 dakika kadar çalıştırılmıştır. Sistem kararlı hale geldikten sonra gerekli ölçüm değerli alınmıştır.

Sayısal Analizler

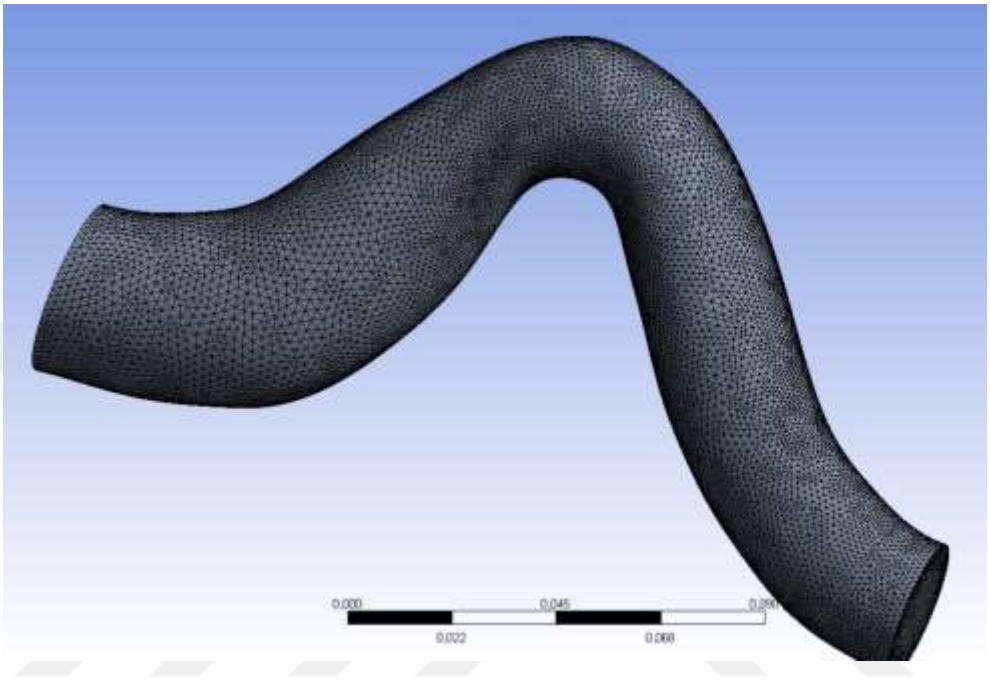
Sonlu elemanlar, sonlu hacimler ve son farklar gibi yöntemleri kullanan hesaplamalı akışkanlar dinamiği; akış analizi, ısı ve kütle transferi gibi temel denklem takımını sayısal olarak çözüp bu konuda tahminde bulunmaya yardımcı olur. Hesaplamalı akışkanlar dinamiği korunum denklemlerini kontrol hacimlerine göre hazırlanan denklem takımları ile çözülür. CFD analizi için ANSYS-Fluent ticari yazılımı kullanılmıştır. CFD analizi aşağıda belirtilen temel adımlardan oluşmuştur:

- Geometri; Analizi yapılacak temel modelin oluşturulması.
- Mesh; Oluşturulan modelin ağ yapısının tasarlanması ve mesh kalitesinin ayarlanması.
- Çözüm; Sayısal modelin kurulması ve belirlenen sınır şartlarının uygulanması.
- Sonuçlar; Uygulanan sınır şartları ile elde edilen çözümlerin sonuçlarının gözden geçirilmesi.
- Elde edilen sonuçların doğruluğunun kontrol edilmesi. Gerek görülmesi hâlinde model ya da mesh yapısında iyileştirmeler yapılması.

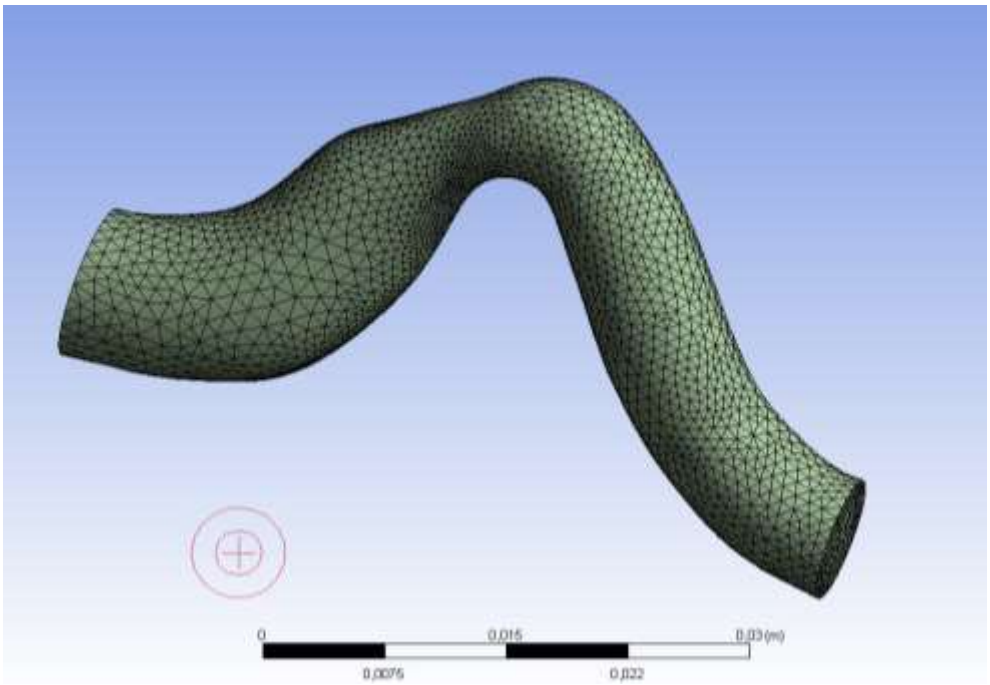
Koroner arterin hemodinamik özelliklerinin belirlenmesi amacıyla yapılan bu çalışmada uygun model belirlenip gerekli sayısal analizler yapılmıştır. Belirlenen model deney sistemine uygun tasarlanmış olup analize uygun hale getirilmiştir. Fluent paket programında sayısal çözümleme için belirlenen sınır koşulları deneysel sistemden elde edilen veriler kullanılarak gerçekleştirilmiştir. 3 boyutlu olarak gerçekleştirilen çözümlemede "tetrahexonal" tipi mesh kullanılmış ve damar cidarında "infilation" seçeneği seçilerek sınır tabaka teorisi uygulanmıştır

(Şekil 31 ve Şekil 32). Bu aşamada süreklilik (Eşitlik 19), momentum (Eşitlik 20) ve enerji (Eşitlik 21) denklemlerinin türetilmesinde akışkan için aşağıdaki varsayımlar uygulanmıştır;

- Sıvı sıkıştırılamaz,
- Sıvının fiziksel özellikleri sabittir,
- Yerçekiminin etkisi işleme katılmıştır.



Şekil 31. Analizi yapılan daralmamış model ve mesh yapısı



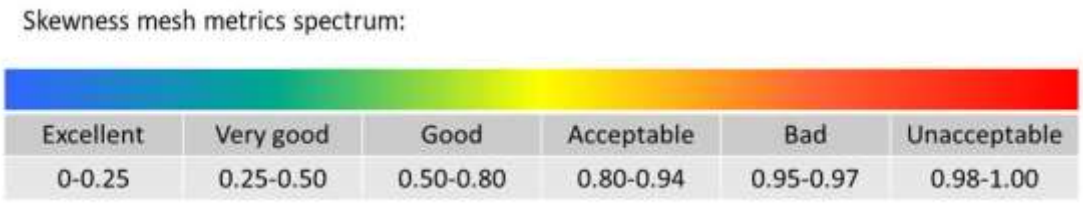
Şekil 32. Analizi yapılan daralmış model ve mesh yapısı

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial \rho u}{\partial x} + \frac{\partial \rho v}{\partial y} + \frac{\partial \rho w}{\partial z} = 0 \quad (19)$$

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{\nabla}.\left(\rho \vec{V}\right) = \frac{\partial \rho}{\partial t} + \vec{V}.\vec{\nabla}\rho + \rho \vec{\nabla}.\vec{V} = 0 \quad (20)$$

$$\rho c_v \frac{dT}{dt} = k\nabla^2 T + \Phi \quad (21)$$

Belirlenen model üzerinden mesh yapısı oluşturulmuş ve mesh kalitesi ayarlanmıştır. Bu elemanların sayısı doğru çözüme yakınsamak açısından önemlidir. Mesh kalitesini belirlemek için ilgili seçenekler arasından "skewness" kriteri referans alınmıştır (Şekil 33). Bu değerin 0,94 altında olan değerler uygulanabilir değerler olarak kabul edilir ve bu değerin daha da çok düşürülmesi amaçlanır.



Şekil 33. Skewness kriteri için skala

Mesh yapısından kaynaklı hatalar, analizin başarısız ya da hatalı sonuç vermesiyle sonuçlanan bir sorundur. Doğru çözümü sağlamak ve güvenilir sonuçlar elde etmek için hücre türüne, hücre sayısına ve mesh kalitesine dikkat edilmelidir. Bu nedenle mesh bağımsızlığının araştırılması gerekmektedir. Doğru sonuçlar elde edebilmek ve aşırı mesh sayısının da önüne geçebilmek amacıyla öncelikle mesh sayısından bağımsızlık analizleri yapılmıştır (Tablo 10).

Tablo 10. 54 bpm daralmış model için mesh bağımsızlık kriteri

Element Sayısı	Skewness kriteri
52964	0,83422
44254	0,81217
78548	0,78399
28579	0,78264
97829	0,75836
168522	0,81922

Mesh yapısı düzenlendikten sonra solution kısmına geçilmiştir. Burada, deneyler yapılırken belirlenen hız ve basınç değerleri modelde sınır şartları olarak kullanılıp "Transient-Zamana Bağlı" kısmı seçilerek k-ε türbülans modeli tanımlamaları yapılmıştır. Şekil 34'te Solution kısmında yapılan işlemler görülmektedir. Sınır şartları, 10 mm iç çapa sahip gerçek

modellerin deneysel analizlerinden elde edilen hız ve pompa çıkış basınç verileri kullanılarak yapılmış olup Tablo 11'de gösterilmiştir.

Türbülanslı modelde standart k-ε modeli için k, kinetik enerji ve ε, türbülans dağılım oranı için aşağıdaki transport denklemleri kullanılmaktadır (ANSYS Fluent 15.0, Theory Guide);

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho k) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho k u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left((\mu + \frac{\mu}{\sigma_k})\frac{\partial k}{\partial x_f}\right) + G_k + G_b + \rho\varepsilon - Y_M + S_k \quad (22)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho \varepsilon) + \frac{\partial}{\partial x_i}(\rho \varepsilon u_i) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left((\mu + \frac{\mu_t}{\sigma_e})\frac{\partial e}{\partial x_j}\right) + C_{1\epsilon}\frac{\varepsilon}{k}(G_k + C_{3\epsilon}G_b) + C_{2\epsilon}\rho\frac{\varepsilon^2}{k} + S_e \quad (23)$$

Bu denklemlerde;

G_k: Ortalama hız büyüklüklerinden kaynaklı türbülans kinetik enerji üretimi

G_b: Kaldırma kuvvetinden kaynaklı türbülans kinetik enerji üretimi

Y_M: Tüm dağılma oranına sıkıştırılabilir türbülansta azalıp artmanın etkisi

$C_{1\varepsilon}$, $C_{2\varepsilon}$, $C_{3\varepsilon}$ ve C_μ sabitlerdir. σ_k ve σ_ε sırasıyla k ve ε için prandtl sayısıdır. S_k ve S_e kullanıcı tanımlı kaynak terimleridir. Türbülans viskozitesi (μ_t), Eşitlik 24 gibi hesaplanır;

$$\mu_t = \rho C_\mu \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (24)$$

Modeldeki sabitler Şekil 34'de verilmiştir.

Türbülanslı akışın standart k-ε modellerinde taşınımla ısı ve kütle transferinde kullanılan enerji denklemi Eşitlik 25 gibi hesaplanır;

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho E) + \frac{\partial}{\partial x_i}(u_i(\rho E + \rho)) = \frac{\partial}{\partial x_j}\left(k_{eff}\frac{\partial T}{\partial x_j} + u_i(\tau_{ij})_{eff}\right) + S_h \quad (25)$$

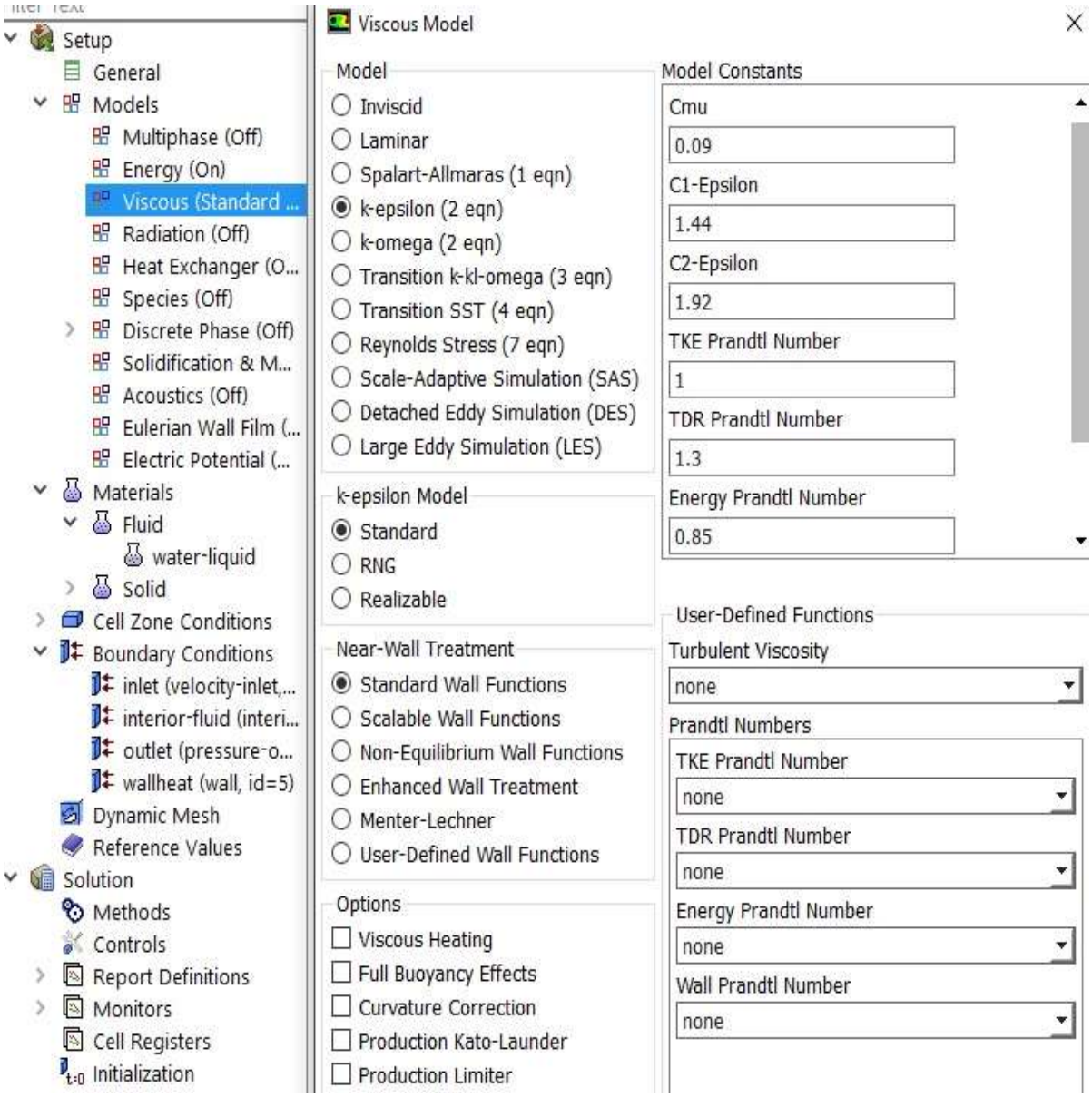
Burada;

E: Toplam enerji

k_{eff}: Efektif ısı transfer katsayısı

τ_{ij}: Deviatorik gerilme tensörü

Her deney için arter girişinden alınan hız ve basınç verileri ANSYS-Fluent paket programı ile yapılan analizlerde sınır şartları olarak kabul edilip işlem yapılmıştır.



Şekil 34. Model seçimi

Tablo 11. Gerçek modelin sayısal analizinde sınır şartları için kullanılan değerler

Nabız (bpm)	Hız (m/s)	$P_ç$ (mbar) (Daralmamış)	$P_ç$ (mbar) (Daralmış)
54	0,43	670	685
84	0,61	730	748
114	0,77	780	830
132	0,93	852	915
168	1,08	976	1037

Akış ve ısı analizleri yapılırken akışkan olarak su seçilmiş ve sadece akış bölgesi tanımlanmıştır. Bu aşamada analizi yapılan modelin sonuçları incelenmiştir.



Şekil 35. Farklı nabız değerlerine bağlı olarak daralmış ve daralmamış arterin analizleri

Belirsizlik Analizi

Deney sisteminde ölçümler basınç, debi ve sıcaklık ölçüm elemanlarıyla yapılmıştır. Bu elemanların ölçümlerinden elde edilen sonuçlar için de belirsizlik analizi yapılmıştır. Deneysel belirsizlikler; deney elemanlarının seçimi, okuma, gözlem kaydı, kalibrasyon, planlama ve çevresel hatalardan kaynaklanabilir. Belirsizlik analizi deney sisteminin güvenilirliği hakkında bilgi vermekte olup en yüksek sapmaya sebep olan parametreyi ortaya koymaktadır.

Deney sisteminde, bakır konstant termokupllar ile ölçülen sıcaklıklar için hassasiyet ±%0,05, test bölgesinde basınç transmitteri ile yapılan ölçümlerdeki hassasiyet ±%0,1, piezorezistif basınç transmitteri ile yapılan ölçümlerdeki hassasiyet ±%0,5 ve debimetre ile yapılan ölçümler için hassasiyet ±%0,2 olarak göz önüne alınmıştır.

Deneysel çalışmanın sonucunda, belirsizlik analizi 15 numaralı eşitlik ile yapılmıştır.

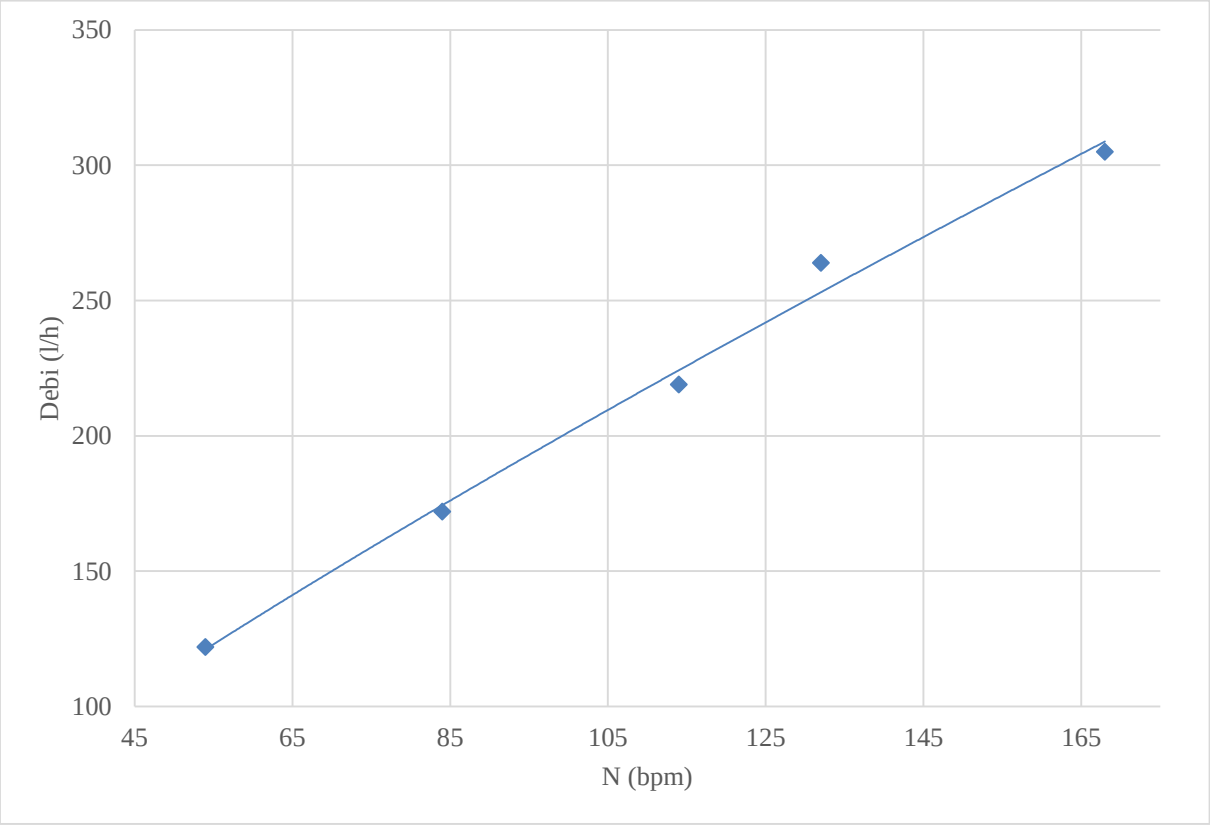
$$w_R = \left[\left(\frac{\partial R}{\partial x_1} w_1\right)^2 + \left(\frac{\partial R}{\partial x_2} w_2\right)^2 + \ldots\ldots\ldots\ldots + \left(\frac{\partial R}{\partial x_n} w_n\right)^2\right]^{0,5} \quad (15)$$

Eşitlikte belirtilen w_R sistem belirsizliğini, (x_1,x_2,…,x_n) bağımsız değişkenleri, R bağımsız değişkenlerin fonksiyonu, (w_1,w_2,……w_n) bağımsız değişkenlerin belirsizliği, ifade etmektedir (Holman 2012).

15 numaralı eşitlik kullanılarak peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı ($\dot{W}$) için belirsizlik ±%0,54 olarak hesaplanmıştır.

ARAŞTIRMA BULGULARI ve TARTIŞMA

Çalışma deneysel ve sayısal olmak üzere iki kısımdan oluşmaktadır. Deneyler 8 ve 10 mm iç çaplı simetrik ve gerçek modeller olmak üzere iki kısımdan meydana gelmektedir. Deneylerden elde edilen veriler hazırlanan grafikler yardımıyla incelenmiştir. Elde edilen verilerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm nabız değerlerinde, değişen stenoz şiddetine bağlı basınç düşümü (ΔP), debi, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve $\dot{W}$ değerleri oluşturulmuştur. Bunun yanında 60 saniyelik $P_ç$ değerleri değişen stenoz şiddetlerinde alınarak, pompa çıkış basınç genlikleri oluşturulmuştur. Sayısal kısımda ise 10 mm iç çapa sahip klinik ortamdan alınan gerçek damar modeli analiz edilip basınç, hız ve duvar kayma gerilmesi görüntüleri oluşturulmuştur. Ayrıca bu analizlerden elde edilen veriler grafiklenerek deneysel verilerle karşılaştırılmıştır.



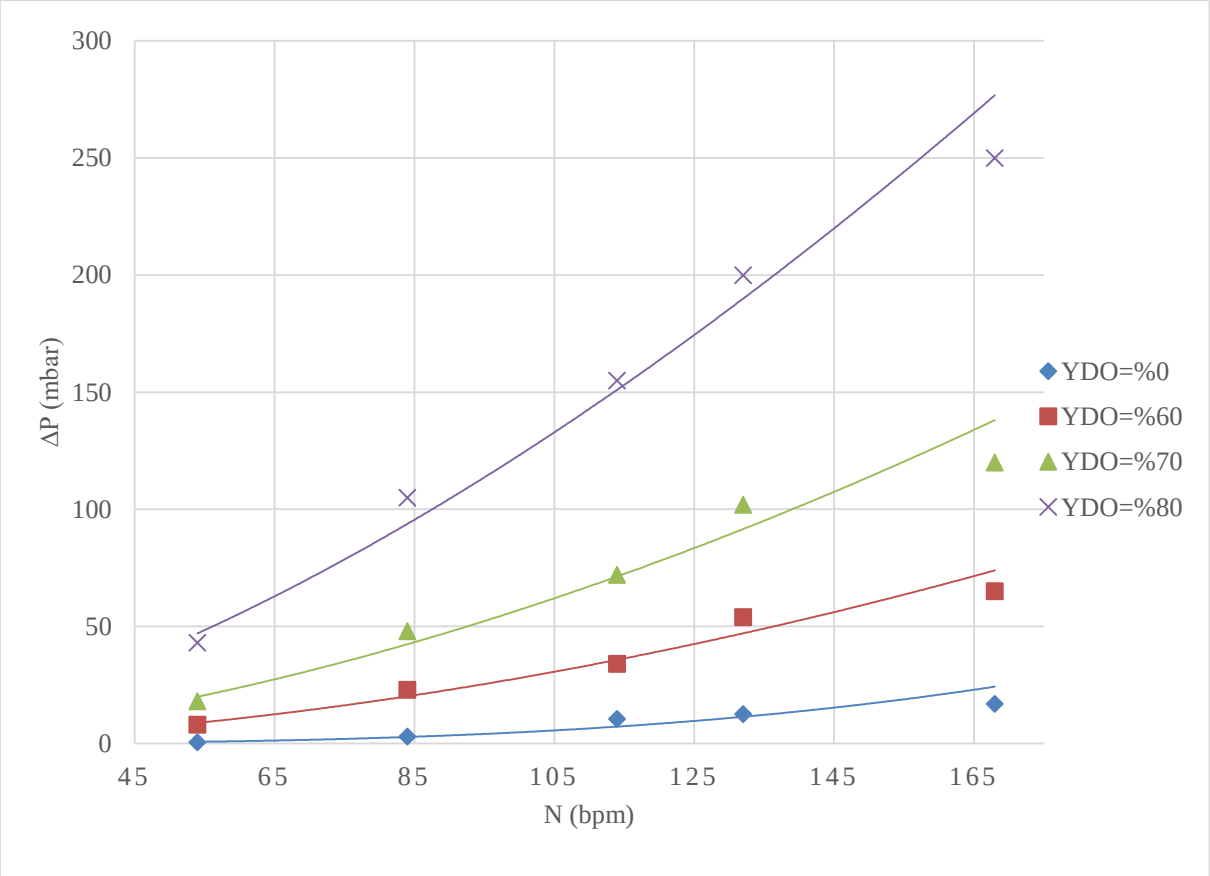
Şekil 36. Nabız değerinin debi üzerine etkisi

Şekil 36'da hem 8 ve 10 mm iç çapa ve %0, %60 ,%70 ve %80 alansal olarak simetrik modeller hem de 8 ve 10 mm giriş çapındaki gerçek damar görüntüleriyle oluşturulan modele sahip test hortumunda nabız değerinin debi üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde peristaltik pompanın debisi test bölgesindeki borunun çapına bağlı olmaksızın artan nabız değeriyle birlikte arttığı görülmektedir (Yaqub *et al.* 2020; Verde *et al.* 2021). Belli bir nabız değeri için

ise farklı boru çaplarında debiler aynı olmaktadır. Berguer and Hwang (1974) hayvanlar üzerinde yaptıkları çalışmada yaklaşık %80 oranına kadar alansal daralmış damarda akış debisinin etkilenmediğini göstermişlerdir. Ayrıca bu durum insan damarında da benzerlik göstermektedir; kalp, damar çapına bağlı olmaksızın aynı nabızda aynı debiyi üretmektedir (Spencer and Reid 1979).

Simetrik Model (8 mm)

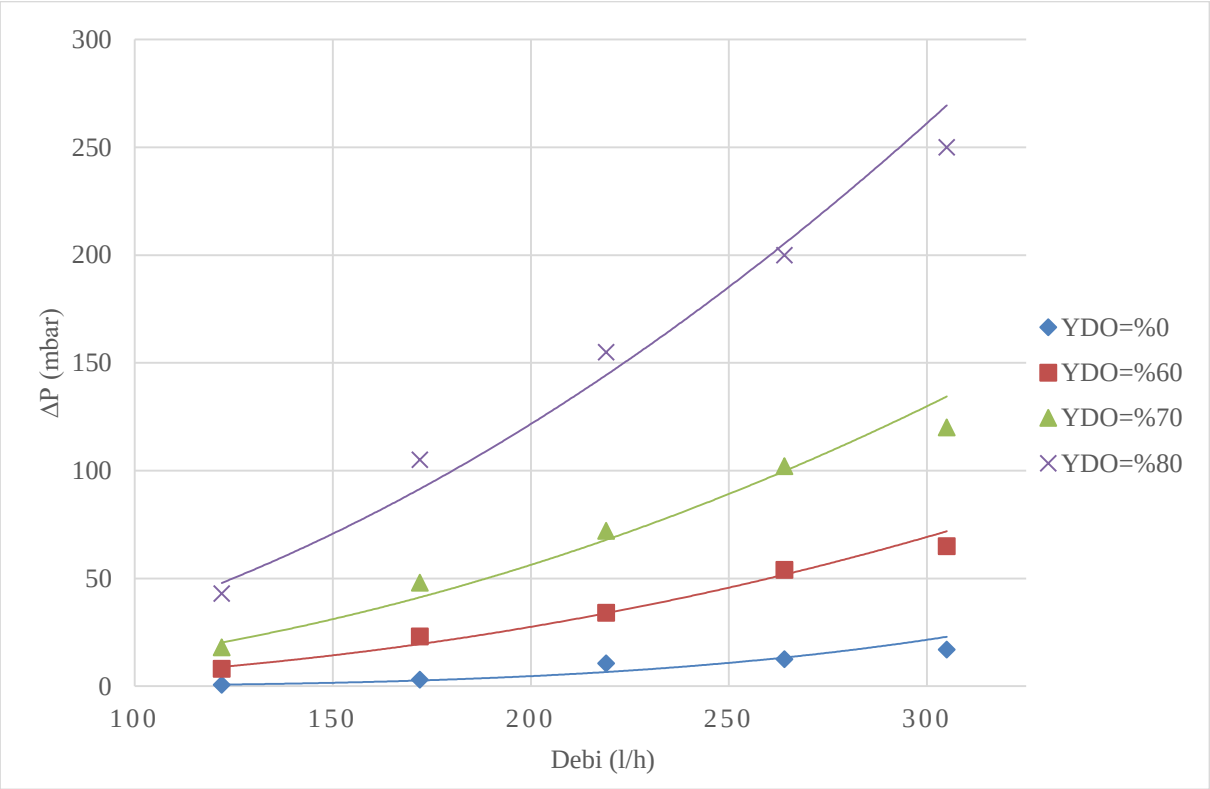
8 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği simetrik modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek debinin ΔP'ye etkisi, değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine etkisi ve daralma oranının ΔP ve güç değerlerine etkisi grafiklenmiştir.



Şekil 37. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=8mm)

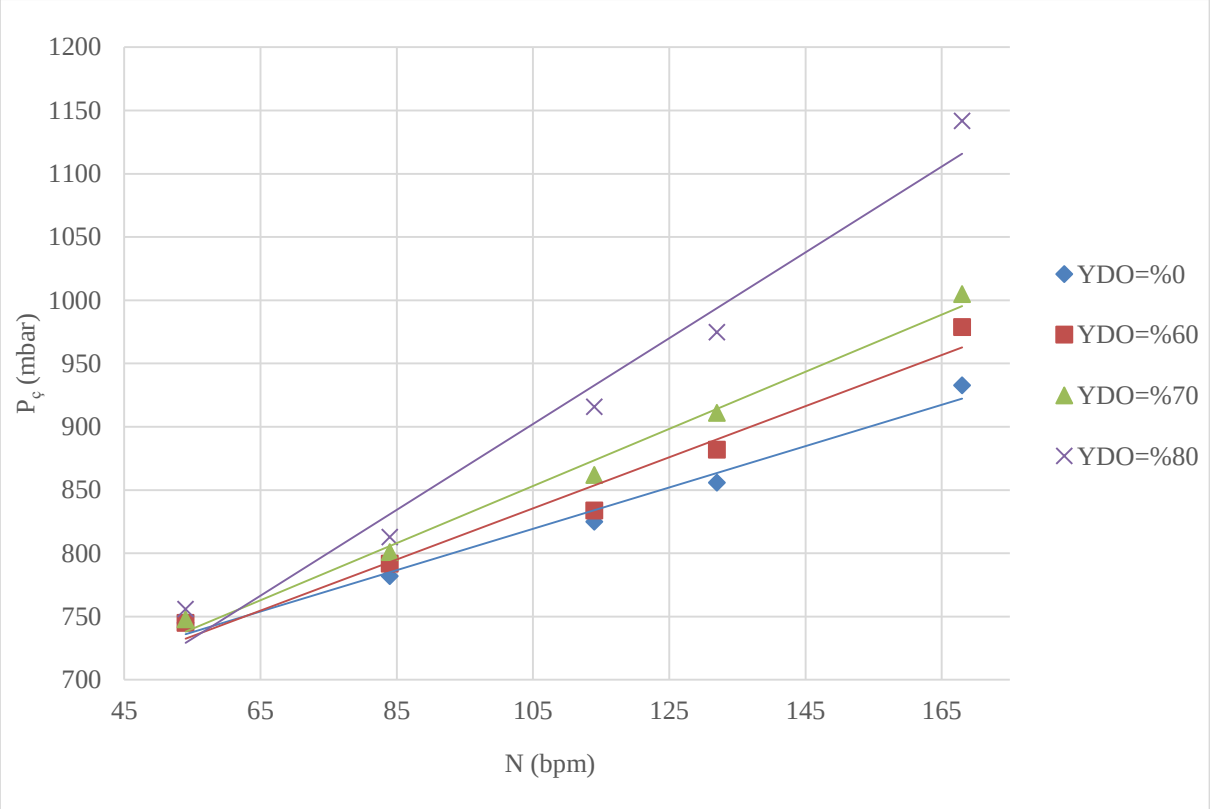
Şekil 37'de %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin nabız değerlerine bağlı ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan nabız değeri ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Bununla birlikte aynı nabız değerlerindeki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük nabız

değerleri için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değerleriyle birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).



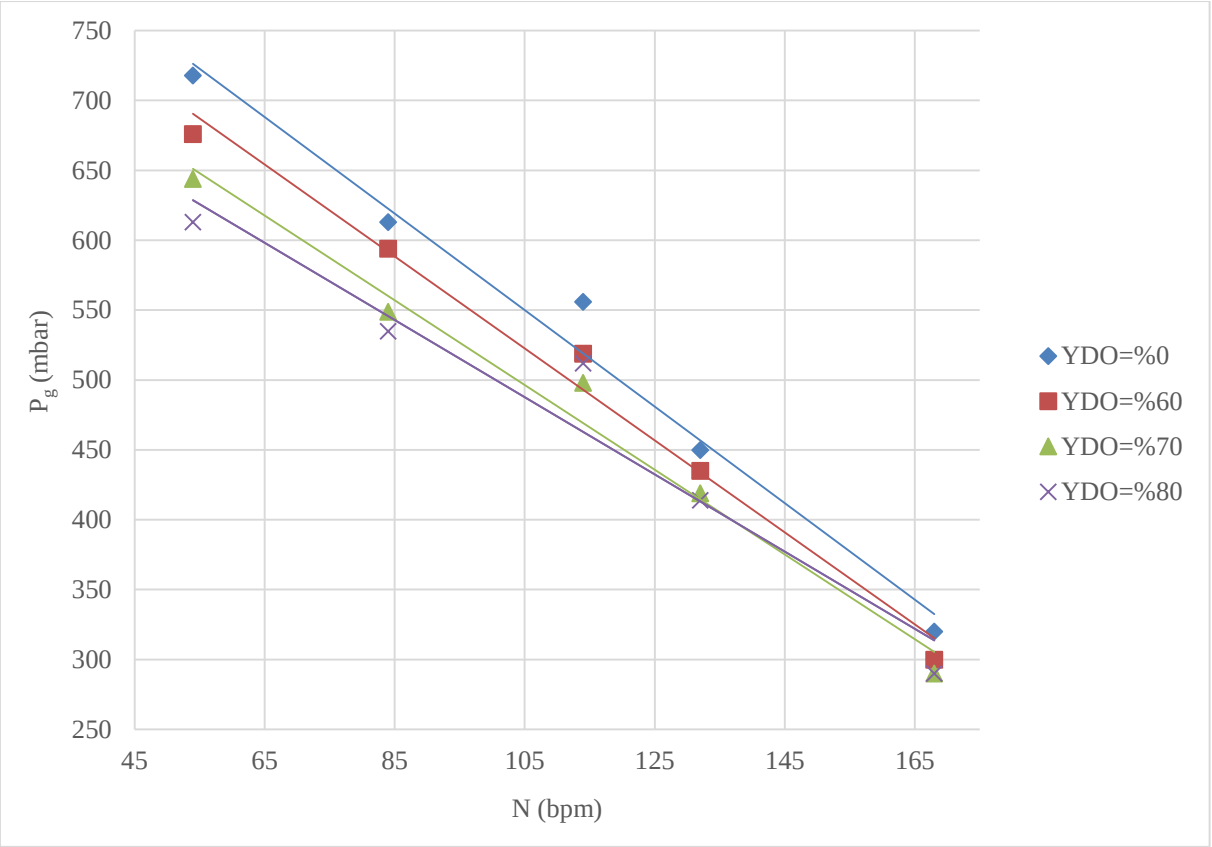
Şekil 38. Simetrik modelde debi miktarının basınç düşümüne etkisi (D=8mm)

Şekil 38'de %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesindeki debi miktarının ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan debi ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Vesely *et al.* 2015). Bununla birlikte aynı debi miktarlarındaki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük debi miktarları için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan debi miktarıyla birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralmanın sebep olduğu ΔP değerleri arasındaki farkın arttığını ve artan nabız değeri ile birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Novakova *et al.* 2016; Malota *et al.* 2018).



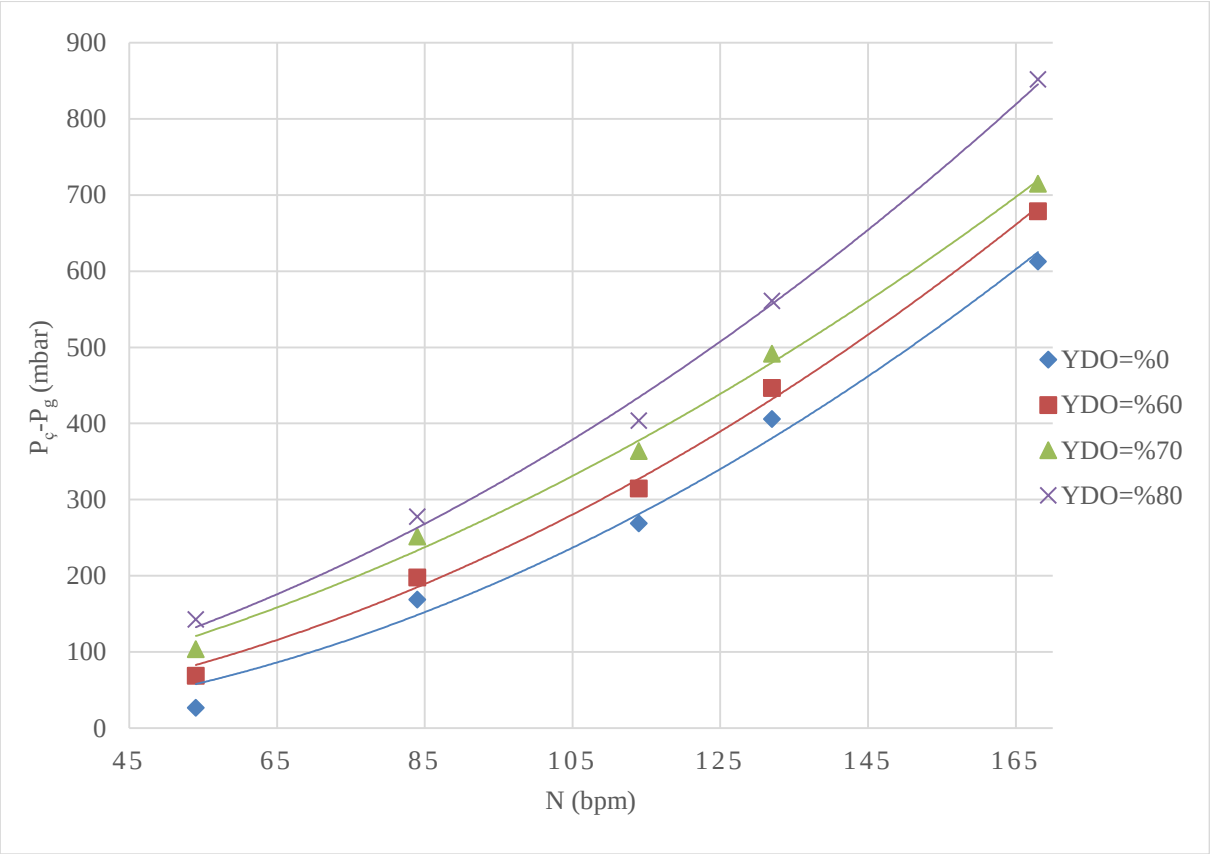
Şekil 39. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=8mm)

Şekil 39'da test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %42'lik artış, %80 daralma oranına sahip modelde ise %55'lik artış gözlenmiştir. Artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014). Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmek (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020). Bu değerler %0 ve %80 daralmış simetrik arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %1,5 iken 168 bpm için %10,2 arttığı görülmüştür.



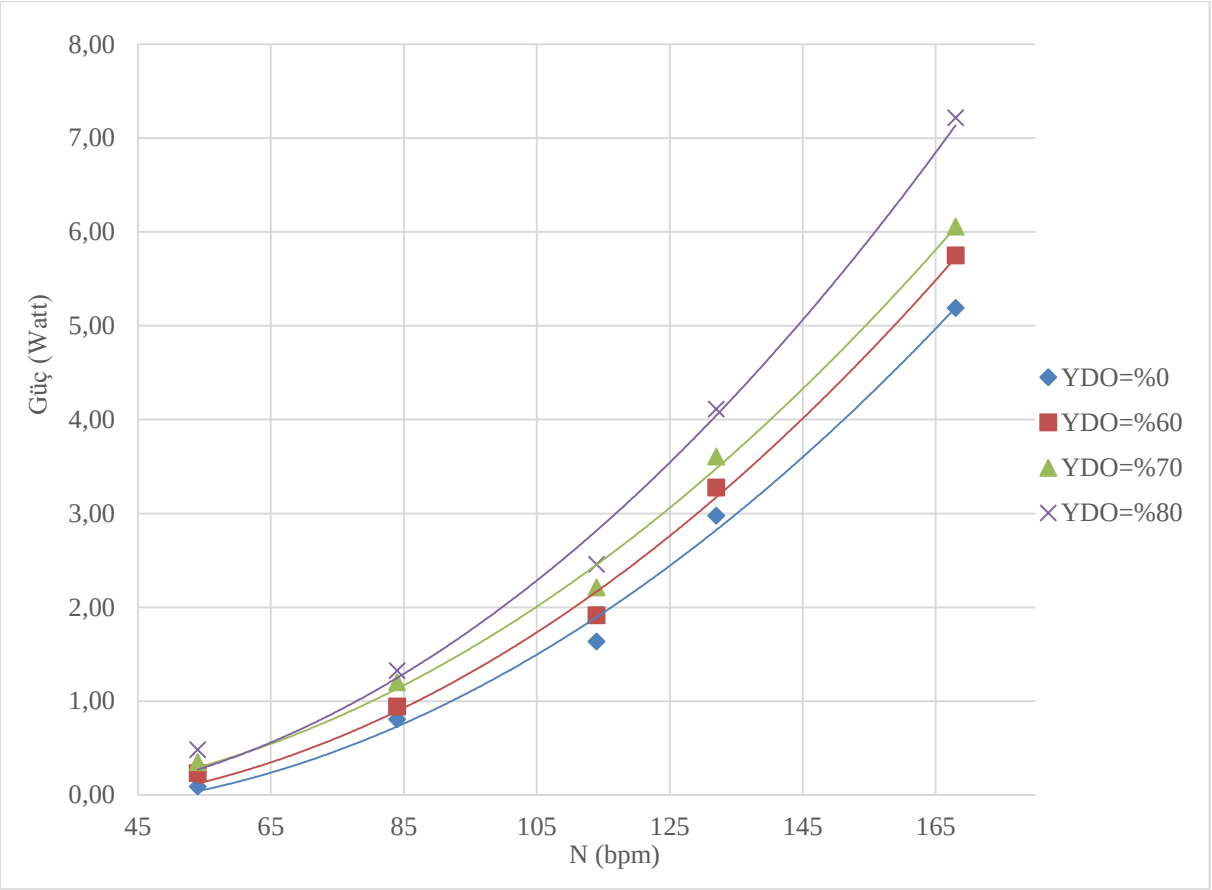
Şekil 40. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=8mm)

Şekil 40'ta test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa girişindeki basınç azalmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %55'lik azalış, %80 daralma oranına sahip modelde ise %50'lik azalış gözlenmiştir. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerlerinde pompa giriş basınç büyüklüğünde kademeli bir azalış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu değerler %0 ve %80 daralmış simetrik arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %8 iken 168 bpm için %4 azaldığı görülmüştür.



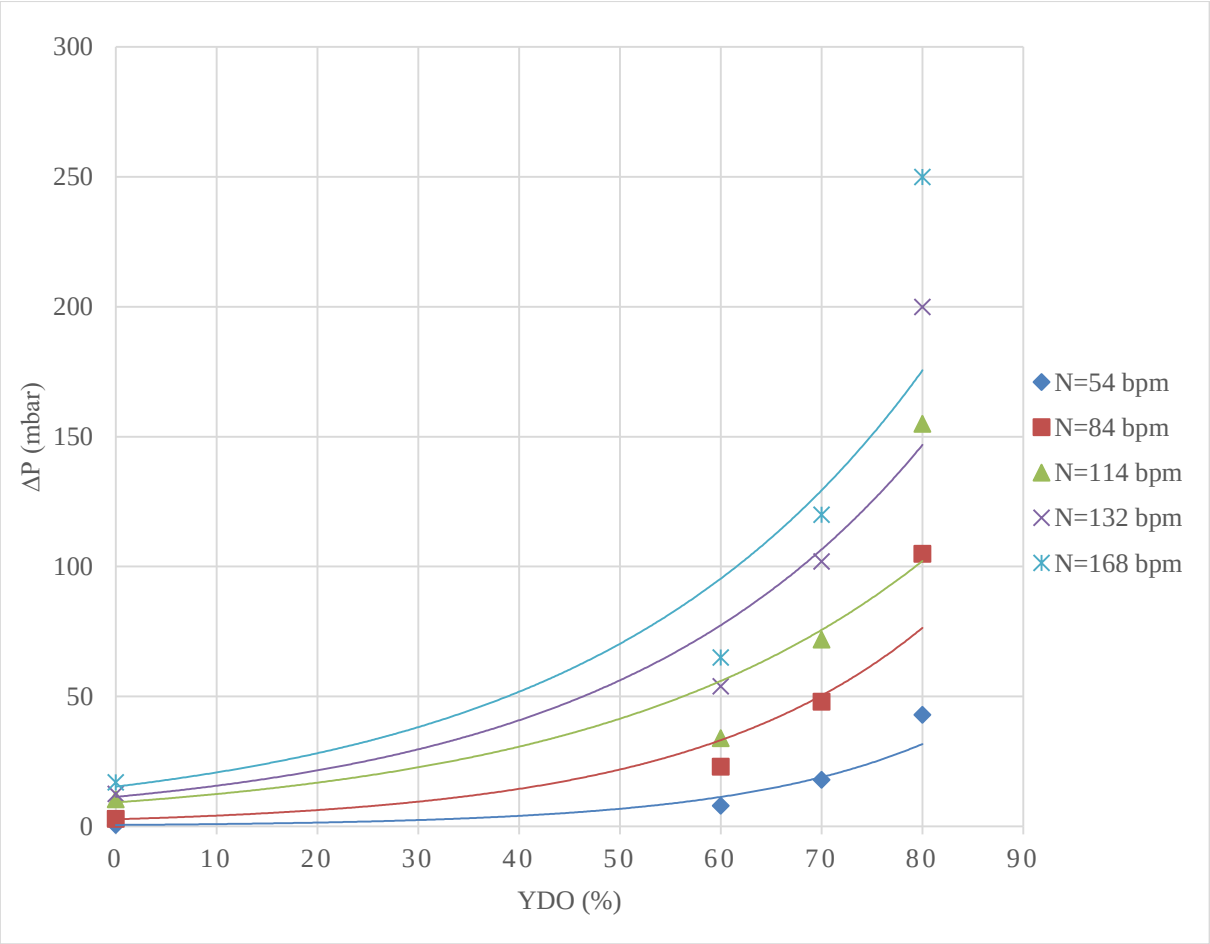
Şekil 41. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=8mm)

Şekil 41'de test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Bu basınç farkı pompa çıkışında oluşan basınçla ($P_ç$) pompa girişinde oluşan emme basıncının (P_g) farkına eşittir ve $P_ç$-P_g olarak ifade edilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa basınç farkı artmaktadır. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompada oluşan basınç farkı artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelin pompa basınç farkı değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 4 kat, %80 daralma oranına sahip simetrik model için yaklaşık 5,5 kat artmıştır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerlerindeki artışla birlikte pompada oluşan basınç farkı büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu farkın %0 ve %80 daralma oranına sahip simetrik modeller kıyaslandığında 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %10,8 iken 168 bpm için %16,6 arttığı görülmüştür.



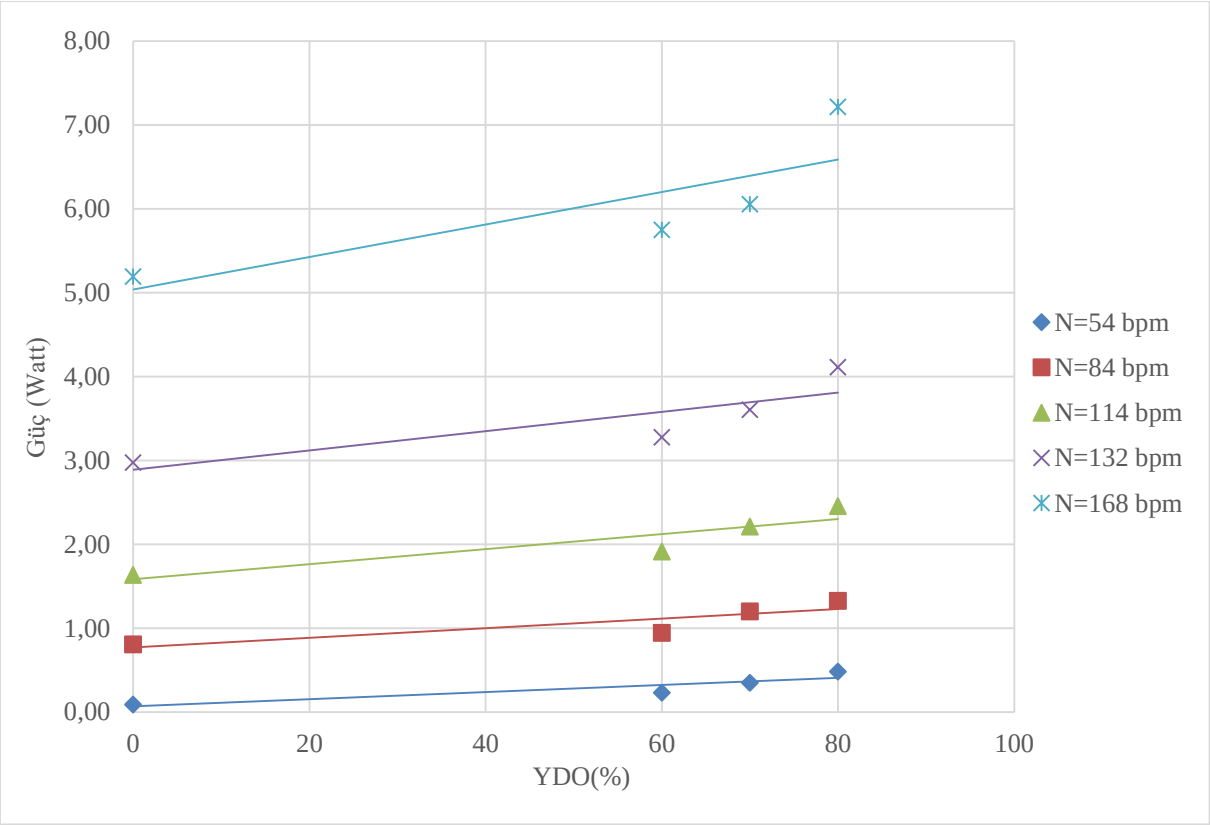
Şekil 42. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (D=8mm)

Şekil 42'de test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, $P_ç$-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel and Cimbala 2014). Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelde pompanın harcadığı güç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 4 kat, %80 daralma oranına sahip simetrik model için yaklaşık 5,5 kat artmıştır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerlerinde pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bu farkın %0 ve %80 daralma oranına sahip simetrik modeller kıyaslandığında 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,9 iken 168 bpm için %14,2 arttığı görülmüştür. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır.



Şekil 43. Simetrik modelde daralma oranının basınç düşümüne etkisi (D=8mm)

Şekil 43'te 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm nabız değerlerine sahip belli daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin, basınç düşümü üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan daralma oranı ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır. Bununla birlikte aynı daralma oranlarındaki nabız değerleri kıyaslandığında, nabız değerleri arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük daralma oranları için farklı nabız değerlerinde ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan daralma oranı ile birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda nabız değeri arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan daralma oranıyla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003).

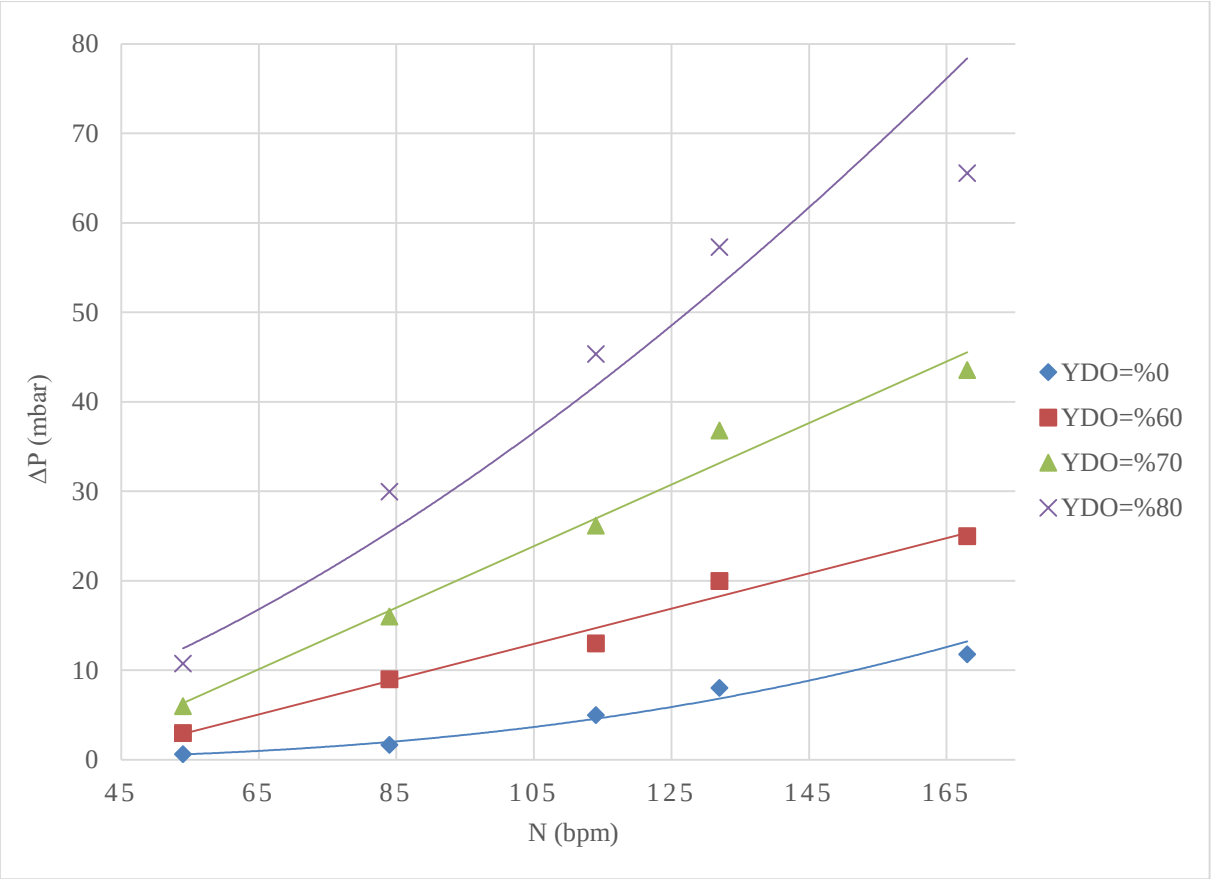


Şekil 44. Simetrik modelde daralma oranının pompanın harcadığı güce etkisi (D=8mm)

Şekil 44'te 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm nabız değerlerine sahip belli daralma oranlarındaki 8 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin, peristaltik pompada harcanan güç miktarı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan daralma oranı ile birlikte test bölgesindeki pompada harcanan güç miktarı artmaktadır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerindeki artışla birlikte pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bunun yanında her bir nabız değerindeki doğrusal eğrilerin eğimlerine bakıldığında en yüksek eğimin 168 bpm değerinde, en düşük eğimin ise 54 bpm değerinde olduğu ortaya çıkmıştır. Bu da aynı daralma oranına sahip arterde nabız değerinin artması pompanın beklenenden daha çok güç harcamasına sebep olacaktır.

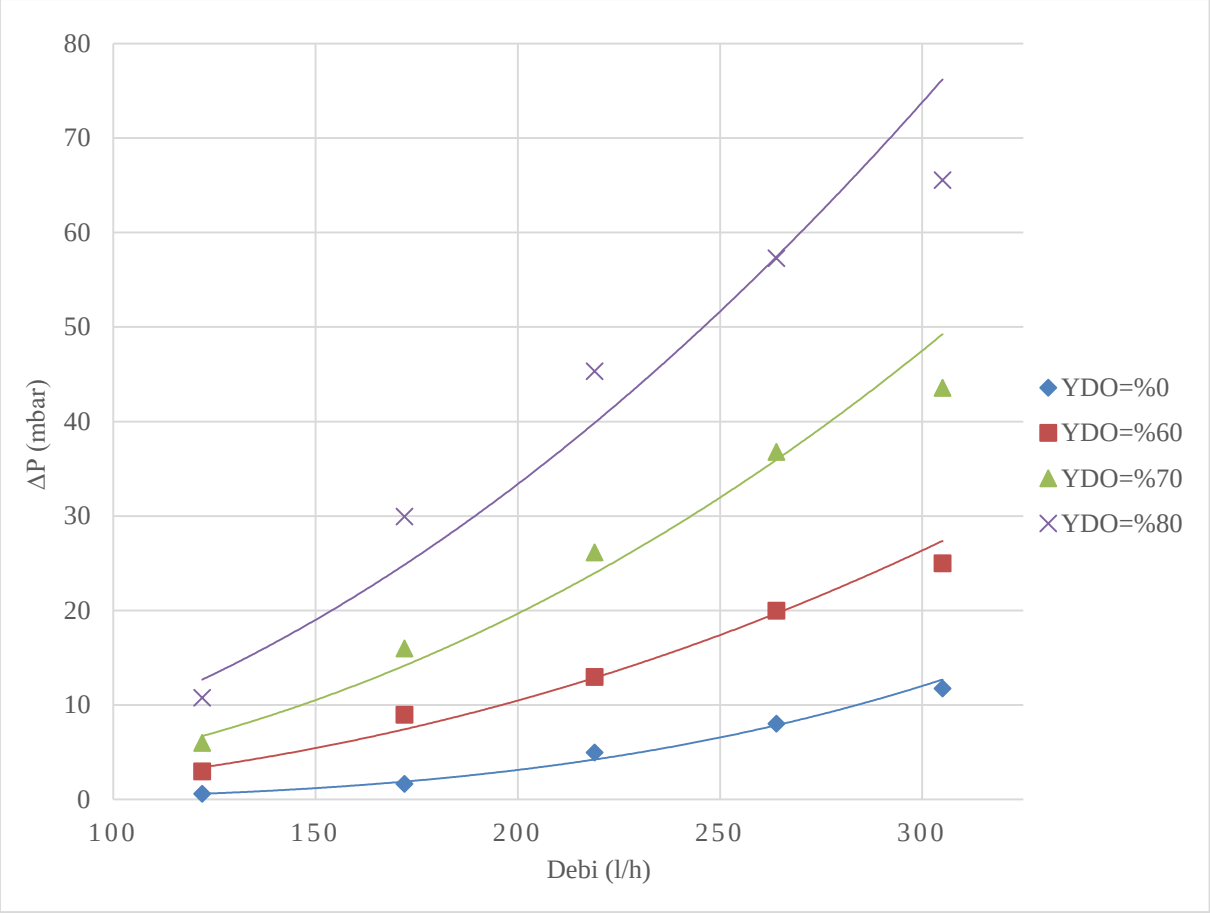
Simetrik Model (10 mm)

10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği simetrik modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek debinin ΔP'ye etkisi, değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine etkisi ve daralma oranının ΔP ve güç değerlerine etkisi grafiklenmiştir.



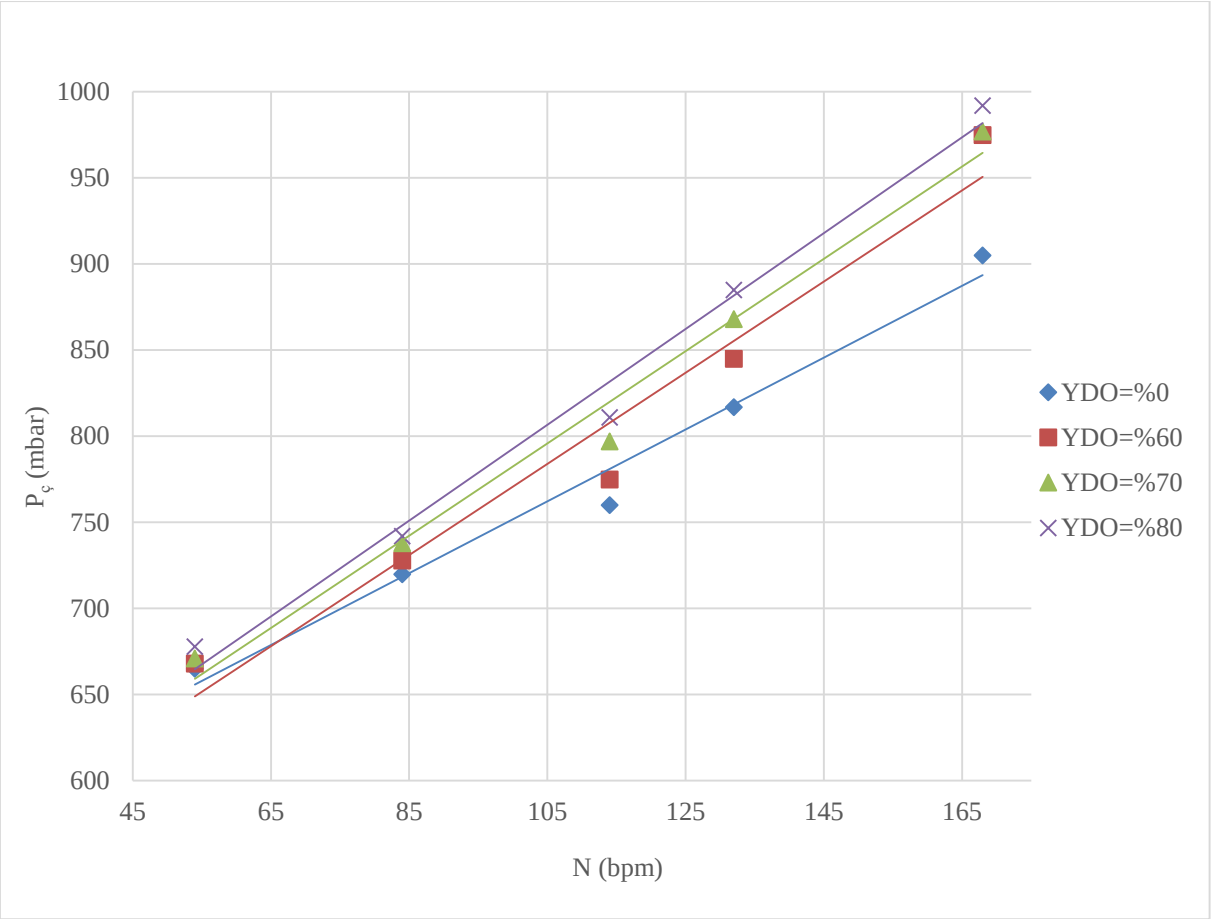
Şekil 45. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=10mm)

Şekil 45'te %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin nabız değerlerine bağlı ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan nabız değeri ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Bununla birlikte aynı nabız değerlerindeki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük nabız değerleri için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değerleriyle birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).



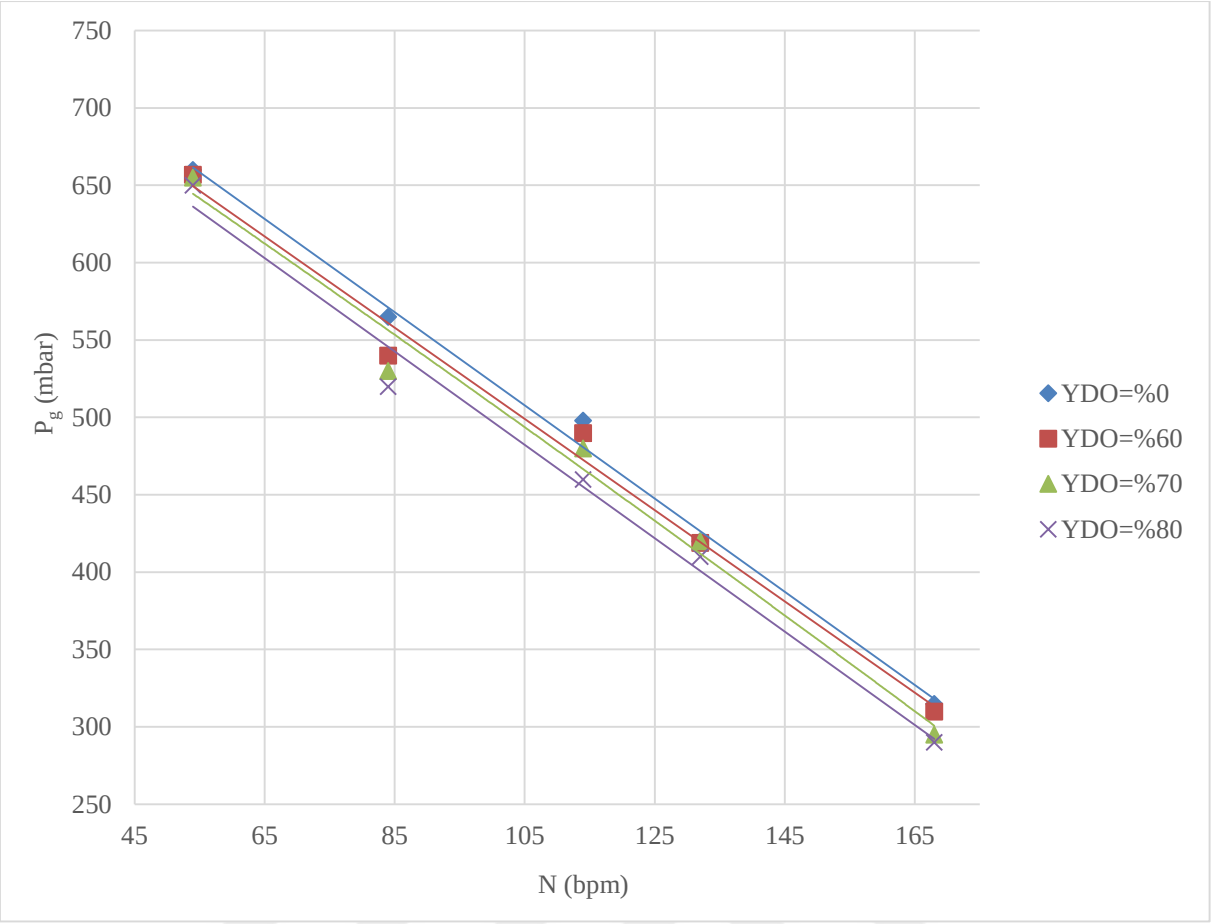
Şekil 46. Simetrik modelde debi miktarının basınç düşümüne etkisi (D=10mm)

Şekil 46'da %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesindeki debi miktarının ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan debi ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Vesely *et al.* 2015). Bununla birlikte aynı debi miktarlarındaki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük debi miktarları için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan debi miktarıyla birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralmanın sebep olduğu ΔP değerleri arasındaki farkın arttığını ve artan nabız değeri ile birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Novakova *et al.* 2016; Malota *et al.* 2018).



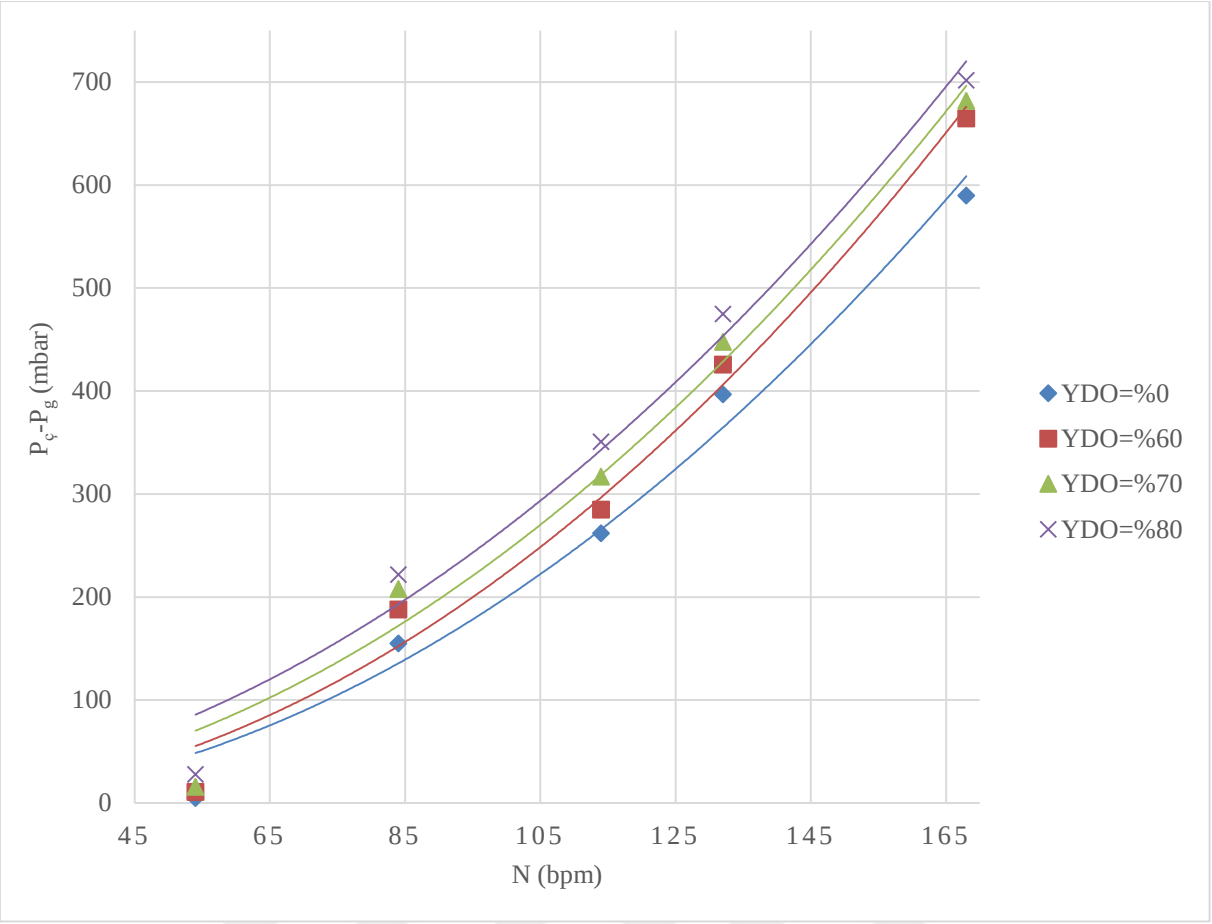
Şekil 47. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=10mm)

Şekil 47'de test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %25'lik artış, %80 daralma oranına sahip modelde ise %53'lik artış gözlenmiştir. Artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014). Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020). Bu değerler %0 ve %80 daralmış simetrik arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %2 iken 168 bpm için %9 arttığı görülmüştür.



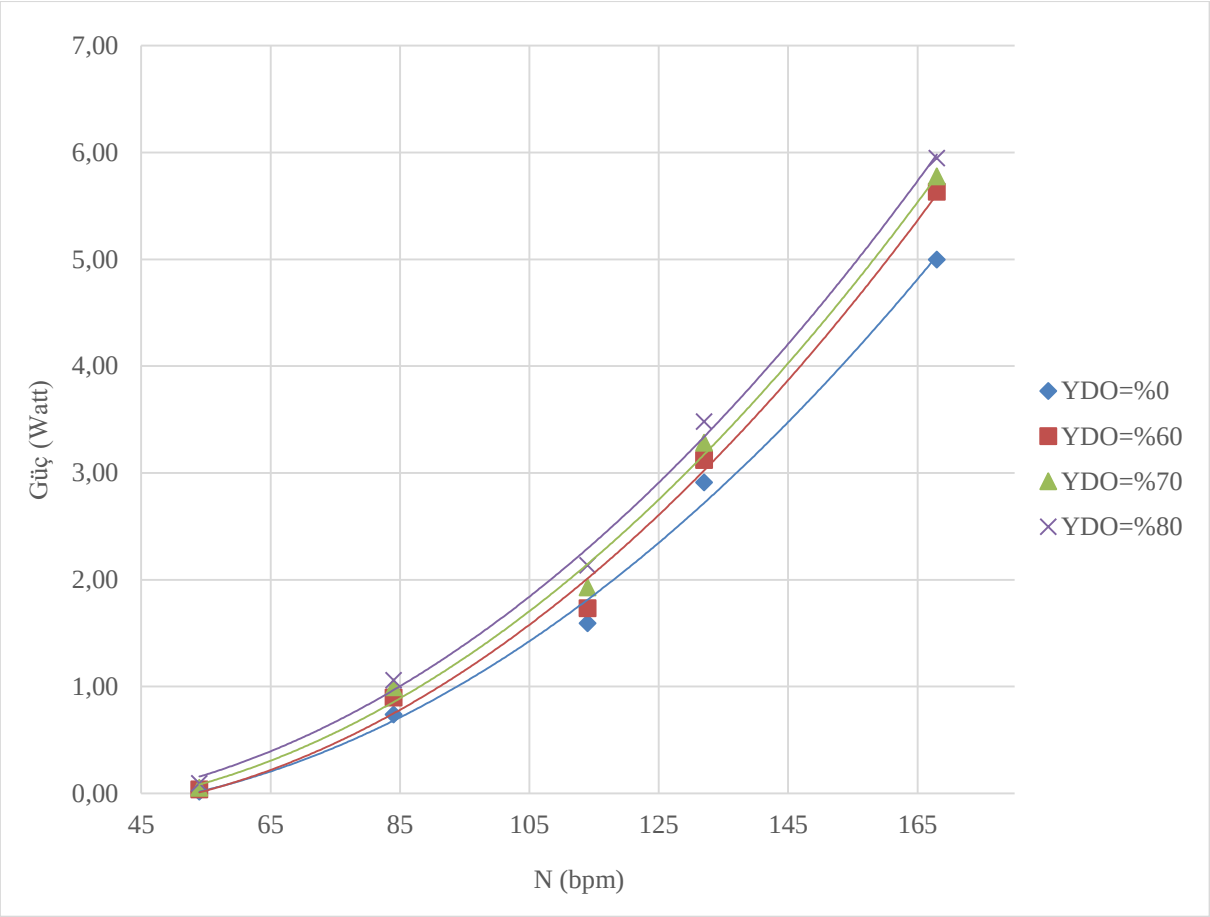
Şekil 48. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=10mm)

Şekil 48'de test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa girişindeki basınç azalmaktadır. Bu değer 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık %55 azalmıştır. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerlerinda pompa giriş basınç büyüklüğünde kademeli bir azalış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu oran yaklaşık %6 civarlarındadır.



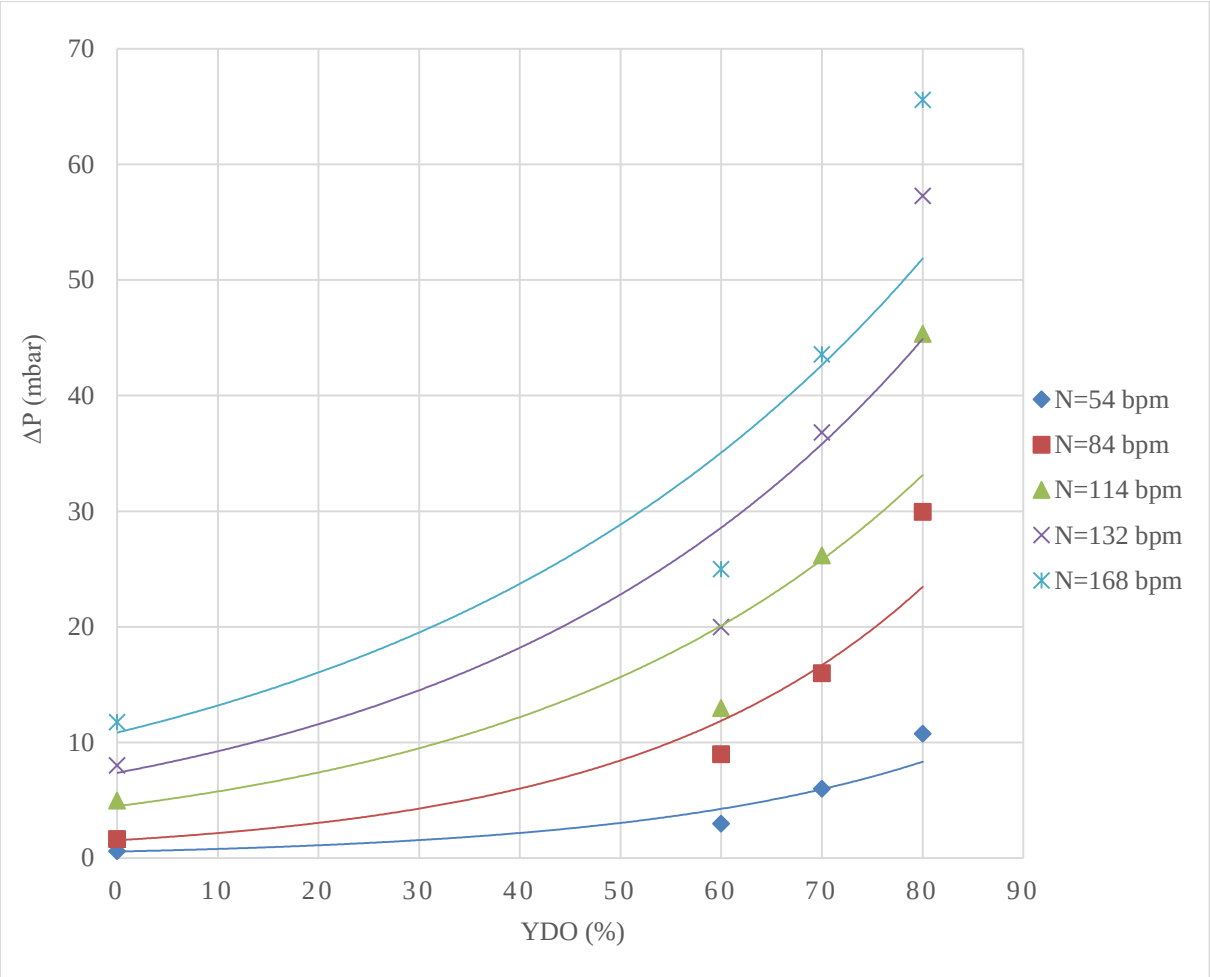
Şekil 49. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=10mm)

Şekil 49'da test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Bu basınç farkı pompa çıkışında oluşan basınçla pompa girişinde oluşan emme basıncının farkına eşittir ve $P_ç$-P_g olarak ifade edilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa basınç farkı artmaktadır. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompada oluşan basınç farkı artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelin pompa basınç farkı değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 4 kat, %80 daralma oranına sahip simetrik model için yaklaşık 5,5 kat artmıştır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerlerindeki artışla birlikte pompada oluşan basınç farkı büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu farkın %0 ve %80 daralma oranına sahip simetrik modeller kıyaslandığında 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,9 iken 168 bpm için %14,2 arttığı görülmüştür.



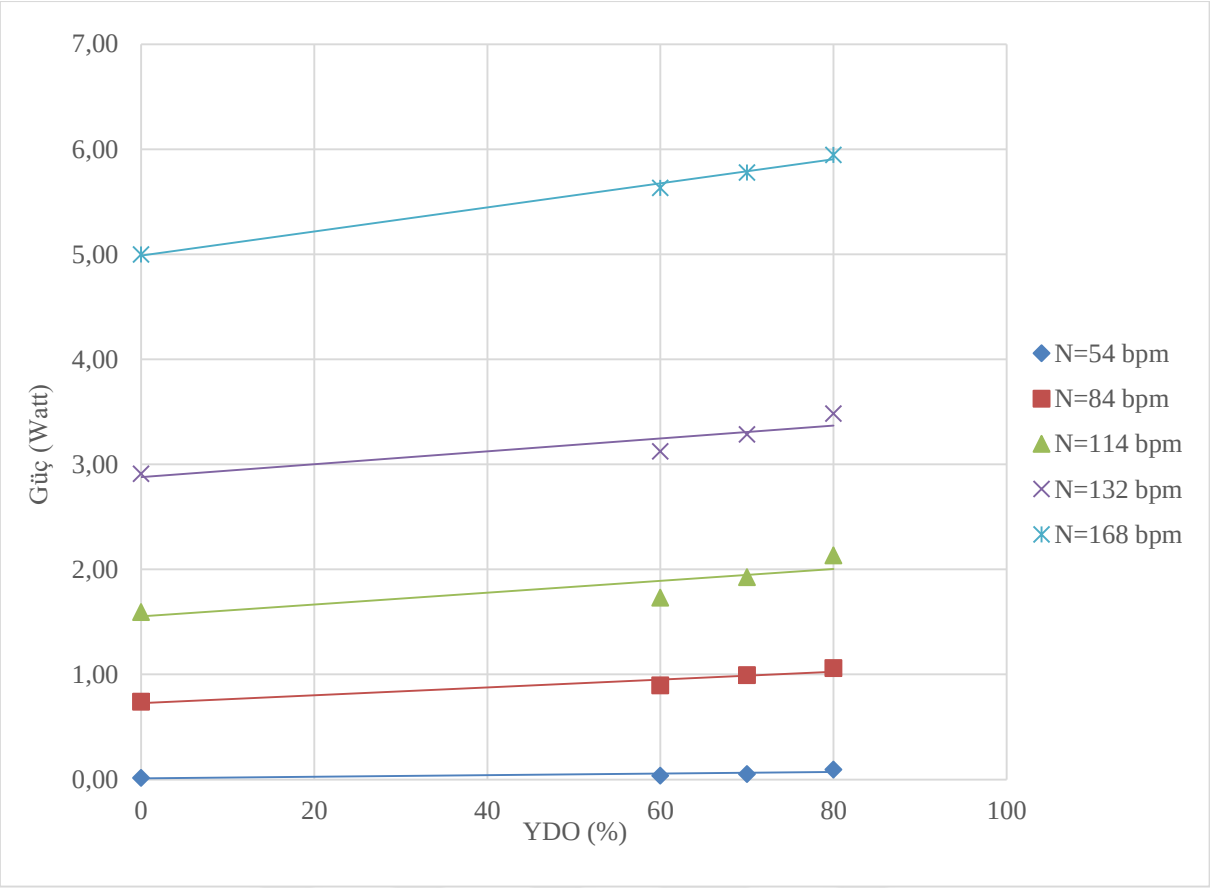
Şekil 50. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (D=10mm)

Şekil 50'de test bölgesinin %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, $P_ç$-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel and Cimbala 2014). Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. %0 daralma oranına sahip simetrik modelde pompanın harcadığı güç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 4 kat, %80 daralma oranına sahip simetrik model için yaklaşık 5,5 kat artmıştır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerlerinde pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bu farkın %0 ve %80 daralma oranına sahip simetrik modeller kıyaslandığında 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,9 iken 168 bpm için %14,2 arttığı görülmüştür. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır.



Şekil 51. Simetrik modelde daralma oranının basınç düşümüne etkisi (D=10mm)

Şekil 51'de 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm nabız değerlerine sahip belli daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin, basınç düşümü üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan daralma oranı ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır. Bununla birlikte aynı daralma oranlarındaki nabız değerleri kıyaslandığında, nabız değerleri arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük daralma oranları için farklı nabız değerlerinde ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan daralma oranı ile birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda nabız değeri arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan daralma oranıyla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003).

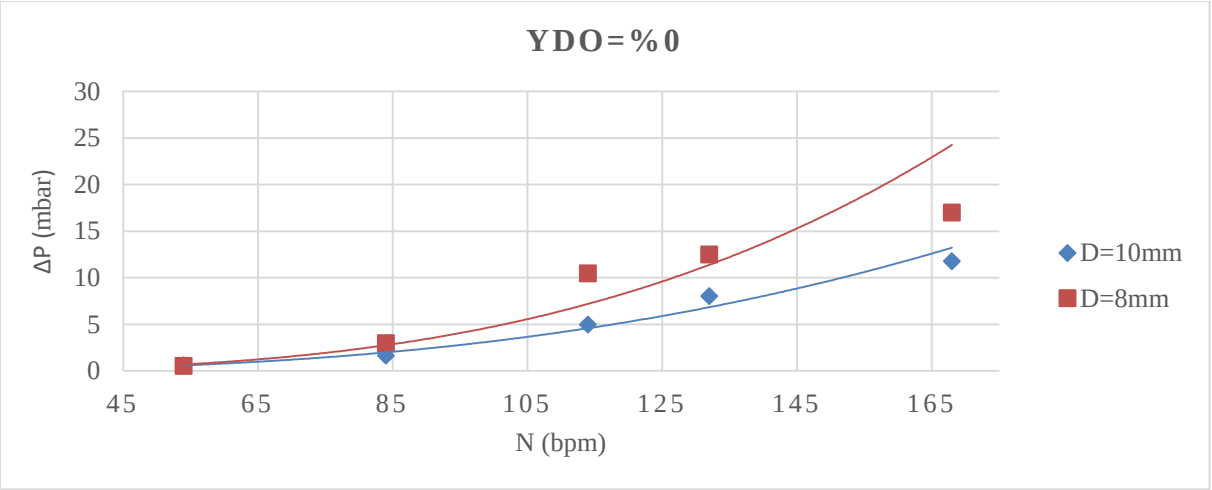


Şekil 52. Simetrik modelde daralma oranının pompanın harcadığı güce etkisi (D=10mm)

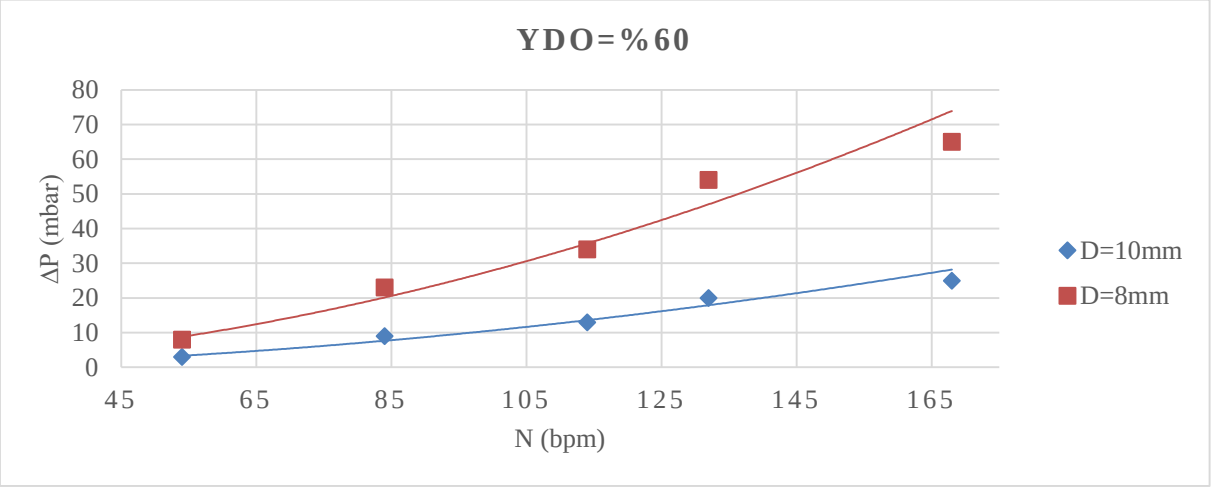
Şekil 52'de 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm nabız değerlerine sahip belli daralma oranlarındaki 10 mm çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin, peristaltik pompada harcanan güç miktarı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan daralma oranı ile birlikte test bölgesindeki pompada harcanan güç miktarı artmaktadır. Ayrıca sağlıklı yani %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar nabız değerindeki artışla birlikte pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bunun yanında her bir nabız değerindeki doğrusal eğrilerin eğimlerine bakıldığında en yüksek eğimin 168 bpm değerinde, en düşük eğimin ise 54 bpm değerinde olduğu ortaya çıkmıştır. Bu da aynı daralma oranına sahip arterde nabız değerinin artması pompanın beklenenden daha çok güç harcamasına sebep olacaktır.

Simetrik Modellerin Karşılaştırılması

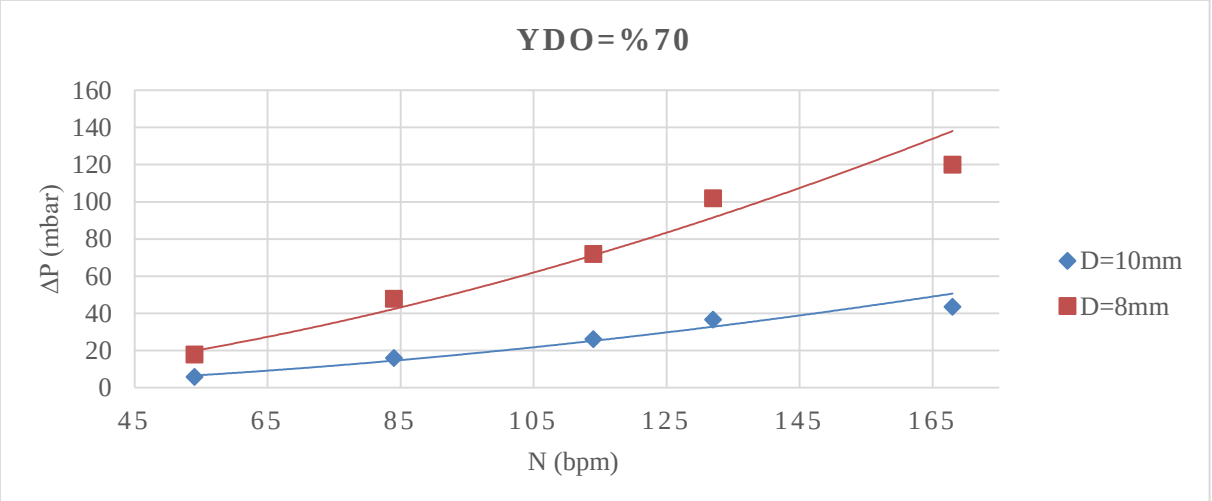
8 ve 10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği simetrik modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek her bir daralma oranı için değişen nabız değerlerinin ΔP, $P_ç$, P_g, $P_ç$-P_g ve harcanan güç değerlerine etkisi 8 ve 10 mm çaplar için karşılaştırma yapılarak grafiklenmiştir.



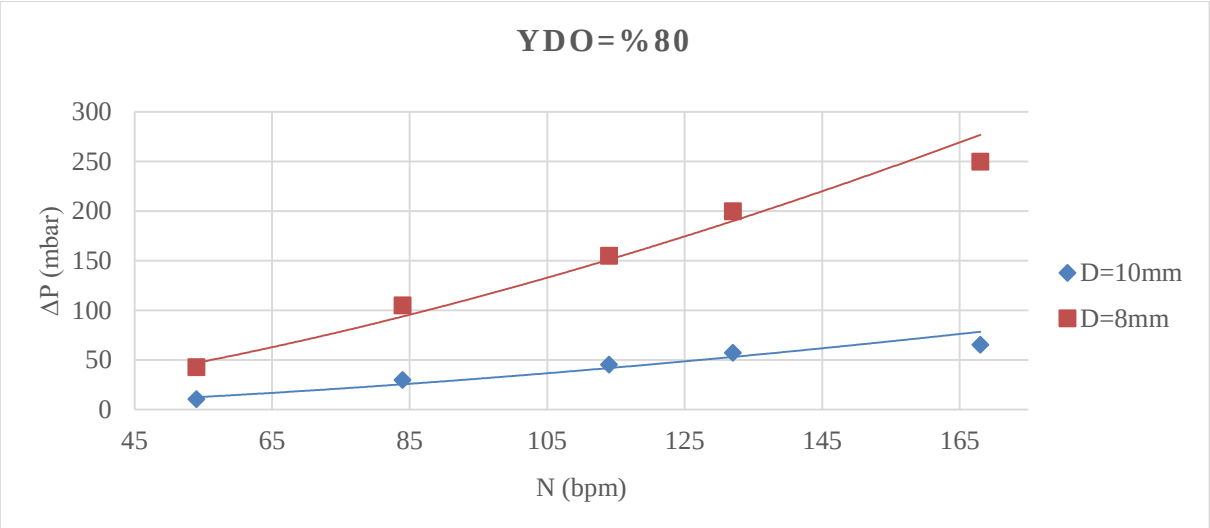
Şekil 53. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%0)



Şekil 54. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%60)

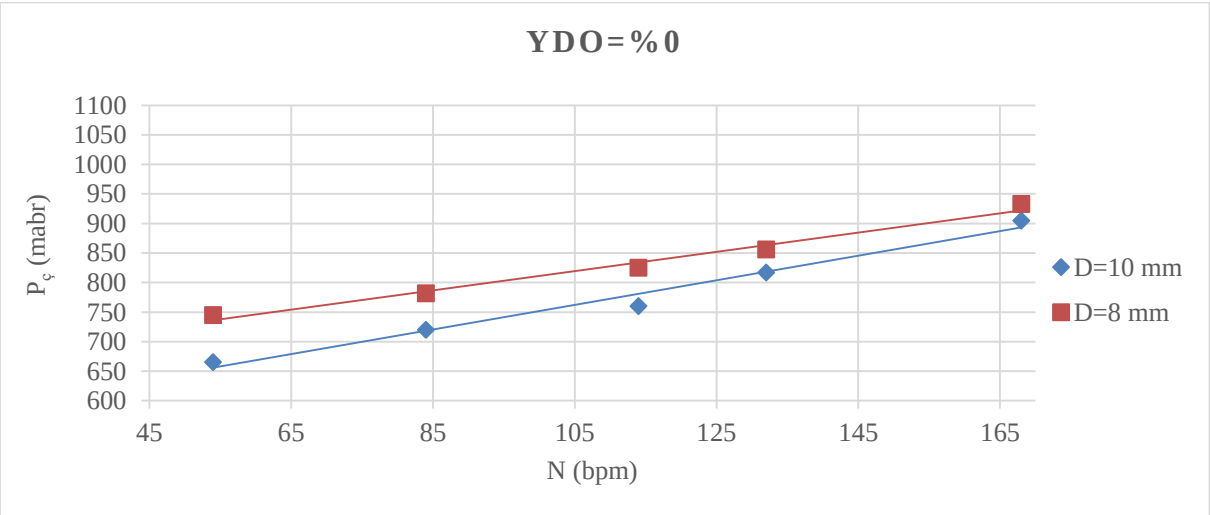


Şekil 55. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%70)

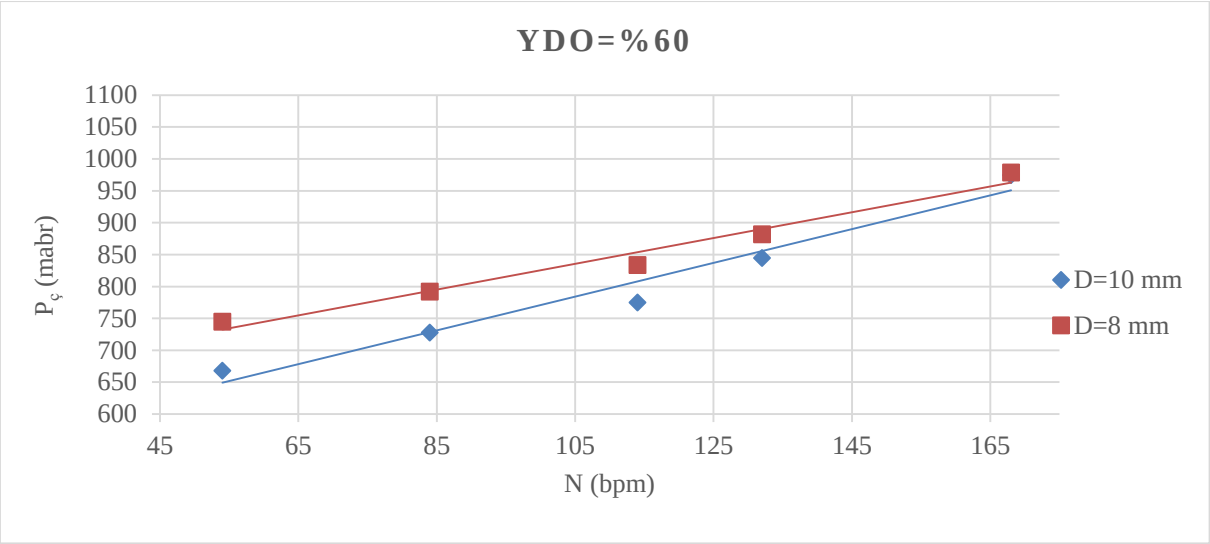


Şekil 56. Simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (YDO=%80)

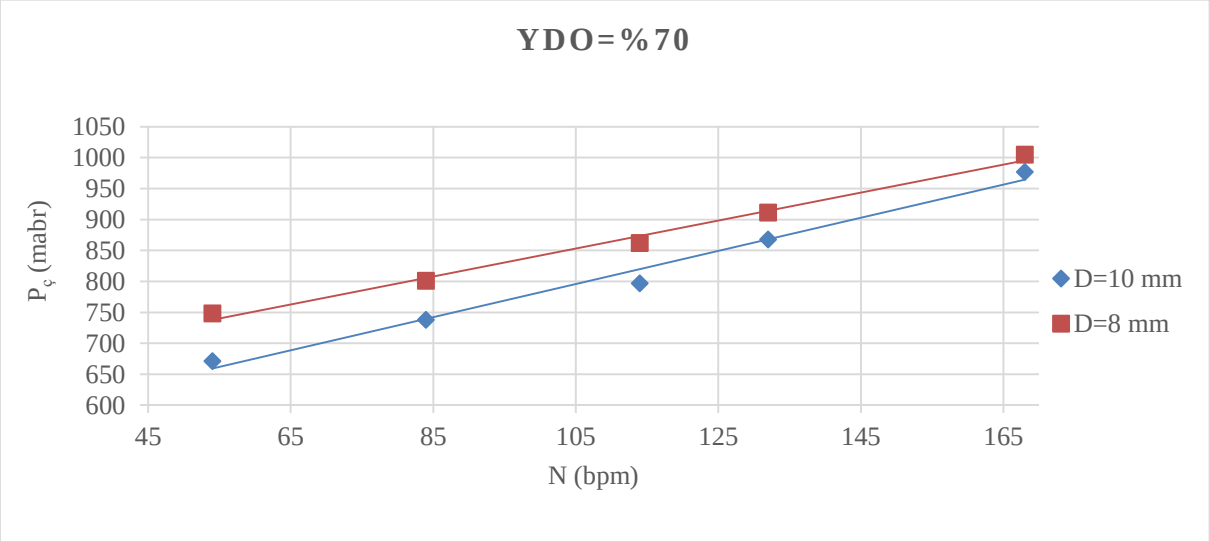
Şekil 53, 54, 55 ve 56'da farklı daralma oranları için test bölgesindeki 8mm ve 10mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışta nabız değerlerinin ΔP üzerine etkilerinin karşılaştırmaları yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmalar %0, %60, %70 ve %80 daralma oranlarına göre olmuştur. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda ΔP değeri artmakta ve her iki hortum çapı için de daralma oranı arttıkça ΔP değerleri artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Ayrıca tüm daralma oranları için aynı nabız değerinde boru çapının artması ΔP değerinin azalmasına sebep olmuştur (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Bunun sebebi çap küçülürken sürtünmenin artması boruda ilave direnç oluşturmakta ve bu da ΔP değerinin artmasına neden olmaktadır. Bunun yanında düşük nabız değerleri için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışkanın ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değeri ile birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003).



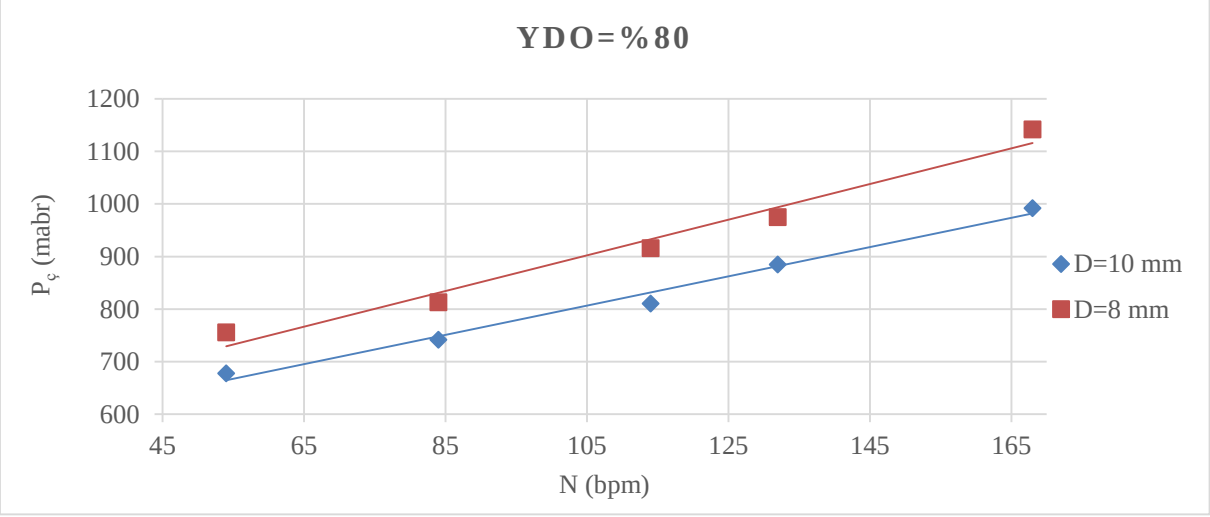
Şekil 57. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%0)



Şekil 58. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%60)

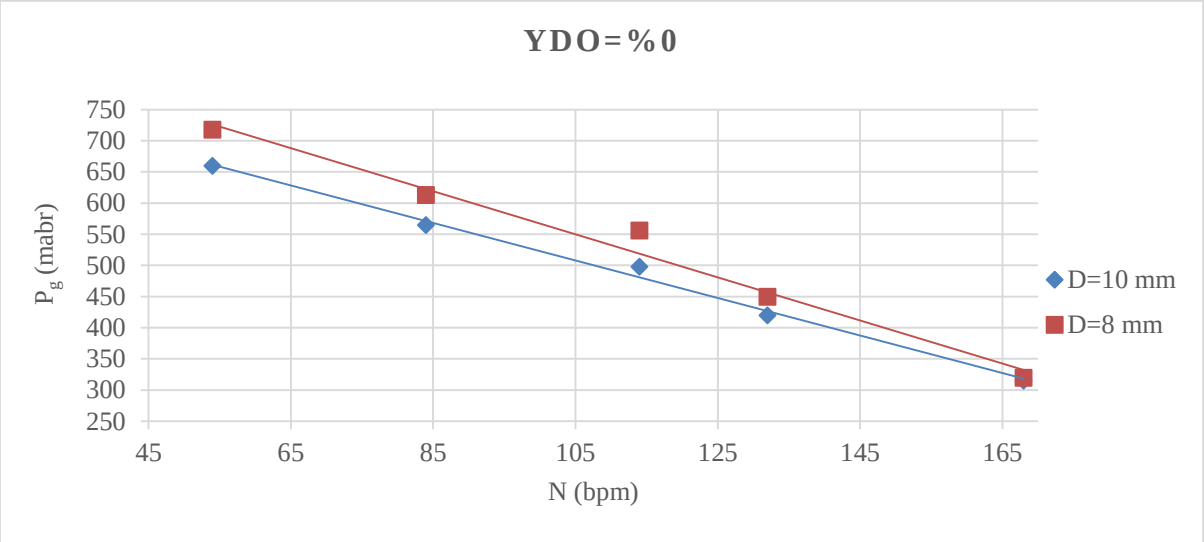


Şekil 59. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%70)

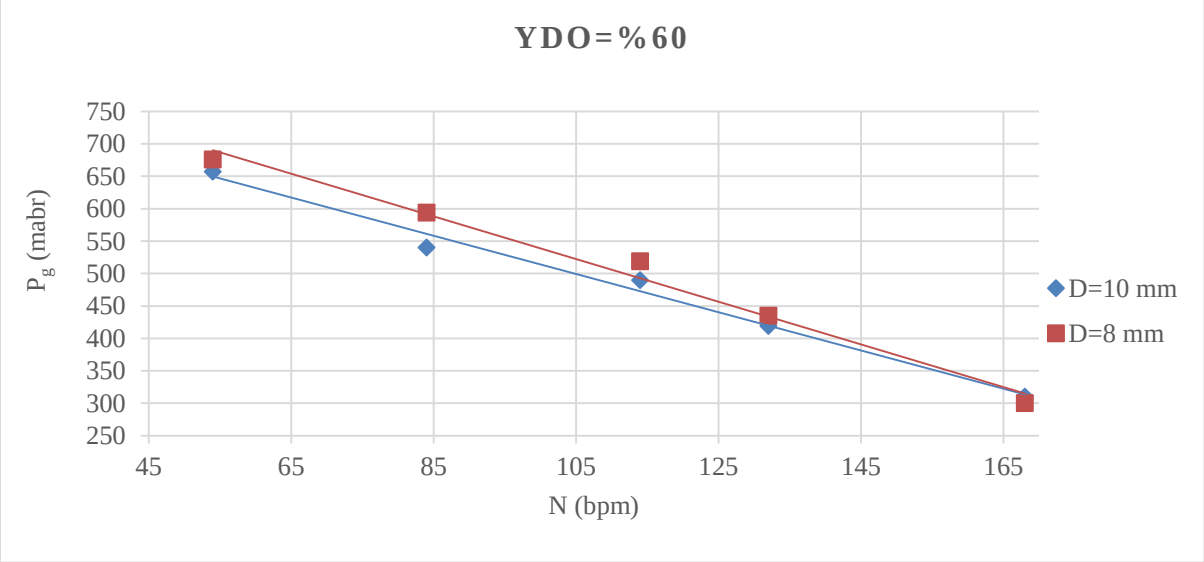


Şekil 60. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (YDO=%80)

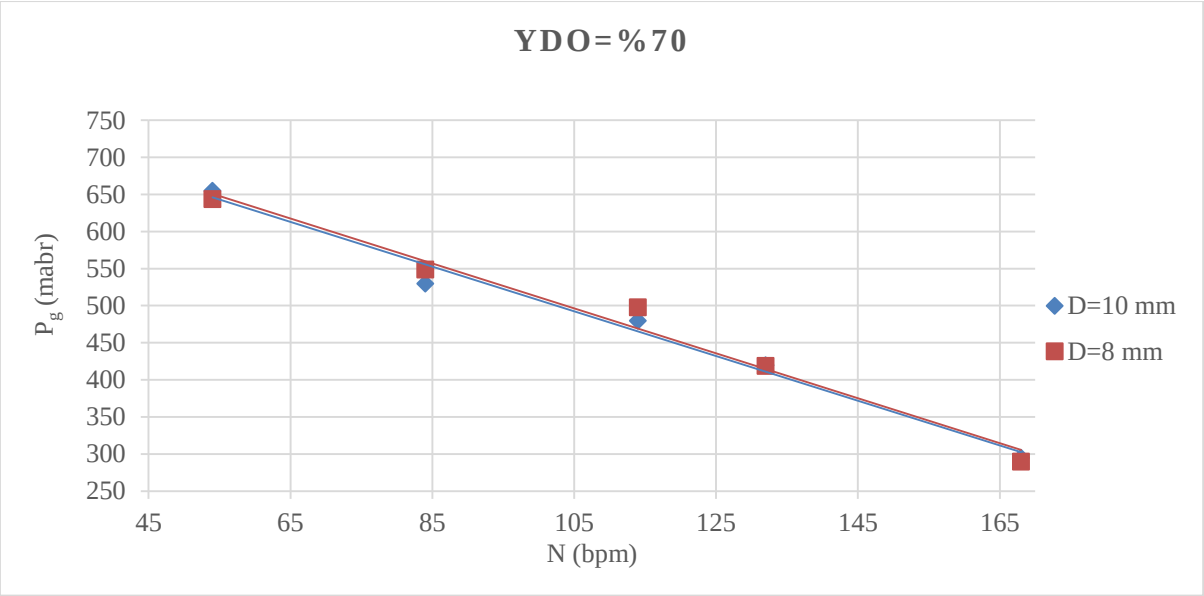
Şekil 57, 58, 59 ve 60'ta farklı daralma oranları için test bölgesindeki 8mm ve 10mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada çıkış basıncı üzerine etkilerinin karşılaştırmaları yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmalar %0, %60, %70 ve %80 daralma oranlarına göre olmuştur. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda peristaltik pompada çıkış basınç değeri artmakta ve her iki hortum çapı için de daralma oranı arttıkça peristaltik pompada çıkış basınç değerleri artmaktadır (Cengel and Cimbala 2014). Boru çapı arttıkça peristaltik pompa çıkış basıncı azalmaktadır.



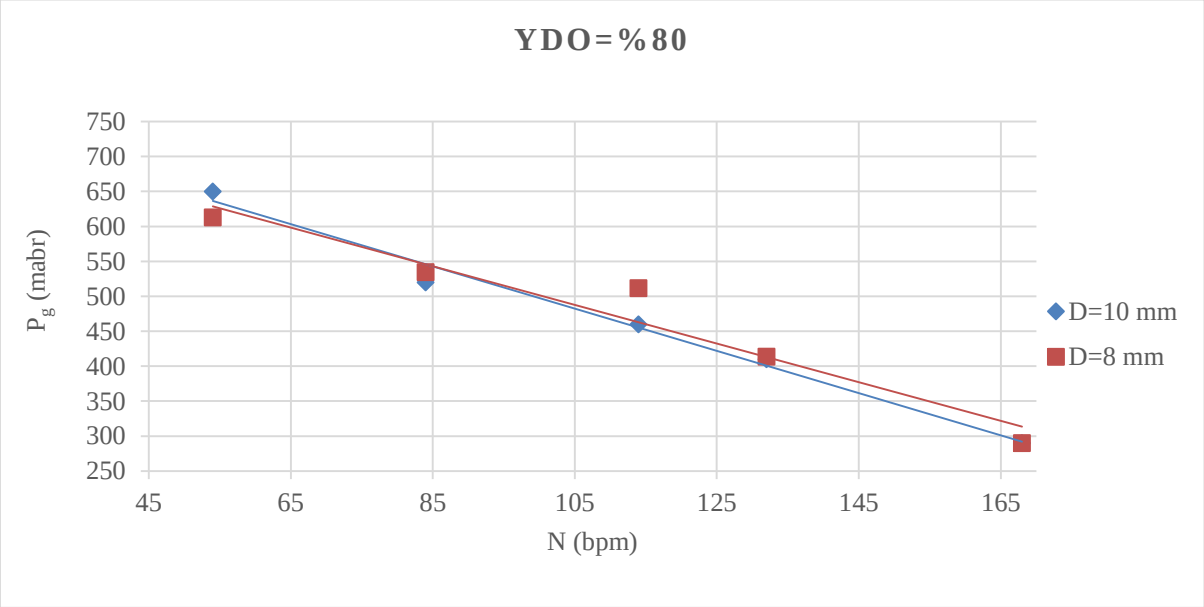
Şekil 61. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%0)



Şekil 62. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%60)

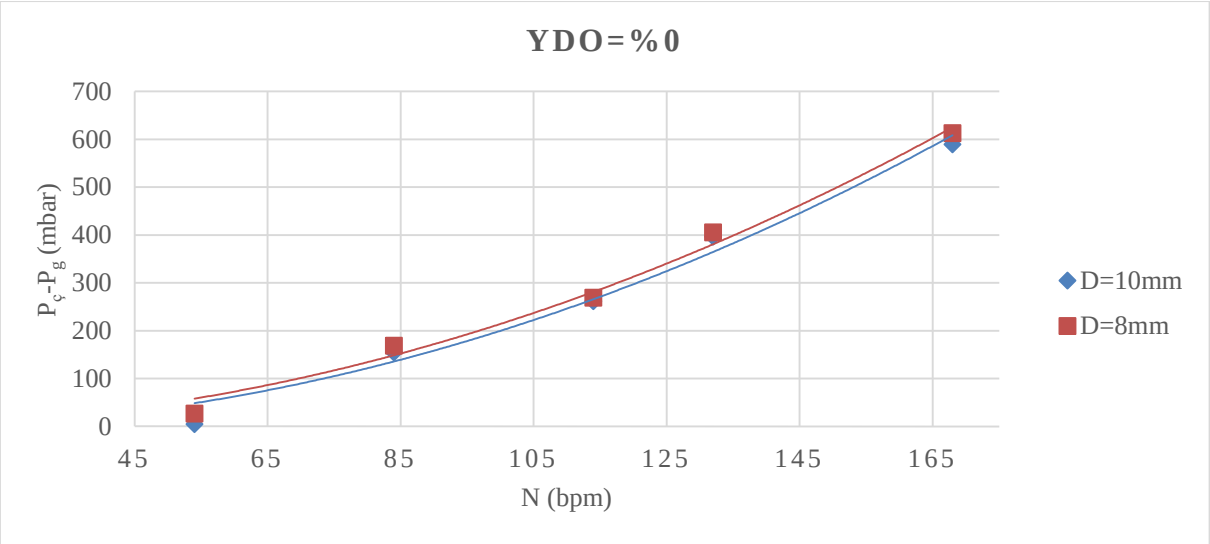


Şekil 63. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%70)

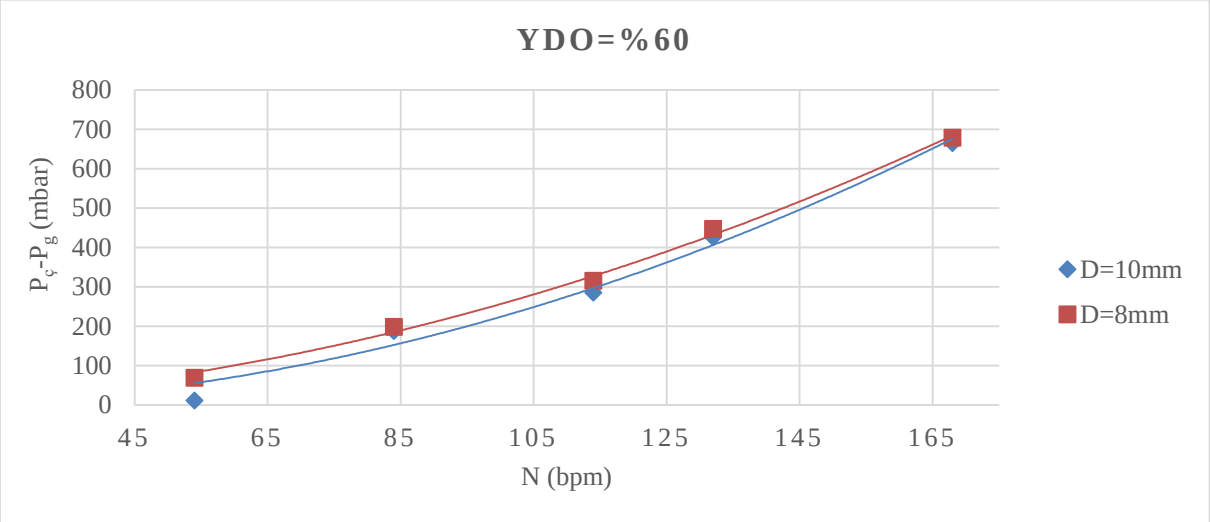


Şekil 64. Simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (YDO=%80)

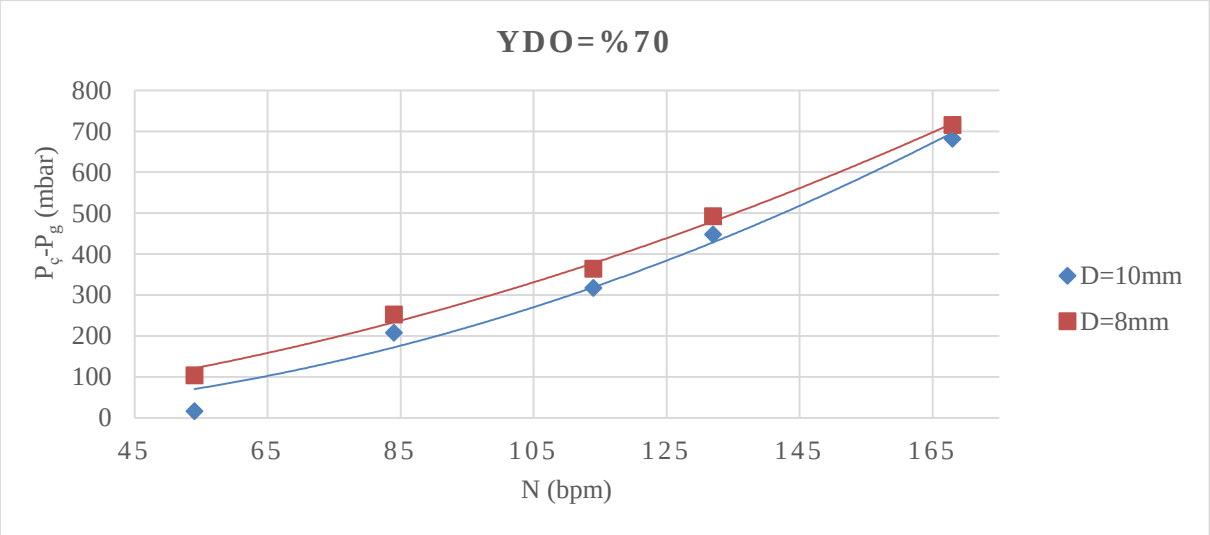
Şekil 61, 62, 63 ve 64'te farklı daralma oranları için test bölgesindeki 8mm ve 10mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada giriş basıncı üzerine etkilerinin karşılaştırmaları yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmalar %0, %60, %70 ve %80 daralma oranlarına göre olmuştur. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda peristaltik pompada giriş basınç değeri artmakta ve her iki hortum çapı için de daralma oranı arttıkça peristaltik pompada giriş basınç değerleri artmaktadır (Cengel and Cimbala 2014). Boru çapı arttıkça peristaltik pompa giriş basıncı azalmaktadır.



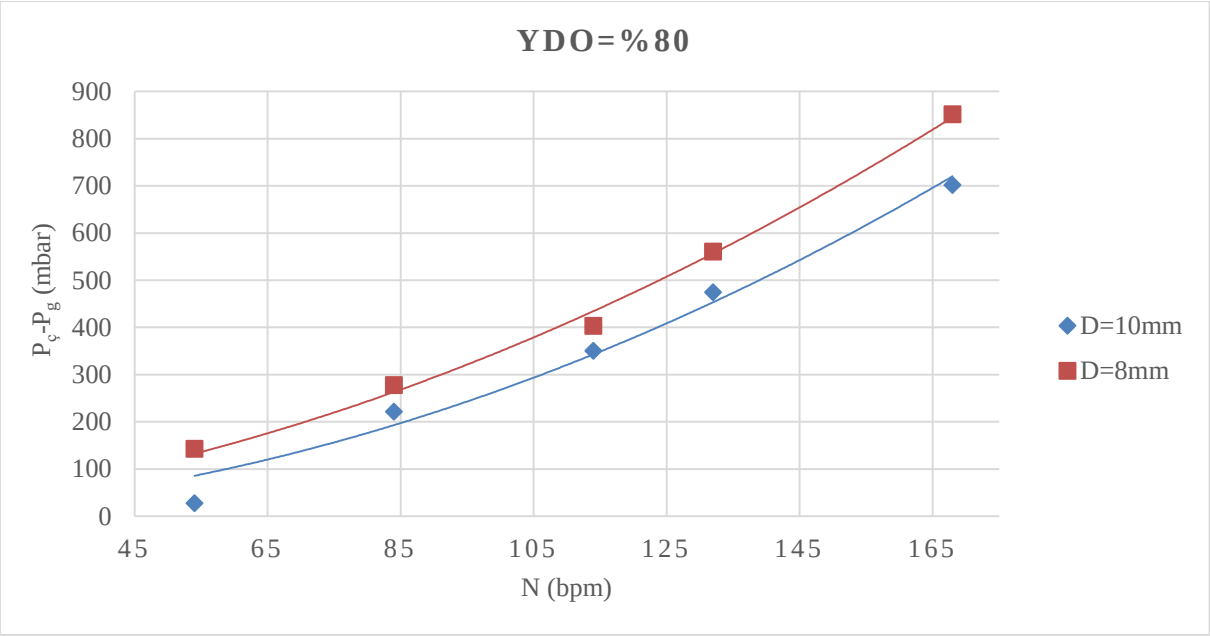
Şekil 65. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%0)



Şekil 66. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%60)

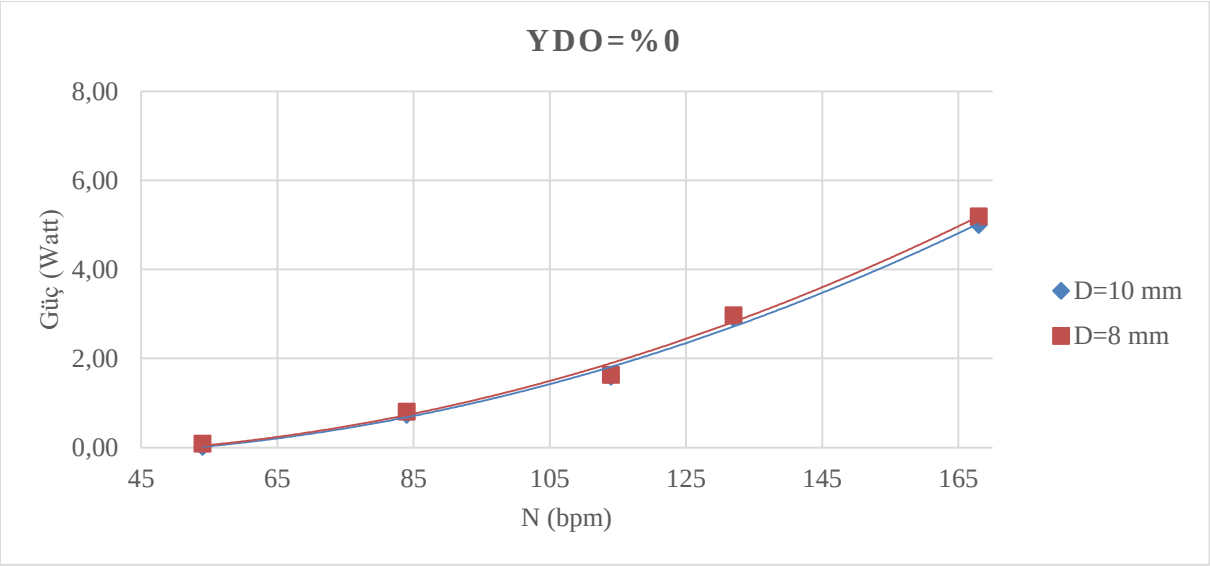


Şekil 67. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%70)

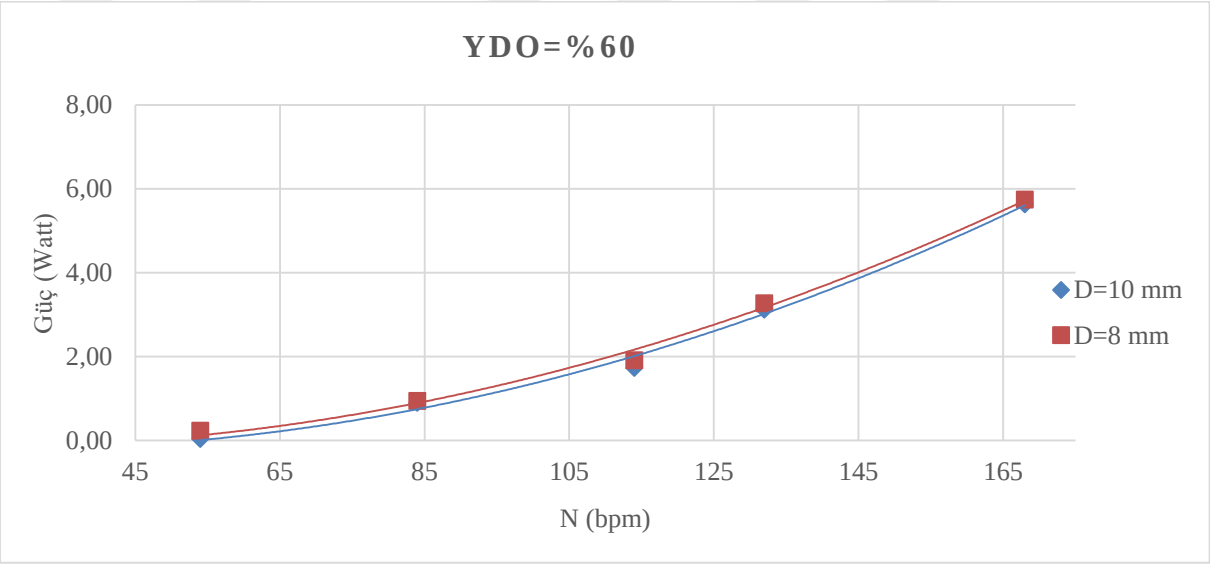


Şekil 68. Simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (YDO=%80)

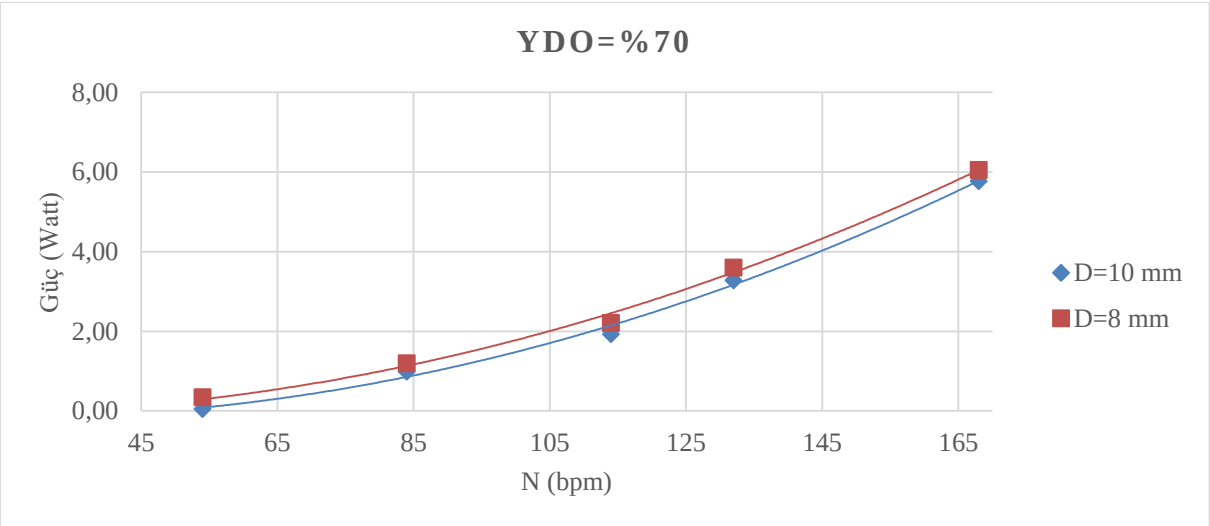
Şekil 65, 66, 67 ve 68'de farklı daralma oranları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışın peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Yapılan karşılaştırmalar %0, %60, %70 ve %80 daralma oranlarına göre olmuştur. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda $P_ç$-P_g değeri artmıştır. Her iki hortum çapı için daralma oranı artıkça $P_ç$-P_g değeri artmaktadır. Ayrıca tüm daralma oranları için aynı nabız değerinda boru çapının artması $P_ç$-P_g değerinin azalmasına sebep olmuştur (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Bunun nedeni çap küçülürken sürtünmenin artması boruda ilave direnç oluşturmakta ve bu da $P_ç$-P_g değerinin artmasına sebep olmaktadır. Düşük daralma oranları için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun pompada oluşturduğu $P_ç$-P_g değerleri birbirlerine yakın iken artan daralma oranı ile birlikte bu değerler arasındaki $P_ç$-P_g farkı gittikçe artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003).



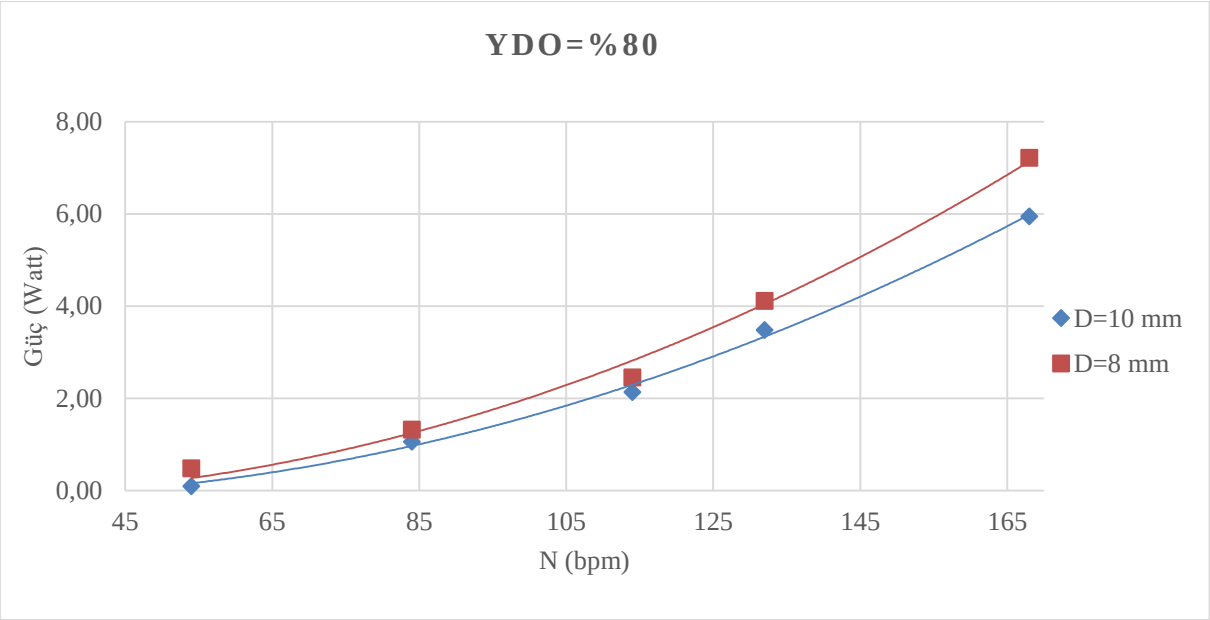
Şekil 69. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%0)



Şekil 70. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%60)



Şekil 71. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%70)

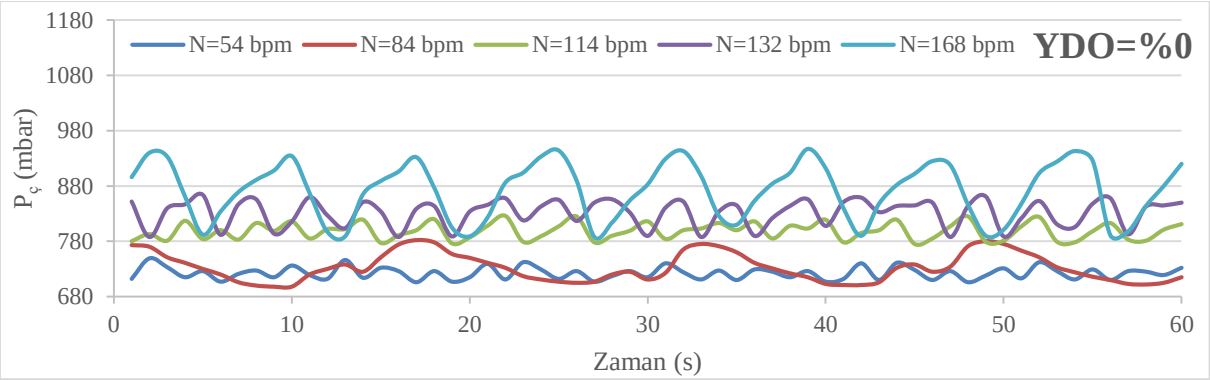


Şekil 72. Simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisi (YDO=%80)

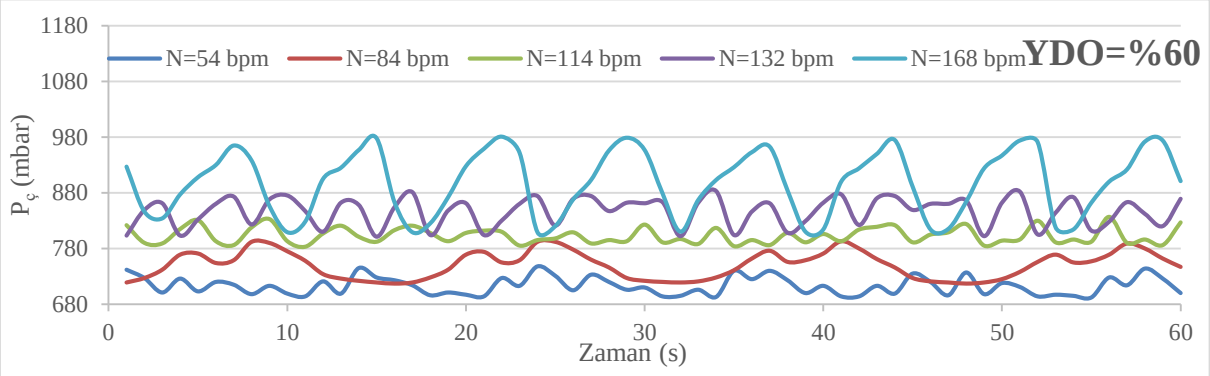
Şekil 69, 70, 71 ve 72'de farklı daralma oranları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada harcanan güç miktarı üzerine etkilerinin karşılaştırmaları yapılmıştır. Yapılan karşılaştırmalar %0, %60, %70 ve %80 daralma oranlarına göre olmuştur. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda pompanın harcadığı güç değeri artmaktadır. Her iki hortum çapı için daralma oranı arttıkça pompanın harcadığı güç değerleri artmaktadır. Şekilde görüldüğü üzere hortum çapındaki azalma daha çok basınç farkına, dolaysıyla daha çok güç harcanmasına sebep olacaktır. (Cengel and Cimbala 2014). Bunun yanında düşük nabız değerleri için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlara karşılık gelen pompanın harcadığı güç değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değeri ile birlikte bu değerler arasındaki güç değerleri gittikçe artmaktadır. Ayrıca küçük daralma oranlarında 8 mm ve 10 mm çaplar arasında pompanın harcadığı güç bakımından çok az fark varken, büyük daralma oranlarında bu fark artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003).

Simetrik Modelde Pompa Çıkış Basıncı ve Genlikleri

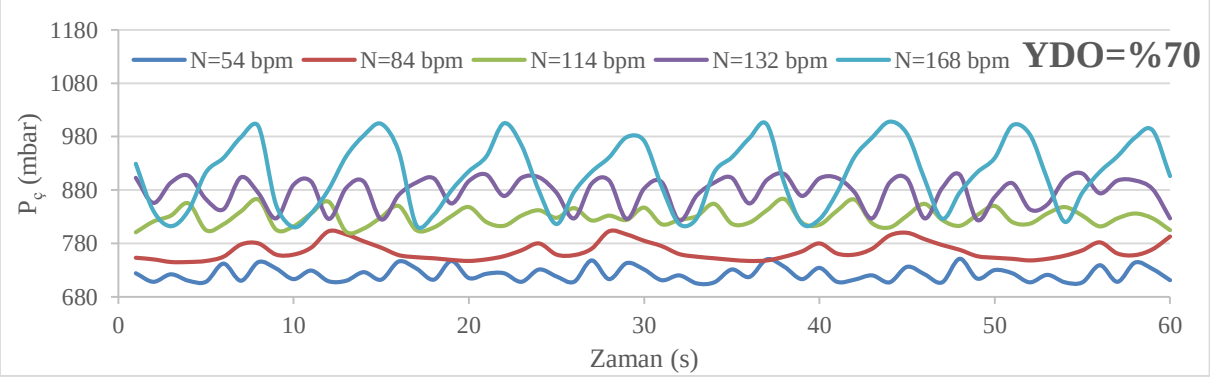
8 ve 10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği simetrik modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek her bir daralma oranı için değişen nabız değerlerinde 8 ve 10 mm çaplar için peristaltik pompa çıkış basınçlarının zamanla değişimi ve bu değişimin genlik değerleri grafiklenmiştir.



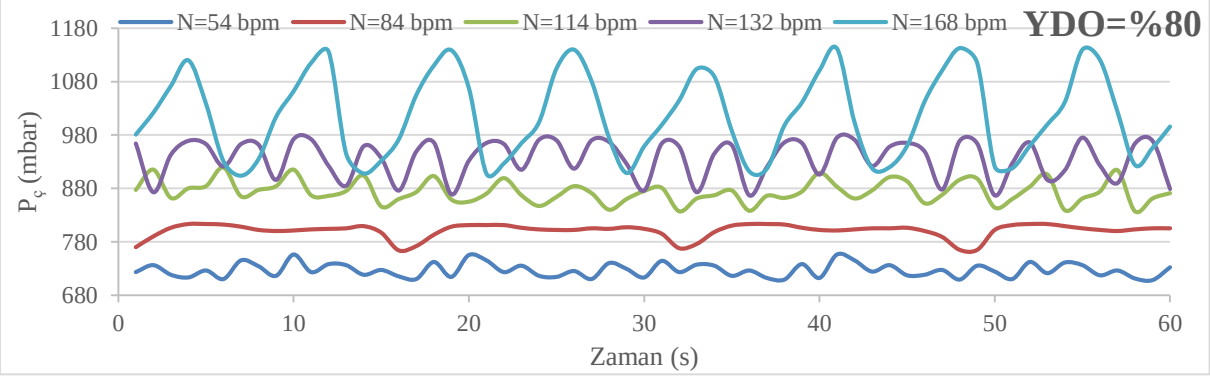
Şekil 73. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=8mm)



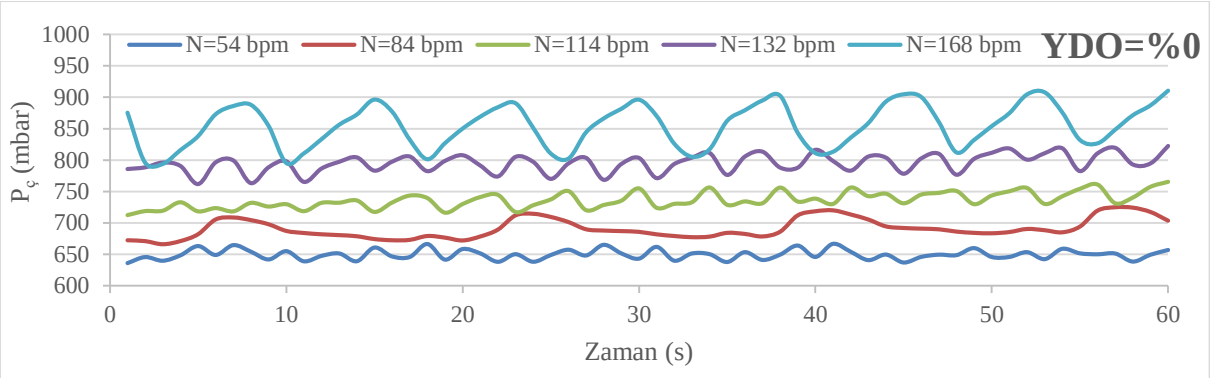
Şekil 74. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%60, D=8mm)



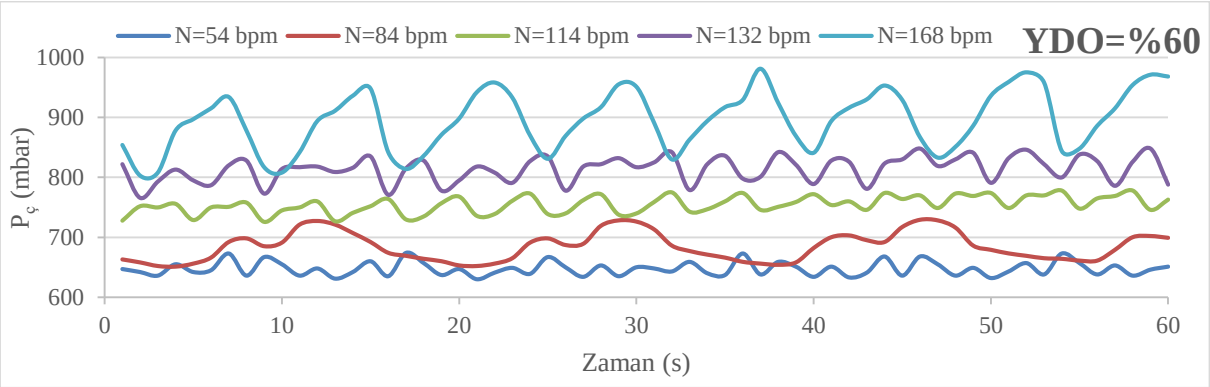
Şekil 75. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=8mm)



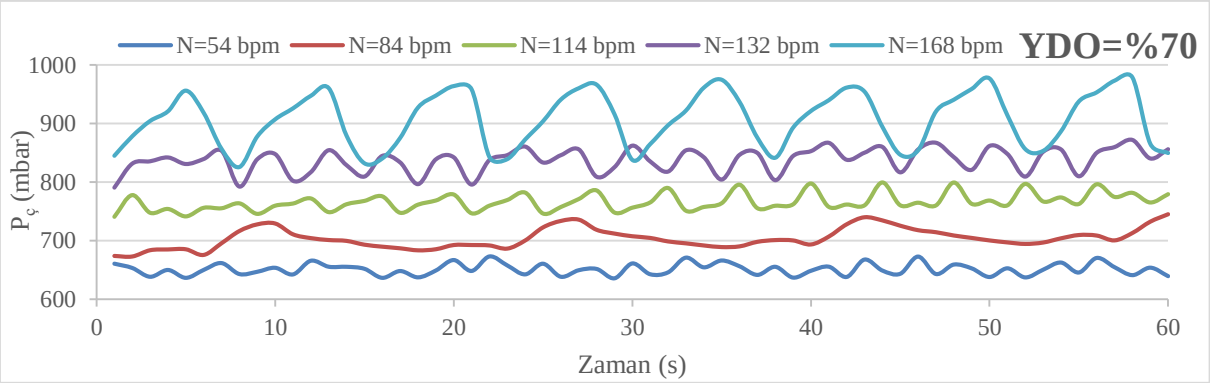
Şekil 76. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%80, D=8mm)



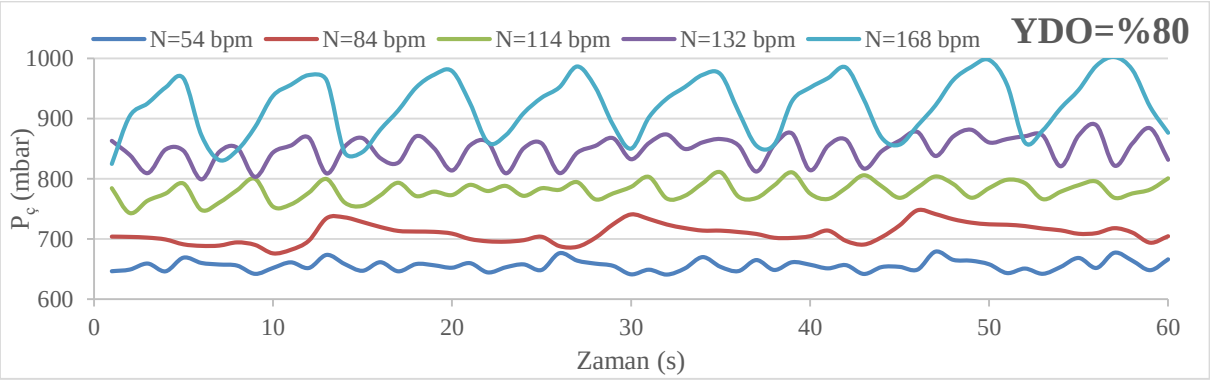
Şekil 77. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=10mm)



Şekil 78. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%60, D=10mm)

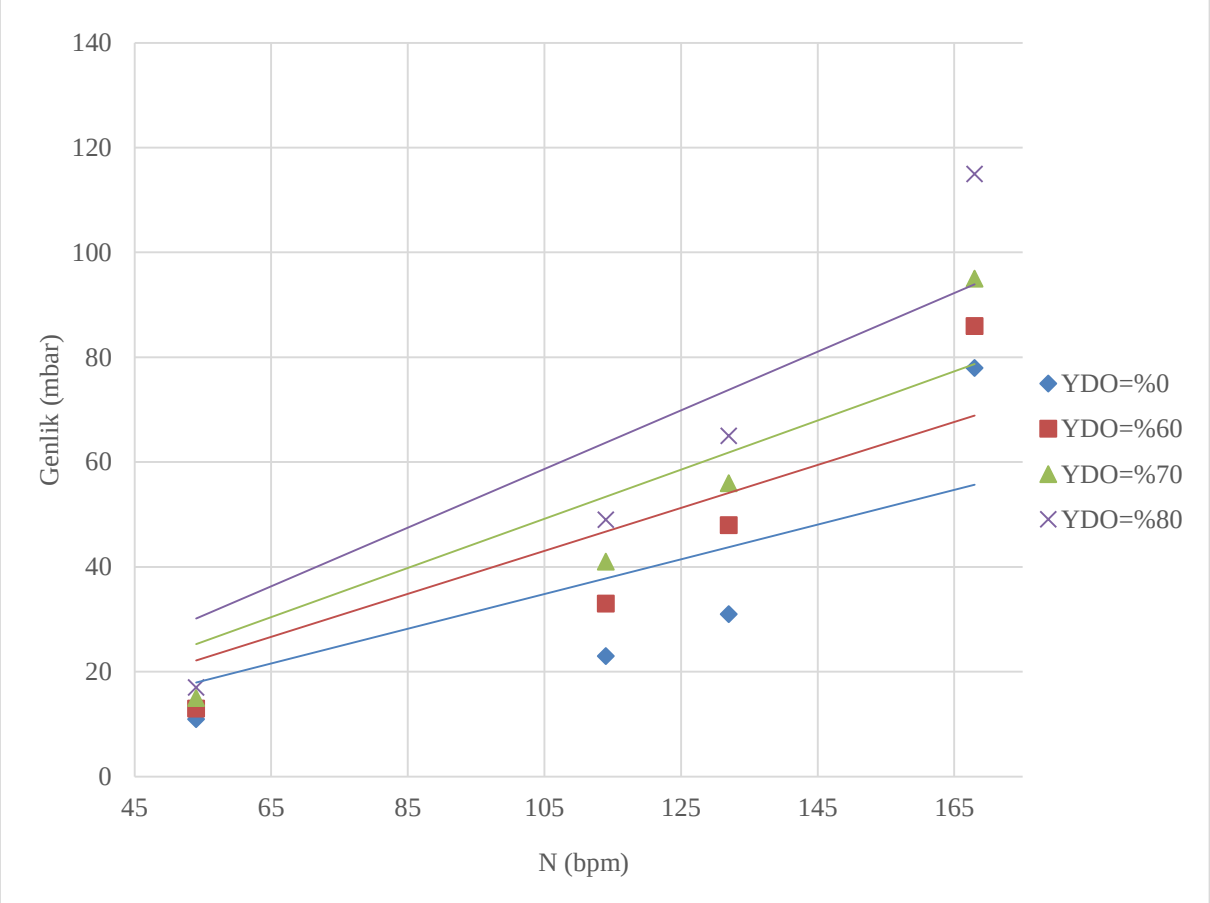


Şekil 79. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=10mm)

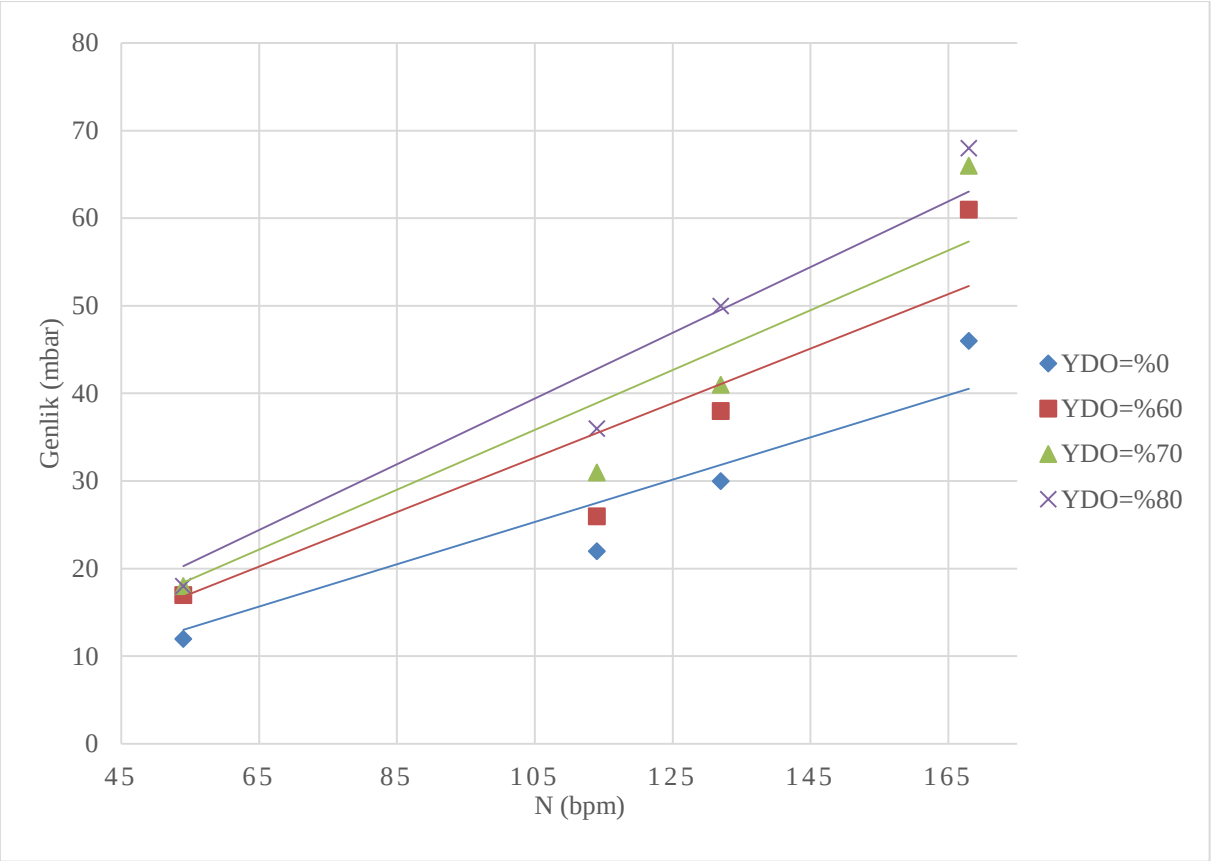


Şekil 80. Simetrik modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%80, D=10mm)

Şekil 73, 74, 75, 76, 77, 78, 79 ve 80, 60 saniye boyunca yani nabız değerlerinin peristaltik pompa çıkışına etkisini göstermektedir. Şekil 73, 74, 75 ve 76, 8 mm iç çapa sahip borudaki pompa çıkış basıncı etkisini gösterirken, Şekil 77, 78, 79 ve 80, 10 mm iç çapa sahip borudaki pompa çıkış basıncı etkisini göstermektedir. Şekillerde 8 mm ile 10 mm iç çapa sahip borular karşılaştırıldığında, 8 mm boruda tüm nabız değerleri için 10 mm borudan daha yüksek peristaltik pompa çıkış basınçlarına sahip olduğu görülmektedir. Bu beklenen bir durumdur çünkü boru çapı arttıkça peristaltik pompanın aynı debiyi sağlaması için pompa çıkış basıncının azalması gerekecektir (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Şekillerde ayrıca her iki boru çapı için, nabız değerlerinin artmasıyla pompa çıkış basıncının maksimum ile minimum değerleri arasındaki farkın da artığı görülmektedir. Yani pompa çıkış basıncı yüksek nabız değerlerinde daha yüksek genliğe sahiptir. Yine her iki boru çapında da daralma oranının artmasıyla birlikte pompa çıkış basıncının maksimum ve minimum değerleri artmaktadır.



Şekil 81. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=8mm)

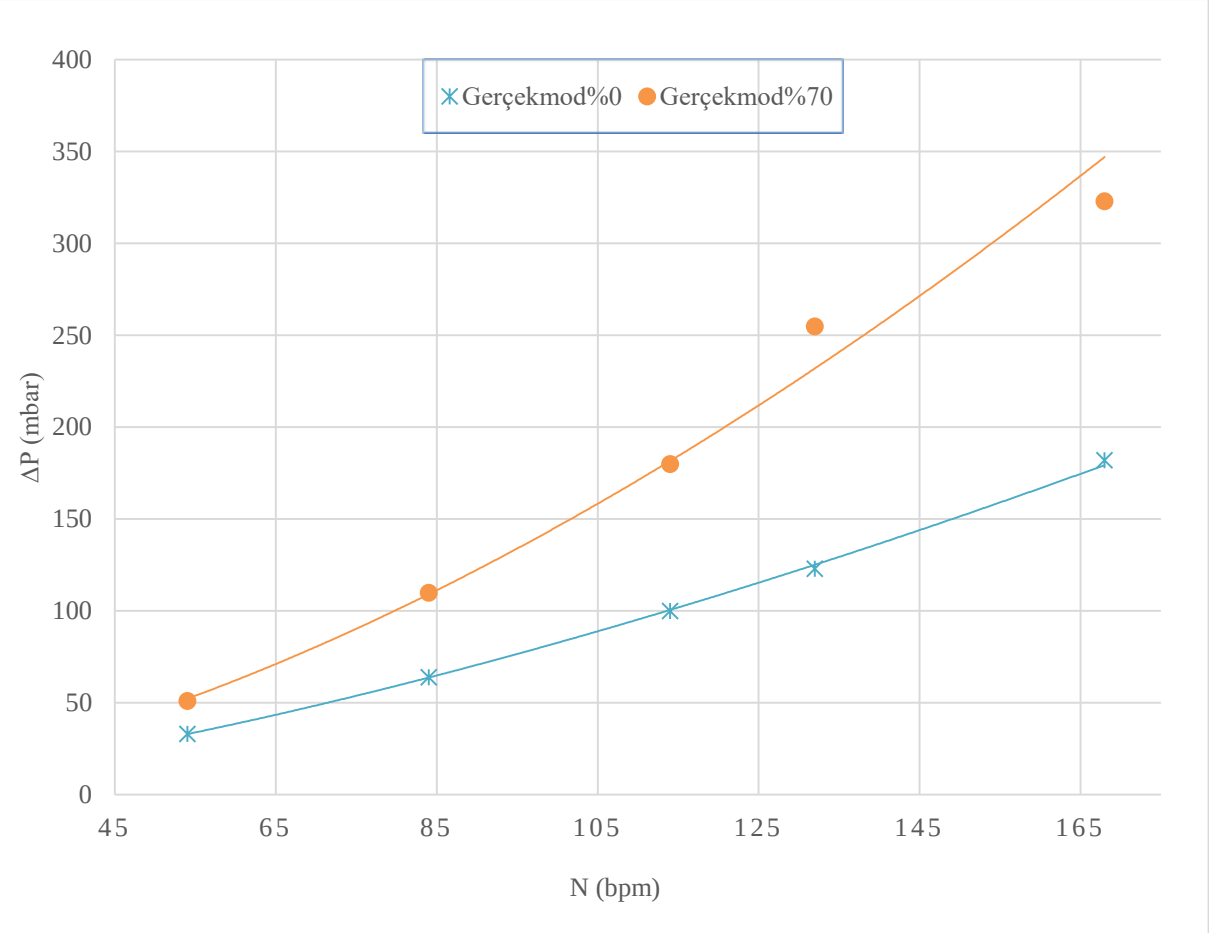


Şekil 82. Simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=10mm)

Şekil 81'de 8 mm ve Şekil 82'de ise 10 mm iç çapa sahip boruda farklı daralma oranlarında nabız değerlerinin pompa çıkış basınç genliği üzerine etkileri gösterilmiştir. Şekillerde her iki boru çapı için de tüm daralma oranlarında, nabız değerlerinin artmasıyla birlikte pompa çıkış basınçları artmaktadır. Çünkü artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014) ve bu artış aynı zamanda pompa çıkış basınç genliğinin artışına sebep olmuştur. Ayrıca %0 daralma oranına sahip bir borudan %80 daralma oranlı boruya kadar nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç genlik büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir.

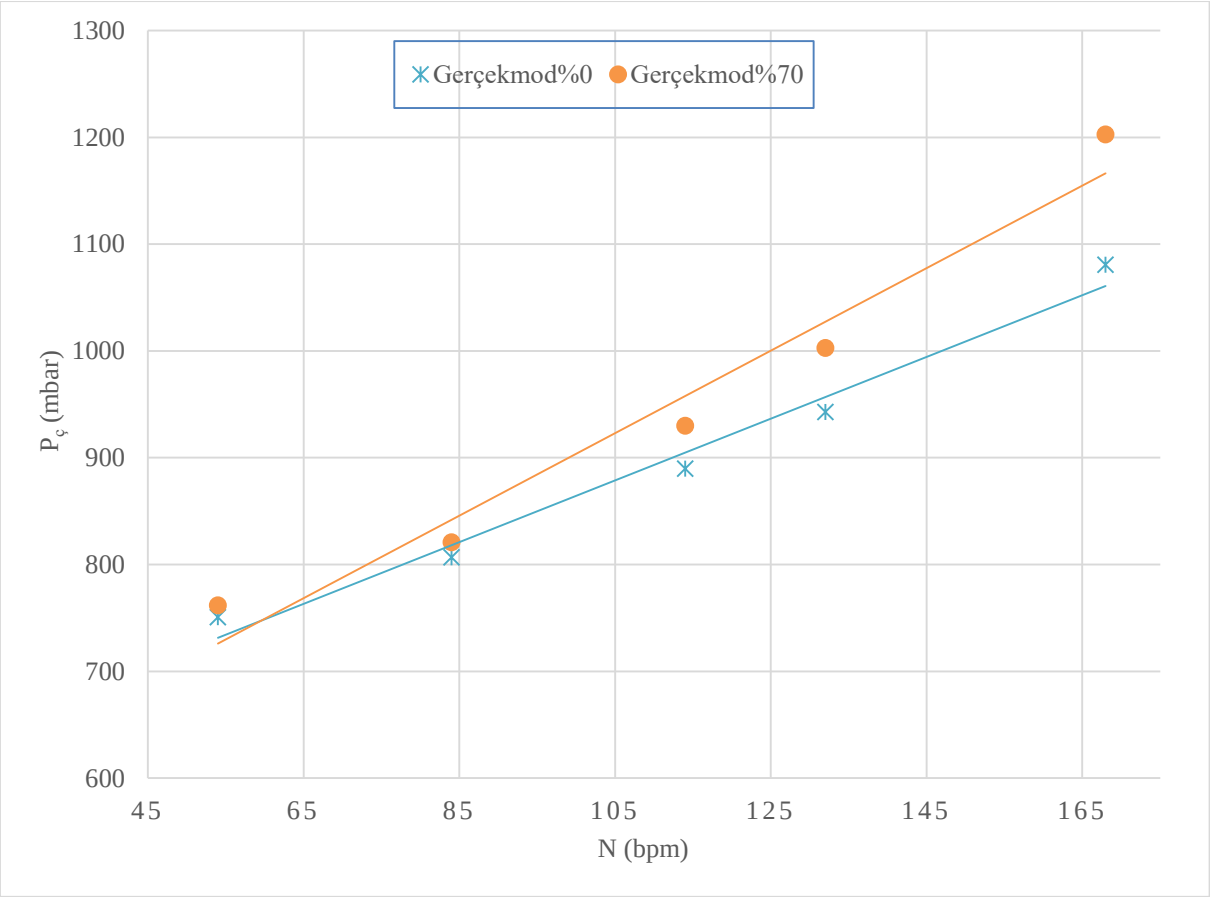
Gerçek Model (8 mm)

Klinik ortamdan BT görüntüsü olarak alınan %70 daralmış damar verisi katı modelleme programında üç boyutlu model hâline getirilmiştir. Bu model daha sonra giriş çapı 8 mm olacak şekilde ölçeklendirilerek üç boyutlu yazıcıda üretilmiştir. Bu model aynı zamanda daralmasız (%0) olarak olarak ta üretilmiştir. 8 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği gerçek modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0 ve %70 alansal olarak daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine grafiklenmiştir.



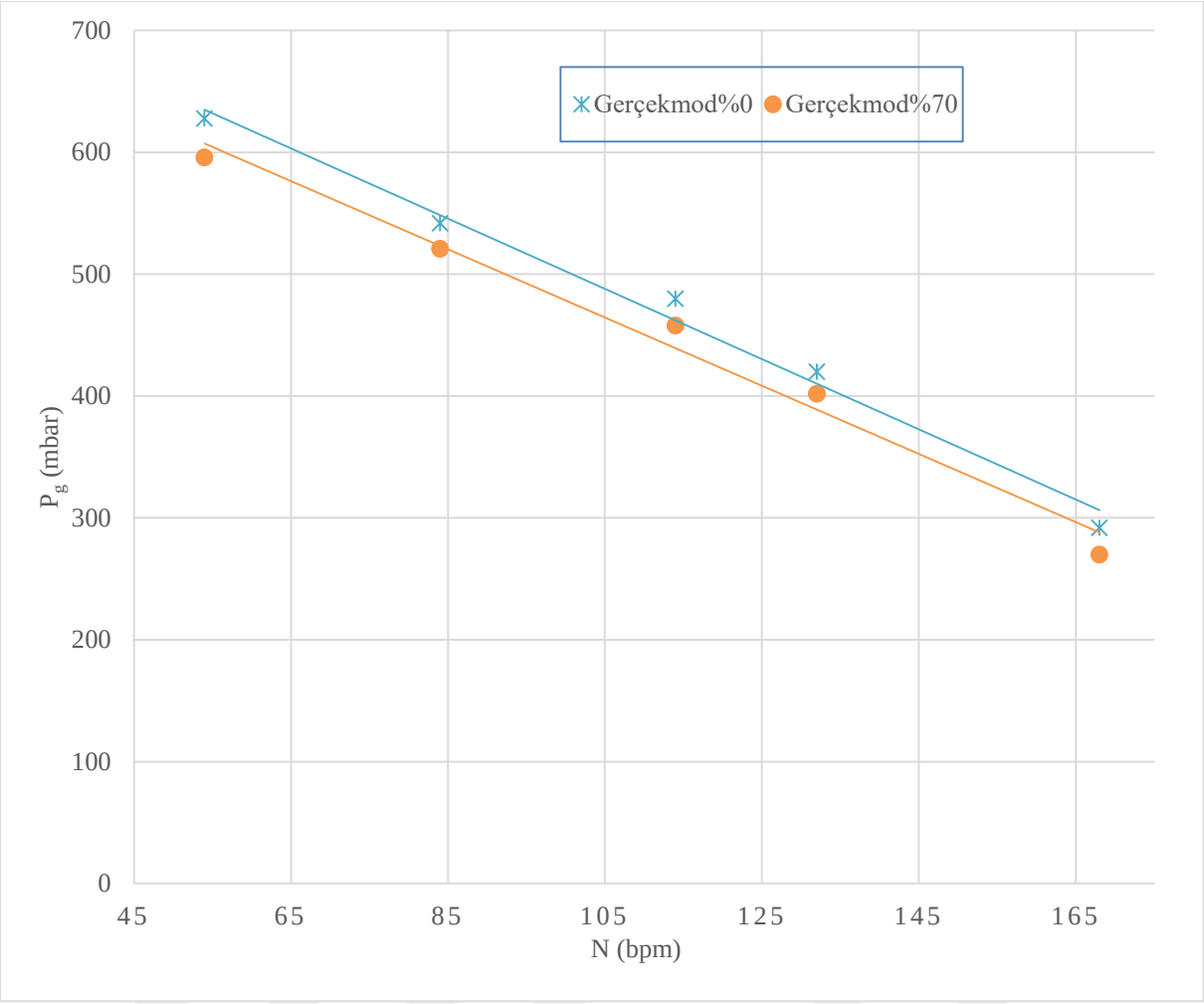
Şekil 83. Gerçek modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=8mm)

Şekil 83'te klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin ΔP üzerine etkilerinin karşılaştırması yapılmıştır. Şekilde hem daralmış hem de daralmamış modelde nabız değeri arttıkça ΔP değerleri artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki ΔP değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Bu değerler düşük nabız değerlerinde birbirine yaklaşırken artan nabız değeriyle birlikte aralarındaki fark ta artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).



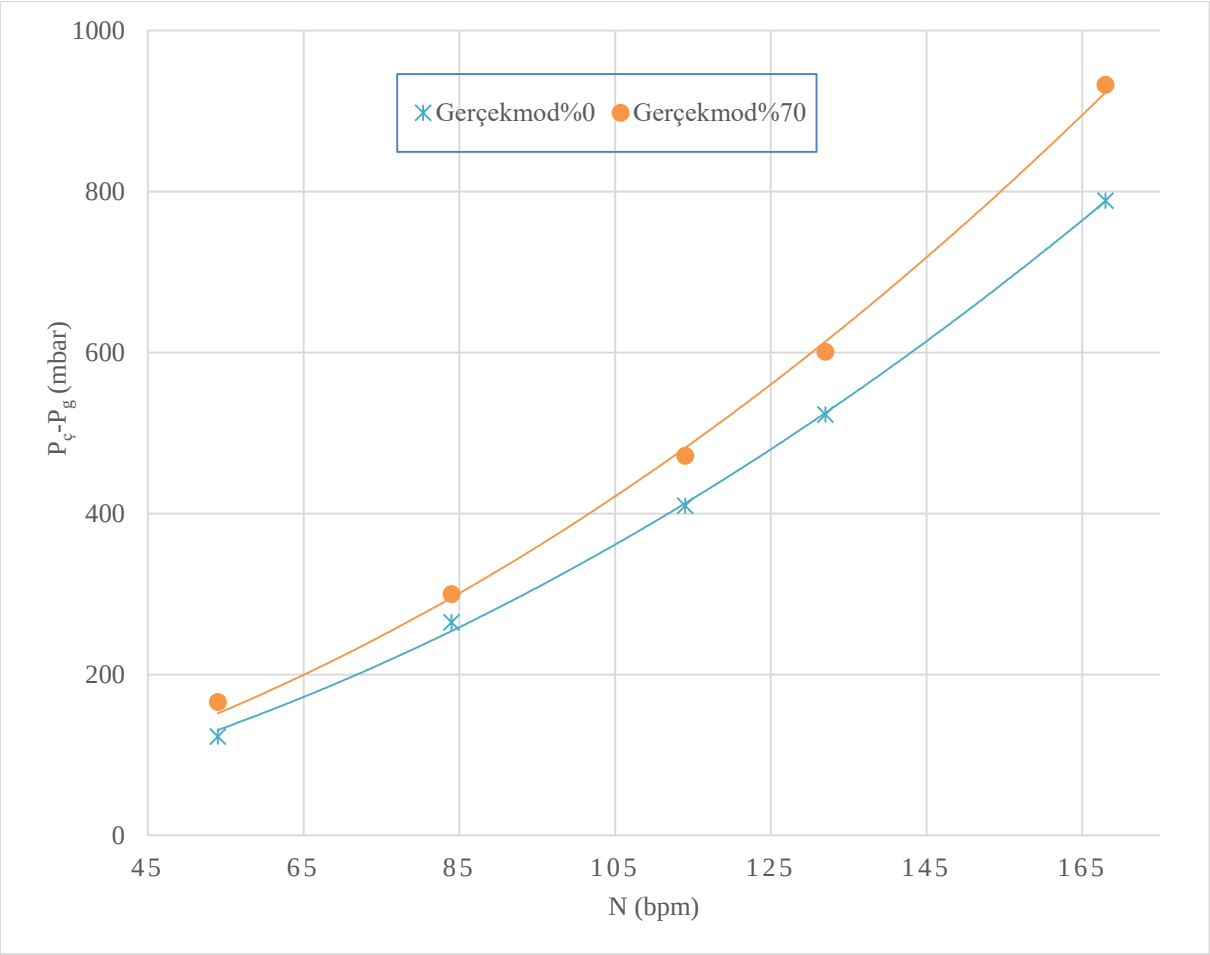
Şekil 84. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=8mm)

Şekil 84'de 8 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte hem gerçek daralmış model hem de gerçek daralmamış model için peristaltik pompada $P_ç$ artmaktadır (Cengel and Cimbala 2014). Gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %44'lik artış, daralmış modelde ise %58 artış gözlenmiştir. Tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki $P_ç$ değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç büyüklükleri arasındaki farkta kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020). Bu değerler daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %1,5 iken 168 bpm için %11,3 arttığı görülmüştür.



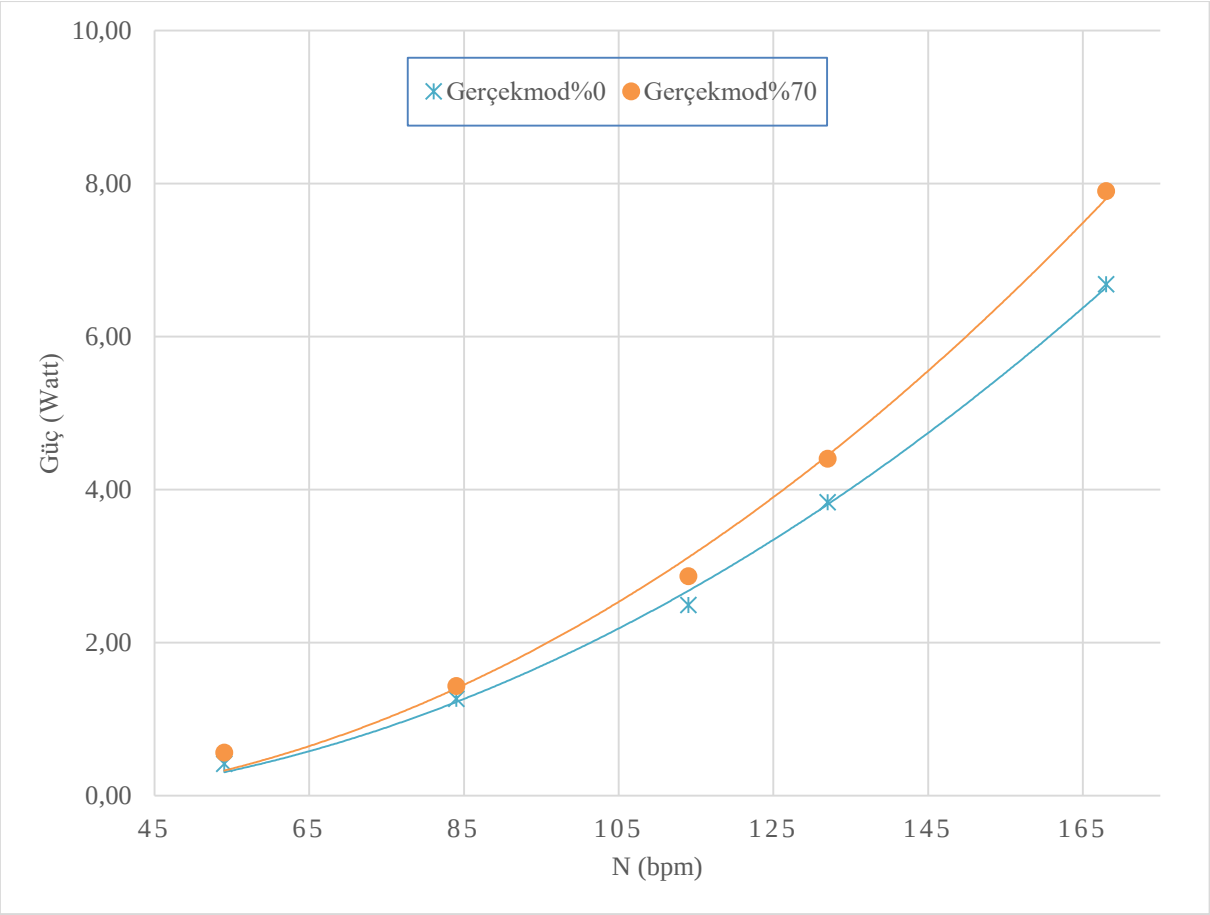
Şekil 85. Gerçek modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=8mm)

Şekil 85'te 8 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte hem gerçek daralmış model hem de gerçek daralmamış model için peristaltik pompada P_g azalmaktadır. Bu değer 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık %55 azalmıştır. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki P_g değeri daralmamış gerçek modelden daha küçüktür (Banerjee *et al.* 2003). Bu oran yaklaşık %6 civarlarındadır.



Şekil 86. Gerçek modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=8mm)

Şekil 86'da 8 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompada $P_ç$-P_g farkı artmaktadır. Daralmamış modelin pompa basınç farkı değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için yaklaşık 6 kat artmıştır. Bunun yanında tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki $P_ç$-P_g değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompada oluşan basınç farkı artmaktadır. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte $P_ç$-P_g büyüklükleri arasındaki farkta kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu fark daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %12 iken 168 bpm için %18,3 arttığı görülmüştür.

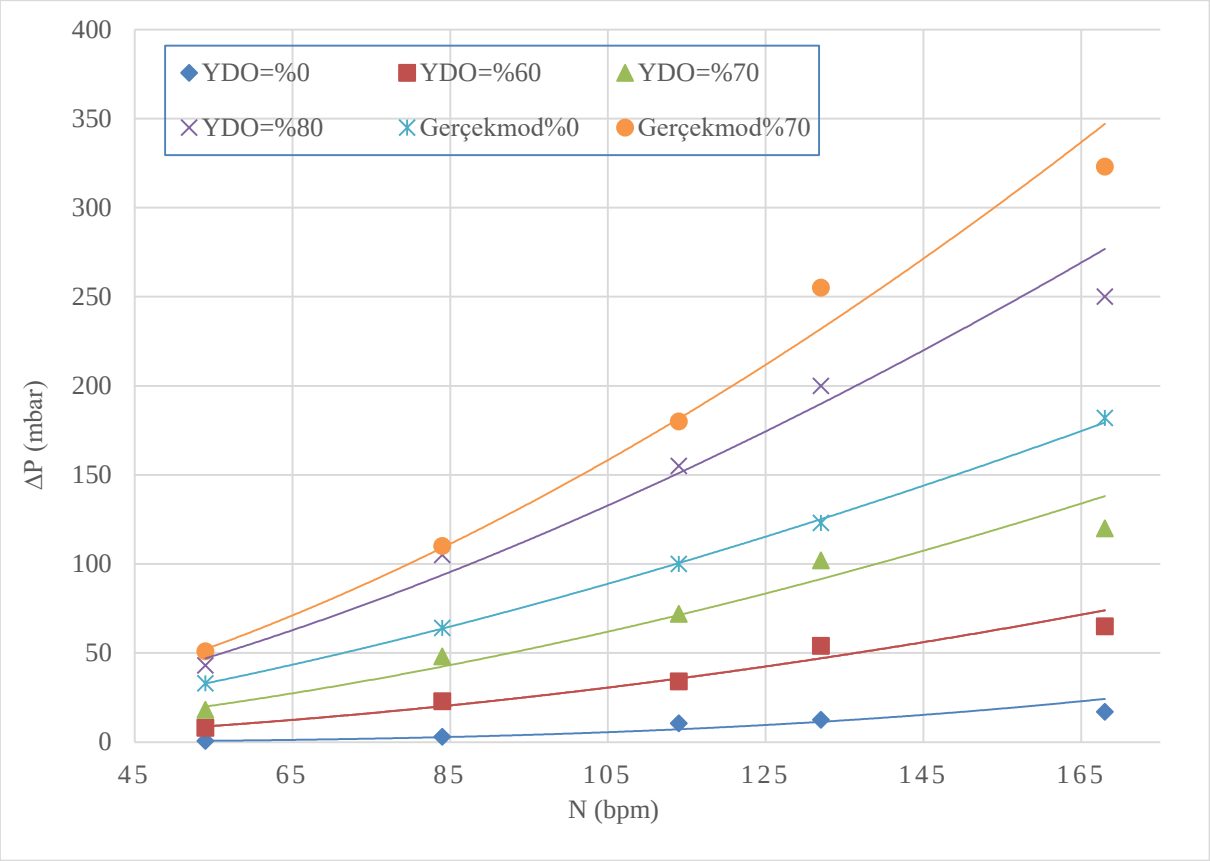


Şekil 87. Gerçek modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi (D=8mm)

Şekil 87'de 8 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, $P_ç$-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel and Cimbala 2014). Şekilde, hem daralmış hem de daralmamış model için artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. Gerçek daralmamış modelde daralmanın etkisiyle pompanın harcadığı güç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için yaklaşık 6 kat artmıştır. Bunun yanında tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki pompanın harcadığı güç değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır. Bu değerin 8 mm iç çaptaki gerçek arter modelinde 54 bpm için yaklaşık %12 iken 168 bpm için %18,3 arttığı görülmektedir.

Gerçek Model ile Simetrik Model Karşılaştırma (8 mm)

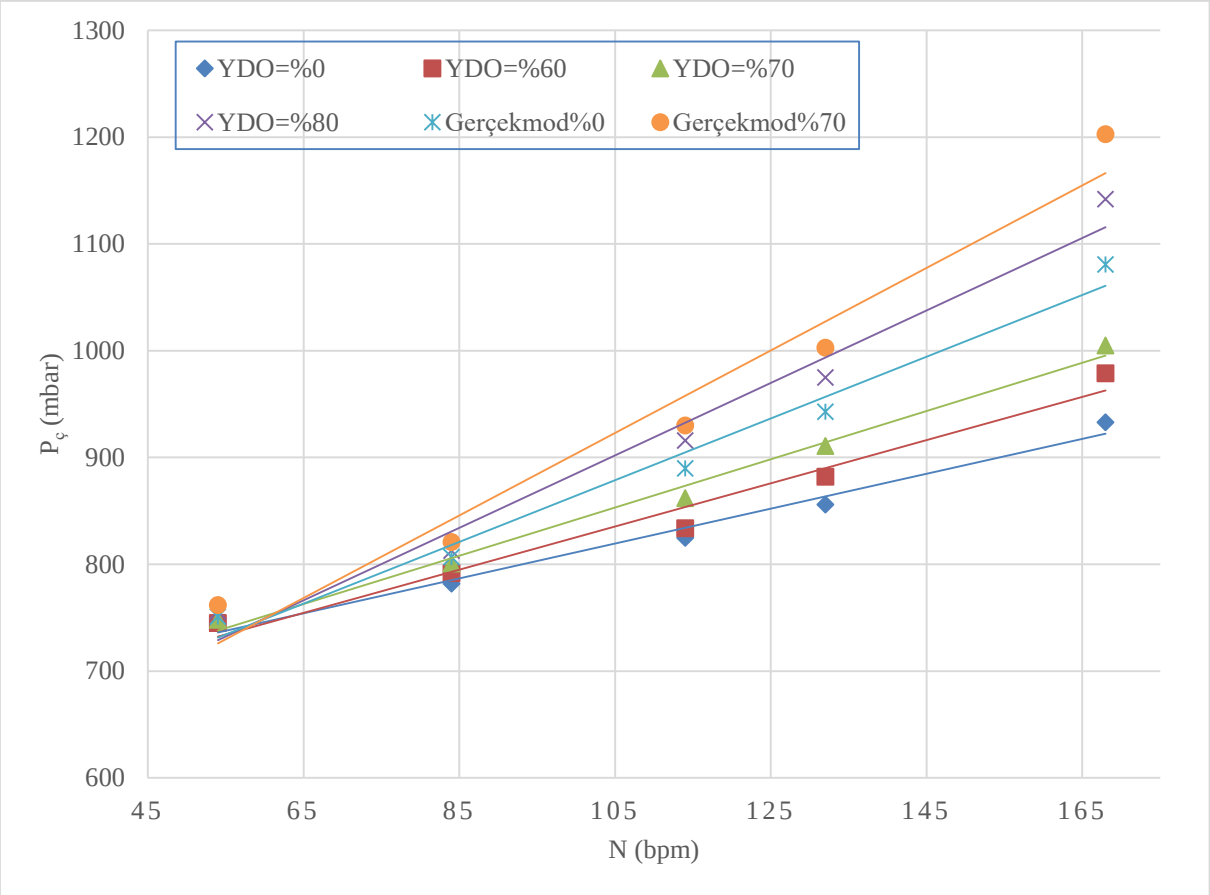
8 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak daralma oranlarında simetrik modeller ile %0 ve %70 alansal olarak daralma oranlarındaki gerçek modeller 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine grafiklenmiştir.



Şekil 88. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması (D=8mm)

Şekil 88'de klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış (%70) ve daralmamış (%0) modeli ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarına sahip 8 mm çapa sahip test bölgesindeki borunun nabız değerlerine bağlı ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan nabız değeri ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Bununla birlikte aynı nabız değerlerindeki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük nabız değerleri için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değerleriyle birlikte bu değerler arasındaki ΔP değeri gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).

Şekilde görülen bir diğer önemli husus ise daralmamış gerçek modelin ΔP değeri simetrik oluşturulan daralmamış modelden daha çok daha fazladır. Hatta bu gerçek daralmamış modelin ΔP değeri yaklaşık olarak %75 simetrik daralmış modele denk gelmektedir. Aynı şekilde daralmış gerçek modelin daralma oranı %70 olmasına rağmen bu değer simetrik daralmış modeldeki karşılığı yaklaşık %85-90 civarında olduğu tahmin edilmektedir. Bunun sebebi gerçek olmayan model simetrik bir çapa sahip olmakta iken gerçek damar modeli simetrik olmayan ve giriş kısmından çıkış kısmına kadar daralan bir çapta ilerlemesinden kaynaklanmaktadır.

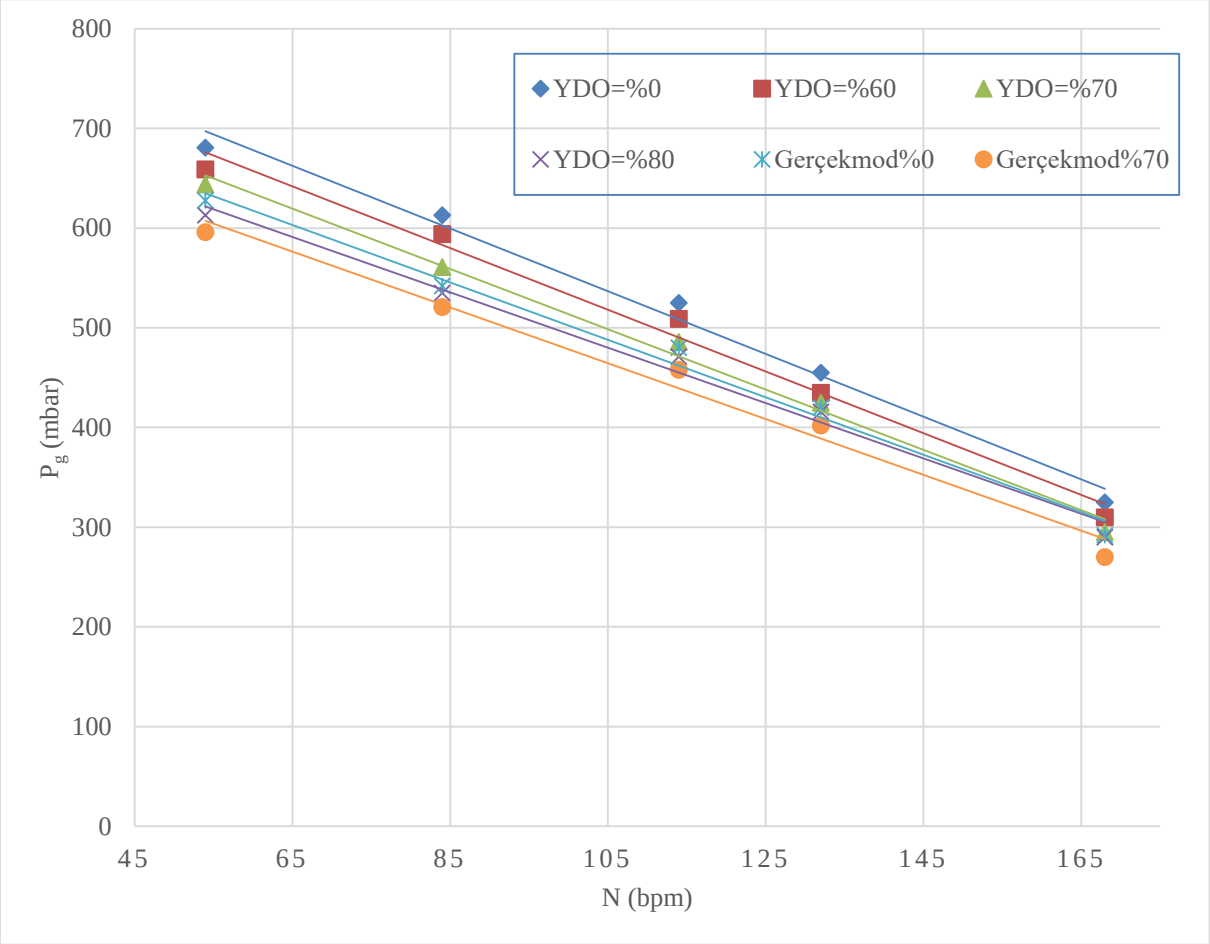


Şekil 89. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm)

Şekil 89'da test bölgesinde 8 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. Artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014). Ayrıca daralma oranı arttıkça pompa çıkış basınç büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Tüm daralma modelleri için düşük nabız değerlerinde $P_ç$ değerleri neredeyse aynı değerde

olmaktadır. Ancak artan nabız değeriyle birlikte bu modellerin $P_ç$ değerleri arasındaki fark gittikçe artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020).

Şekil 88'deki durum Şekil 89 için de geçerlidir. Şöyle ki; daralmamış gerçek modelin $P_ç$ değeri simetrik oluşturulan daralmamış modelden daha çok daha fazladır. Burada da ΔP değeri gibi daralmamış gerçek modelin $P_ç$ değeri yaklaşık olarak %75 simetrik daralmış modele denk gelmektedir. Aynı şekilde burada da daralmış gerçek modelin daralma oranı %70 olmasına rağmen bu değer simetrik daralmış modeldeki karşılığı yaklaşık %85-90 civarında olduğu tahmin edilmektedir. Yine bunun sebebi gerçek olmayan model simetrik bir çapa sahip olmakta iken gerçek damar modeli simetrik olmayan ve giriş kısmından çıkış kısmına kadar daralan bir çapta ilerlemesinden kaynaklanmaktadır.

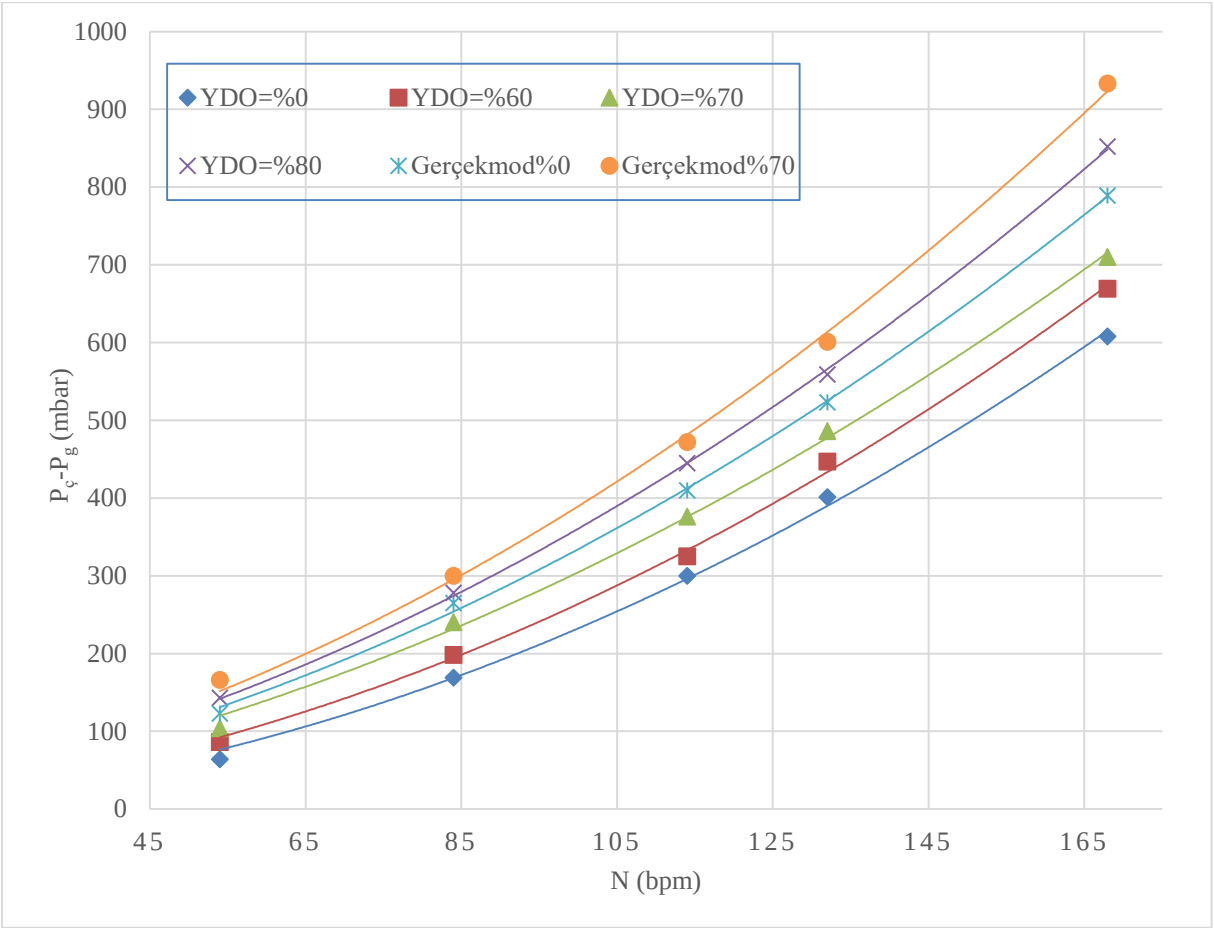


Şekil 90. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm)

Şekil 90'da test bölgesinde 8 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa girişindeki basınç azalmaktadır. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa

girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerleri için pompa giriş basınç büyüklüğünde kademeli bir azalış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003).

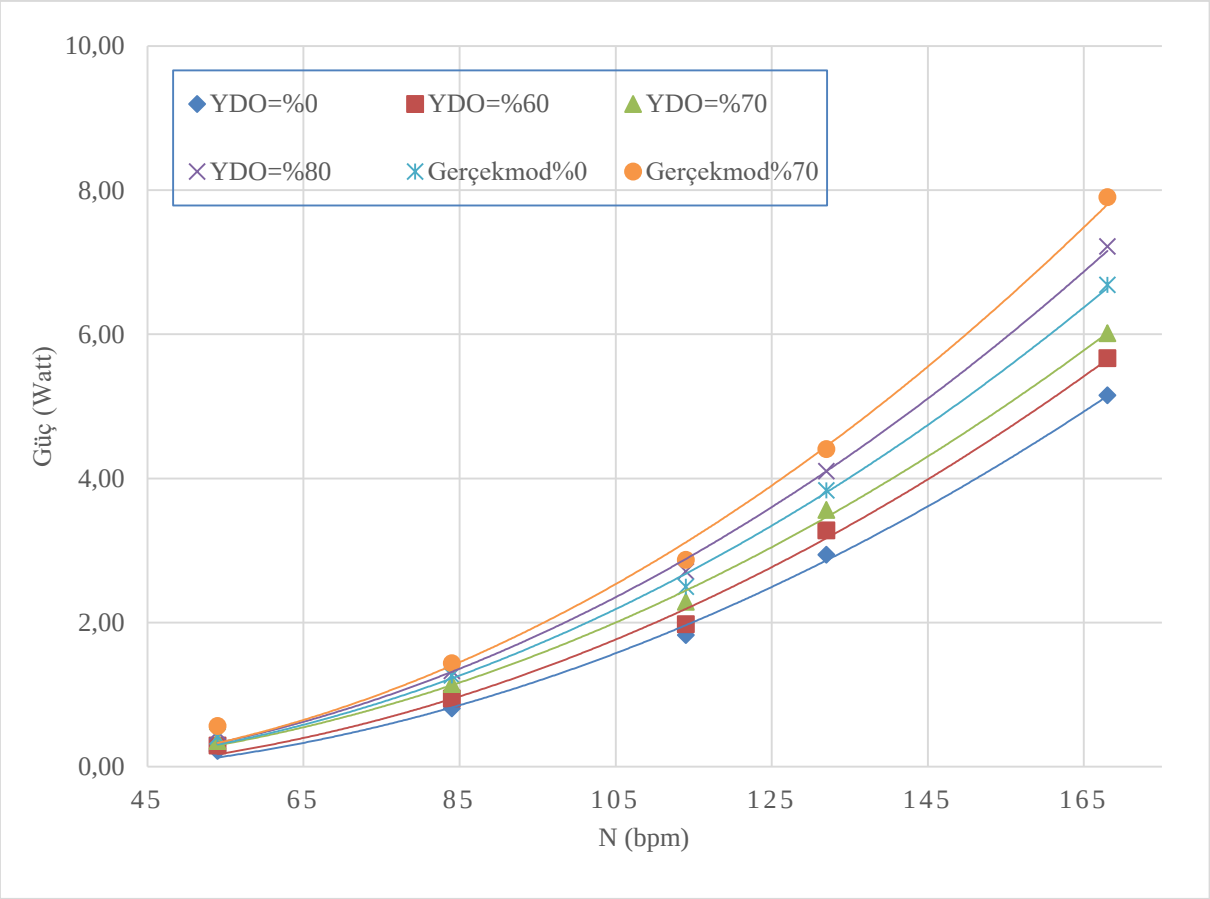
Şekilde pompa giriş basınç değeri, gerçek daralmış/daralmamış model ve simetrik daralma modelleri ile kıyaslandığında tıpkı şekil 88 ve 89'daki gibi daha büyük daralma oranları değerlerine konumlanmıştır. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %75, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %85-90 değerine konumlanmıştır.



Şekil 91. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması (D=8mm)

Şekil 91'de test bölgesinde 8 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde nabız değerinin artmasıyla hem simetrik hem de gerçek modellerdeki pompa basınç farkı artmaktadır. Ayrıca daralma oranı arttıkça pompa basınç farkı artmaktadır. Aynı daralma oranları için yine burada Şekil 88, 89 ve 90'da olduğu gibi gerçek

daralmış/daralmamış model, simetrik daralmış modellerden daha fazla basınç farkına sebep olmuştur. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %75, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %85-90 değerine konumlanmıştır.

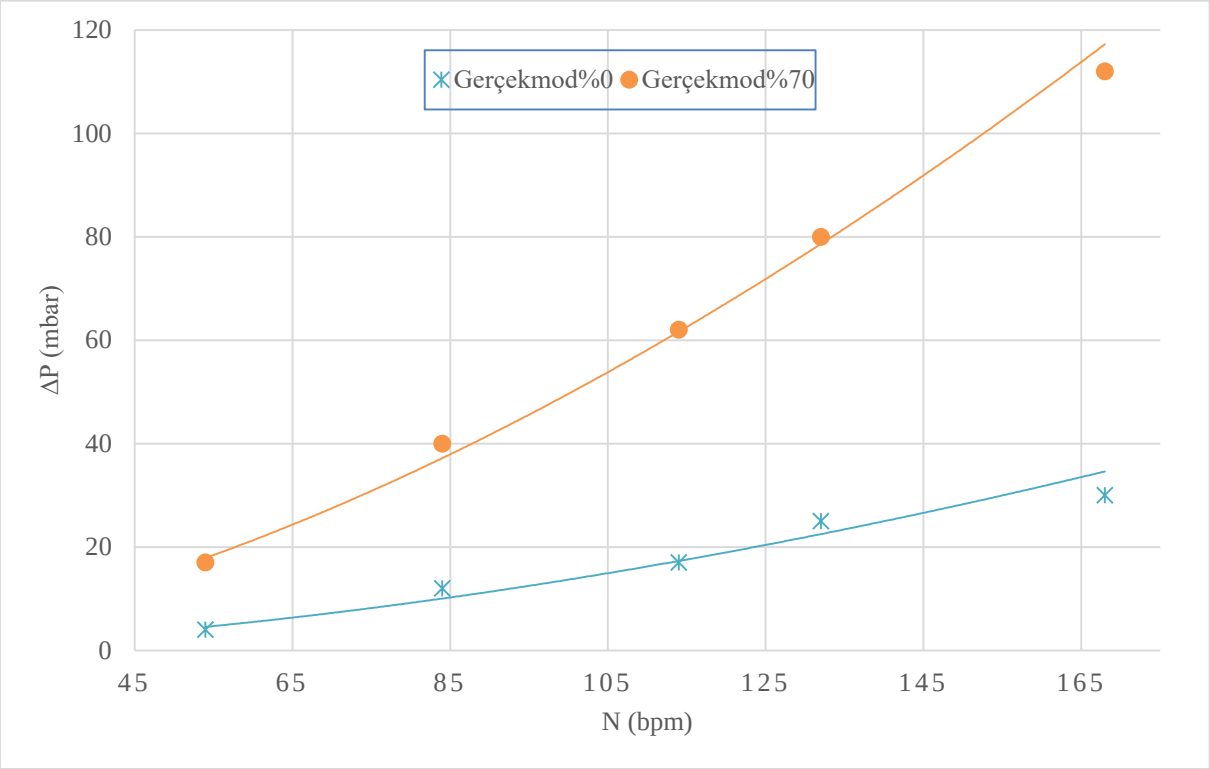


Şekil 92. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisinin karşılaştırılması (D=8mm)

Şekil 92'de test bölgesinde 8 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. Daralma oranlarına bakıldığında, düşük nabız değerlerinde pompanın harcadığı güç değerleri birbirine yakın iken artan nabız değeriyle birlikte bu değerler arasındaki fark artmaktadır. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır. Yine burada aynı daralma oranları için Şekil 88, 89, 90 ve 91'de olduğu gibi gerçek daralmış/daralmamış model, simetrik daralmış modellerden daha fazla pompa güç harcamıştır. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %75, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %85-90 değerine konumlanmıştır.

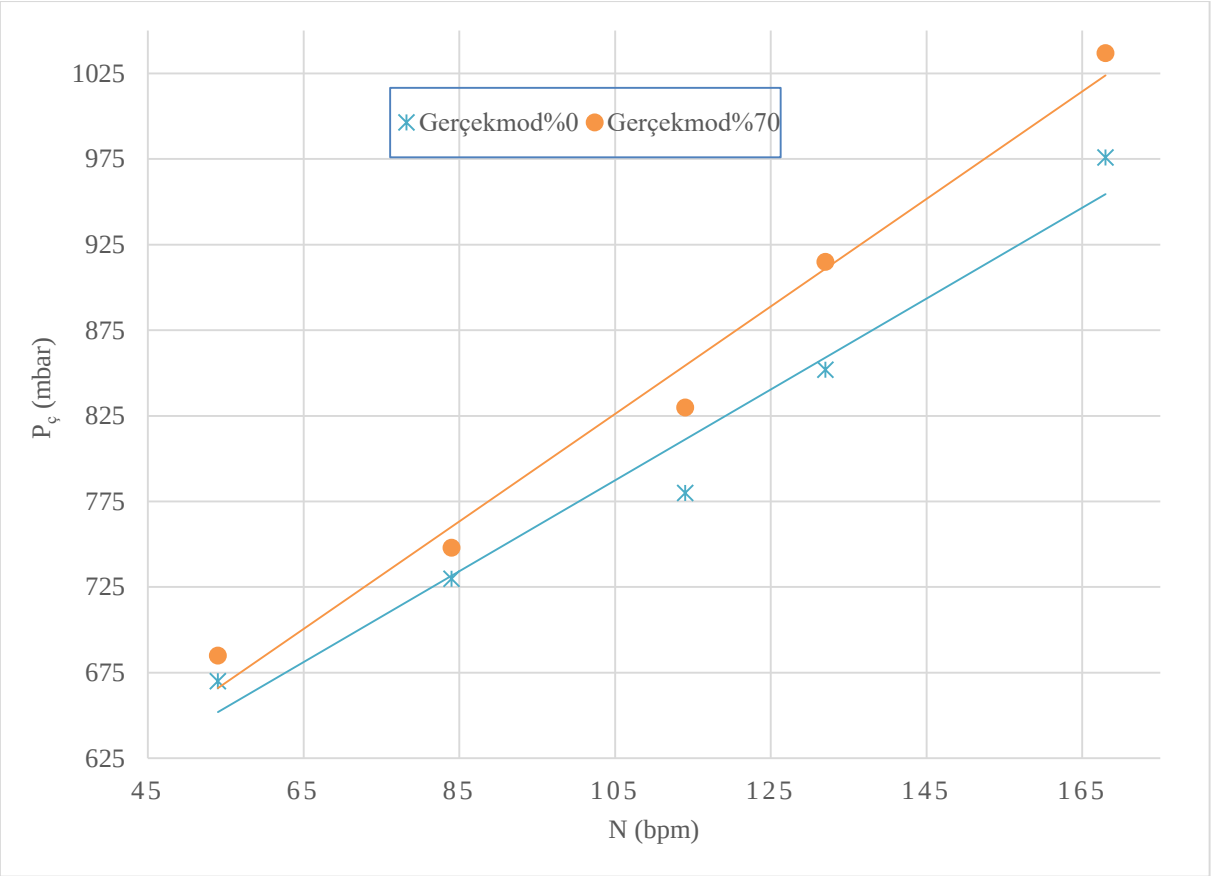
Gerçek Modeller (10 mm)

Klinik ortamdan BT görüntüsü olarak alınan %70 daralmış damar verisi katı modelleme programında üç boyutlu model hâline getirilmiştir. Bu model daha sonra giriş çapı 10 mm olacak şekilde ölçeklendirilerek üç boyutlu yazıcıda üretilmiştir. Bu model aynı zamanda daralmasız (%0) olarak olarak ta üretilmiştir. 10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği gerçek modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0 ve %70 alansal olarak daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve harcanan güç değerlerine grafiklenmiştir.



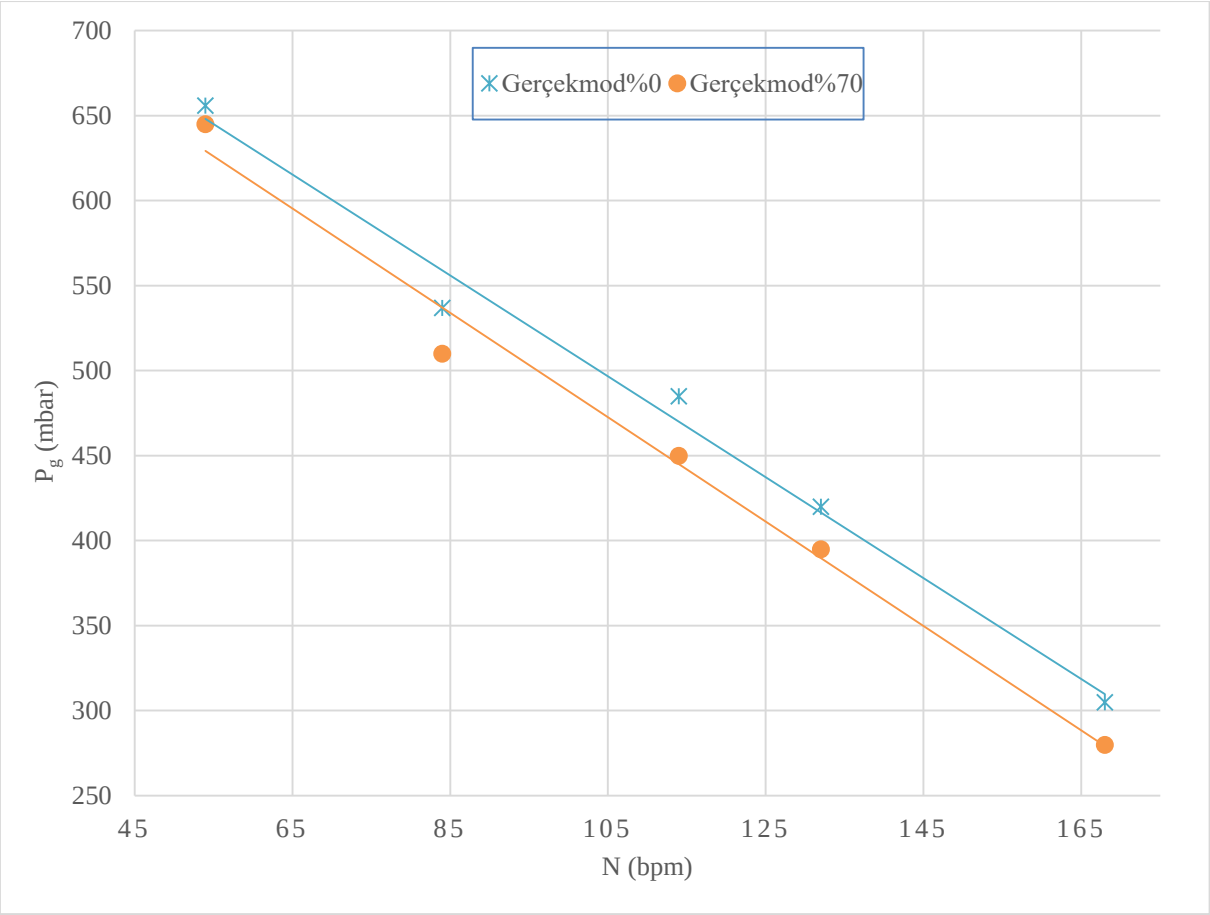
Şekil 93. Gerçek modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisi (D=10mm)

Şekil 93'te klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin ΔP üzerine etkilerinin karşılaştırması yapılmıştır. Şekilde hem daralmış hem de daralmamış modelde nabız değeri arttıkça ΔP değerleri artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki ΔP değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Bu değerler düşük nabız değerlerinde birbirine yaklaşırken artan nabız değeriyle birlikte aralarındaki farkta artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).



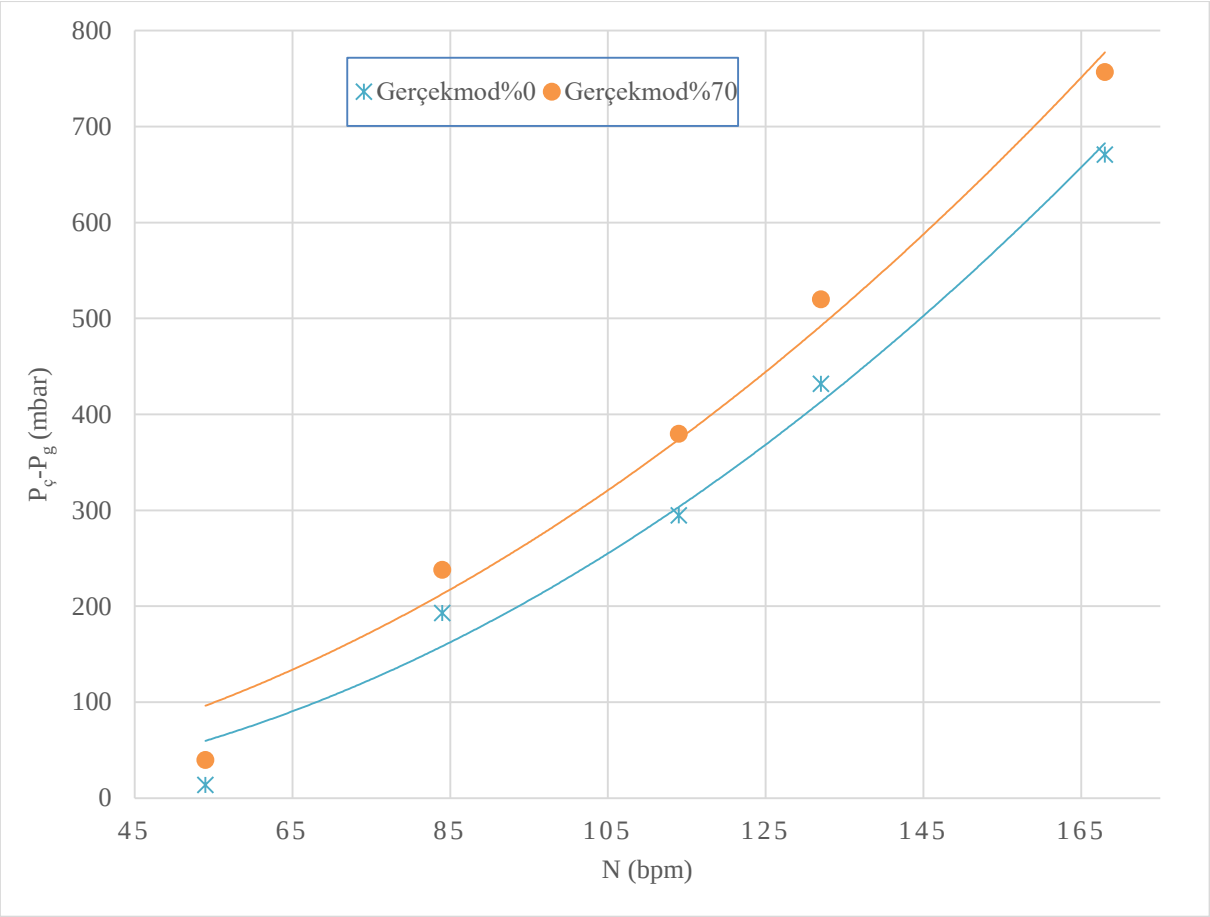
Şekil 94. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisi (D=10mm)

Şekil 94'te 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte hem gerçek daralmış model hem de gerçek daralmamış model için peristaltik pompada $P_ç$ artmaktadır (Cengel and Cimbala 2014). Gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %40'lik artış, daralmış modelde ise %51 artış gözlenmiştir. Tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki $P_ç$ değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompa çıkış basınç büyüklükleri arasındaki farkta kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020). Bu değerler daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %2 iken 168 bpm için %8 arttığı görülmüştür.



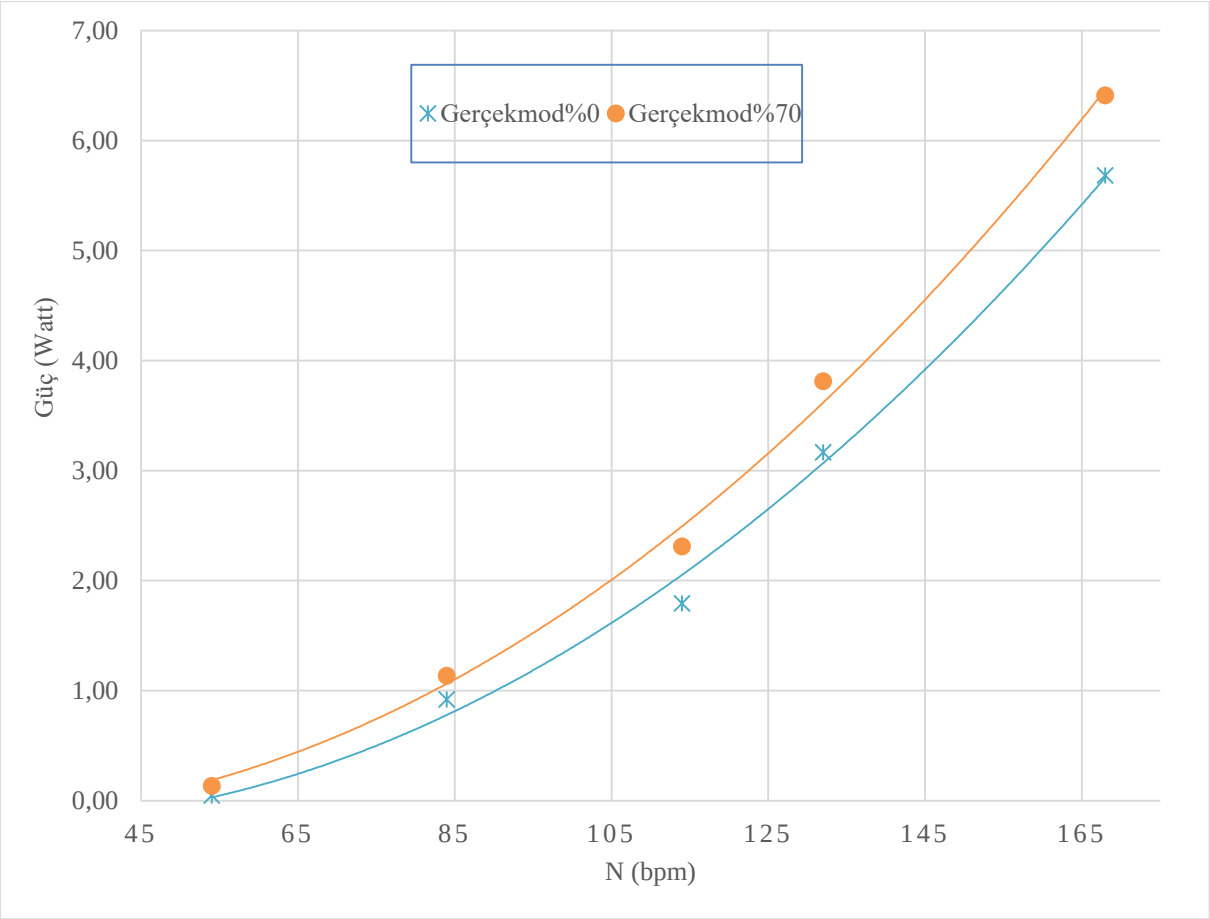
Şekil 95. Gerçek modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisi (D=10mm)

Şekil 95'te 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte hem gerçek daralmış model hem de gerçek daralmamış model için peristaltik pompada P_g azalmaktadır. Bu değer 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık %55 azalmıştır. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki P_g değeri daralmamış gerçek modelden daha küçüktür (Banerjee *et al.* 2003). Bu oran yaklaşık %6 civarlarındadır.



Şekil 96. Gerçek modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisi (D=10mm)

Şekil 96'da 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompada $P_ç$-P_g farkı artmaktadır. Daralmamış modelin pompa basınç farkı değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için yaklaşık 6 kat artmıştır. Bunun yanında tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki $P_ç$-P_g değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompada oluşan basınç farkı artmaktadır. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte $P_ç$-P_g büyüklükleri arasındaki farkta kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003). Bu fark daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,2 iken 168 bpm için %13,8 arttığı görülmüştür.

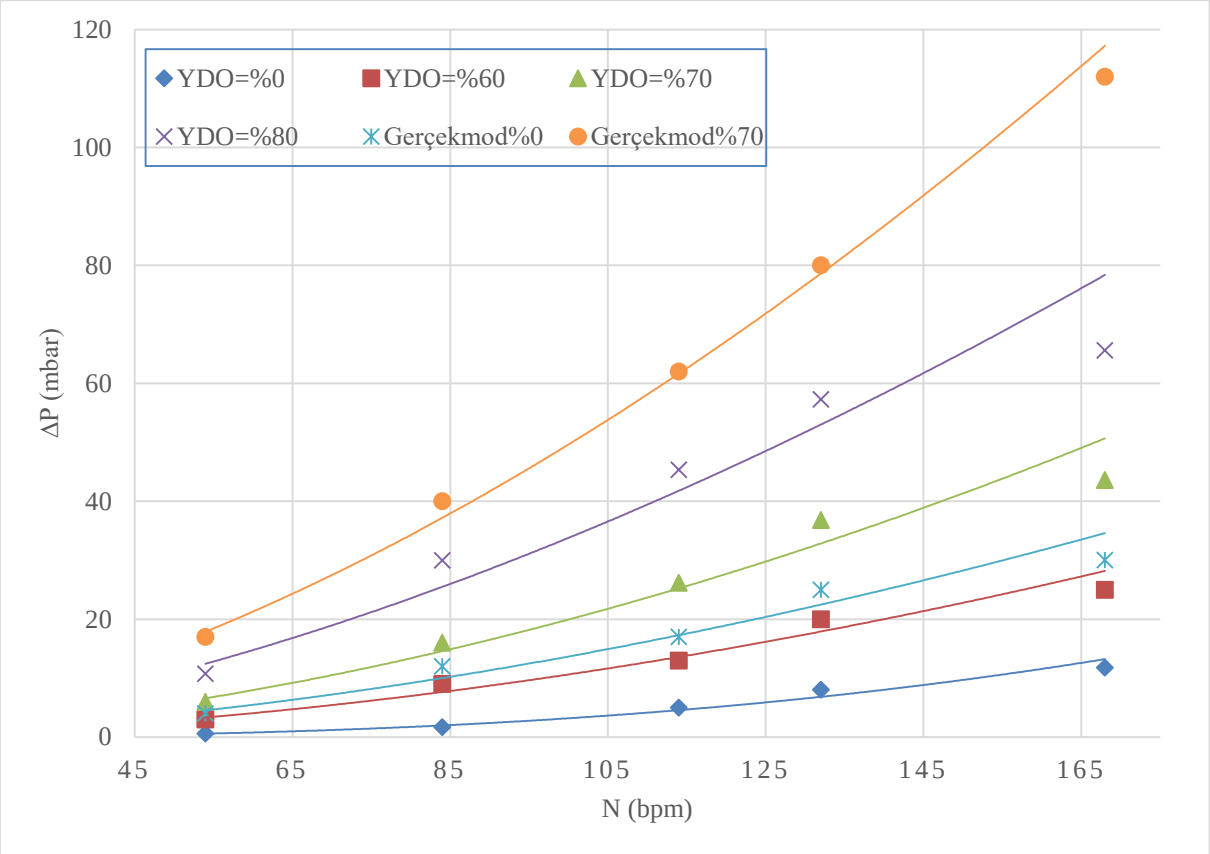


Şekil 97. Gerçek modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi (D=10mm)

Şekil 97'de 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun bulunduğu test bölgesinin klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Nabız değeri ve daralma oranından kaynaklı pompanın harcadığı güç, $P_ç$-P_g basınç farkının debiyle çarpımından elde edilmiştir (Cengel and Cimbala 2014). Şekilde, hem daralmış hem de daralmamış model için artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. Gerçek daralmamış modelde daralmanın etkisiyle pompanın harcadığı güç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için yaklaşık 6 kat artmıştır. Bunun yanında tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki pompanın harcadığı güç değeri daralmamış gerçek modelden daha büyüktür. Ayrıca daralmamış gerçek modelle daralmış gerçek model eğrisine bakıldığında, nabız değerlerindeki artışla birlikte pompada harcanan güç miktarında kademeli bir artış olduğu görülmektedir. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır. Bu değerin 10 mm iç çaptaki gerçek arter modelinde 54 bpm için yaklaşık %9,2 iken 168 bpm için %13,8 arttığı görülmektedir.

Gerçek Model ile Simetrik Model Karşılaştırma (10 mm)

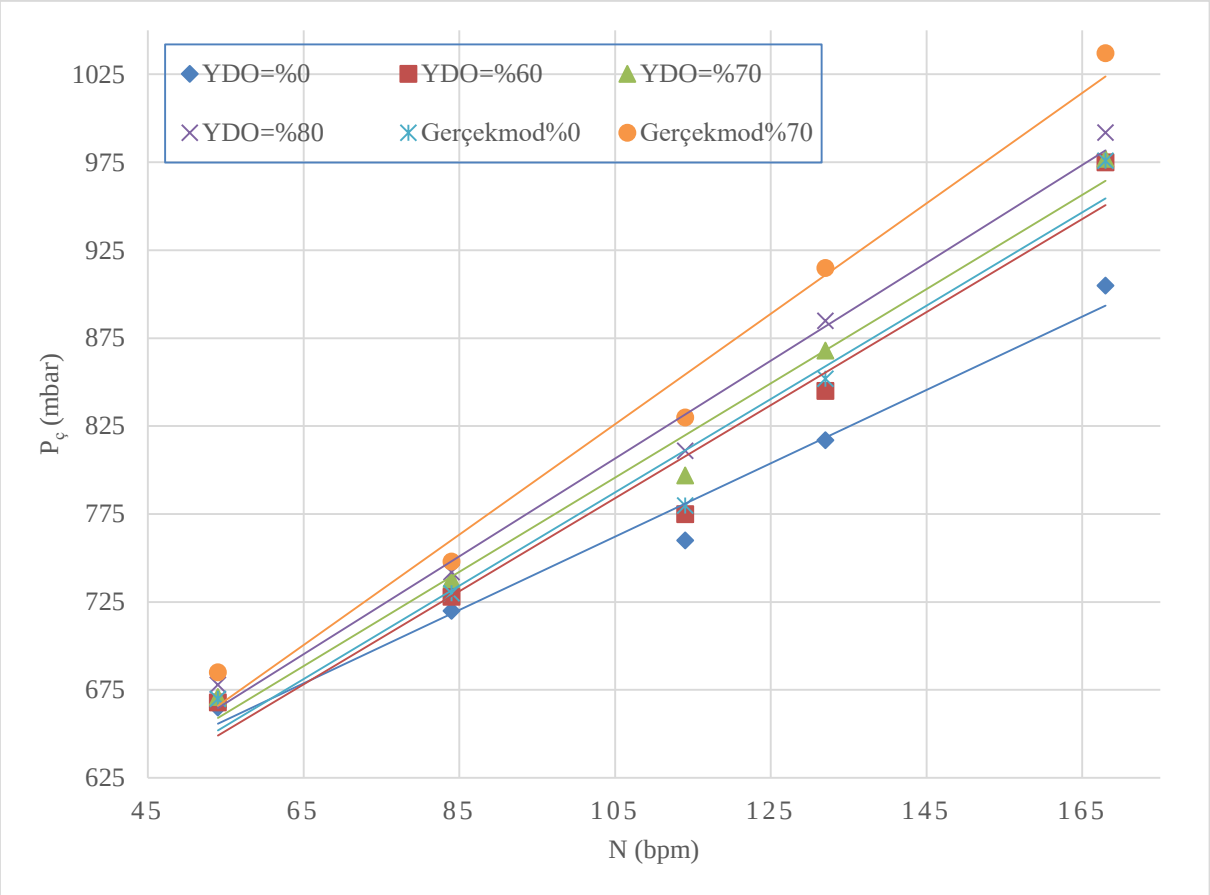
10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak daralma oranlarında simetrik modeller ile %0 ve %70 alansal olarak daralma oranlarındaki gerçek modeller 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde deneysel sonuçlar karşılaştırılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek değişen nabız değerlerinin ΔP, P_g, $P_ç$, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine grafiklenmiştir.



Şekil 98. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması (D=10mm)

Şekil 98'de klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış (%70) ve daralmamış (%0) modeli ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarına sahip 10 mm çapa sahip test bölgesindeki borunun nabız değerlerine bağlı ΔP üzerine etkisi gösterilmiştir. Artan nabız değeri ile birlikte test bölgesindeki ΔP artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Bununla birlikte aynı nabız değerlerindeki daralma oranları kıyaslandığında, daralma oranı arttıkça ΔP değerinin arttığı görülmüştür. Ayrıca düşük nabız değerleri için farklı daralma oranlarında ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değerleriyle birlikte bu değerler arasındaki ΔP değeri gittikçe artmaktadır. Bu durum damarlarda daralma miktarı arttıkça daralma ön ve arkasındaki basınç miktarları arasındaki farkın arttığını ve artan eforla birlikte bu miktarın daha da yükseldiğini göstermektedir (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).

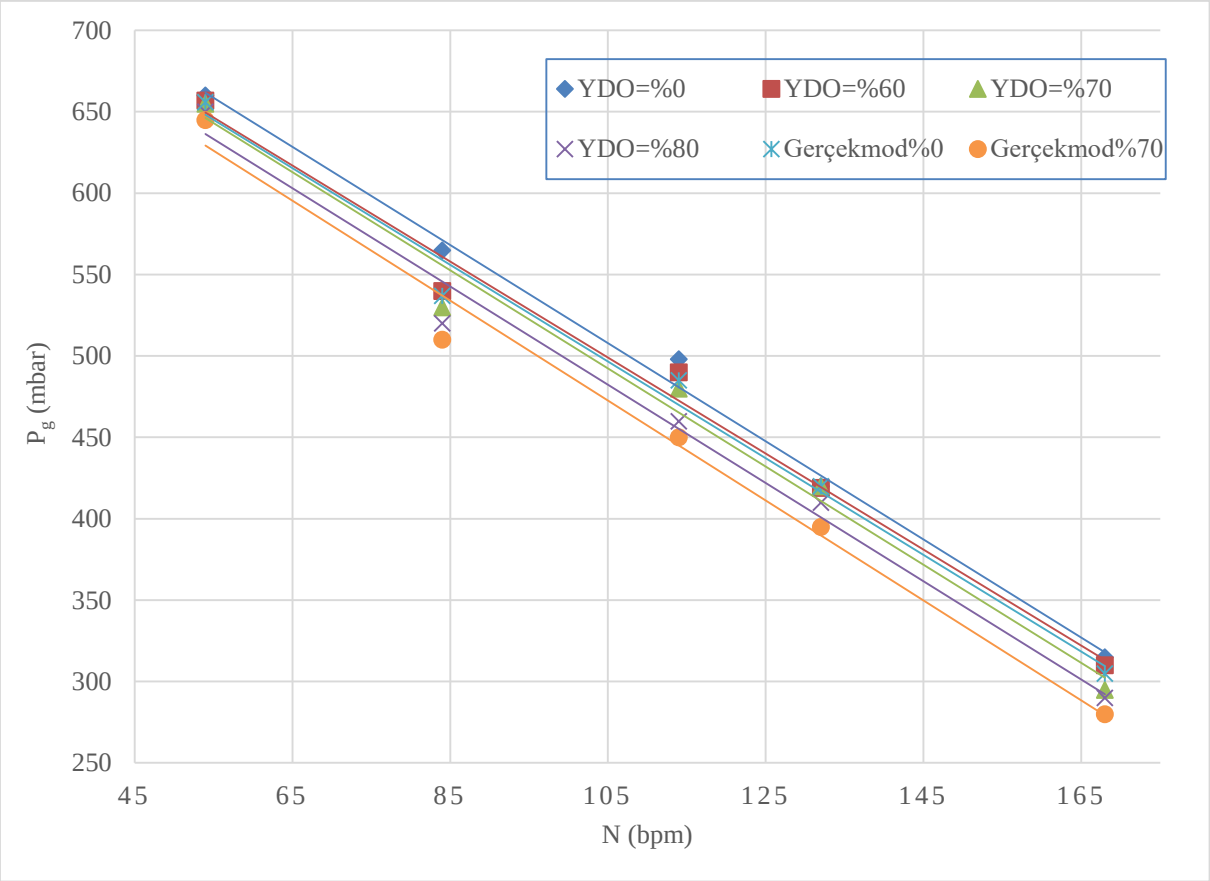
Şekilde görülen bir diğer önemli husus ise daralmamış gerçek modelin ΔP değeri simetrik oluşturulan daralmamış modelden daha çok daha fazladır. Hatta bu gerçek daralmamış modelin ΔP değeri yaklaşık olarak %63 simetrik daralmış modele denk gelmektedir. Aynı şekilde daralmış gerçek modelin daralma oranı %70 olmasına rağmen bu değer simetrik daralmış modeldeki karşılığı yaklaşık %90-95 civarında olduğu tahmin edilmektedir. Bunun sebebi gerçek olmayan model simetrik bir çapa sahip olmakta iken gerçek damar modeli simetrik olmayan ve giriş kısmından çıkış kısmına kadar daralan bir çapta ilerlemesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 99. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm)

Şekil 99'da test bölgesinde 10 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. Artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014). Ayrıca daralma oranı arttıkça pompa çıkış basınç büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020).

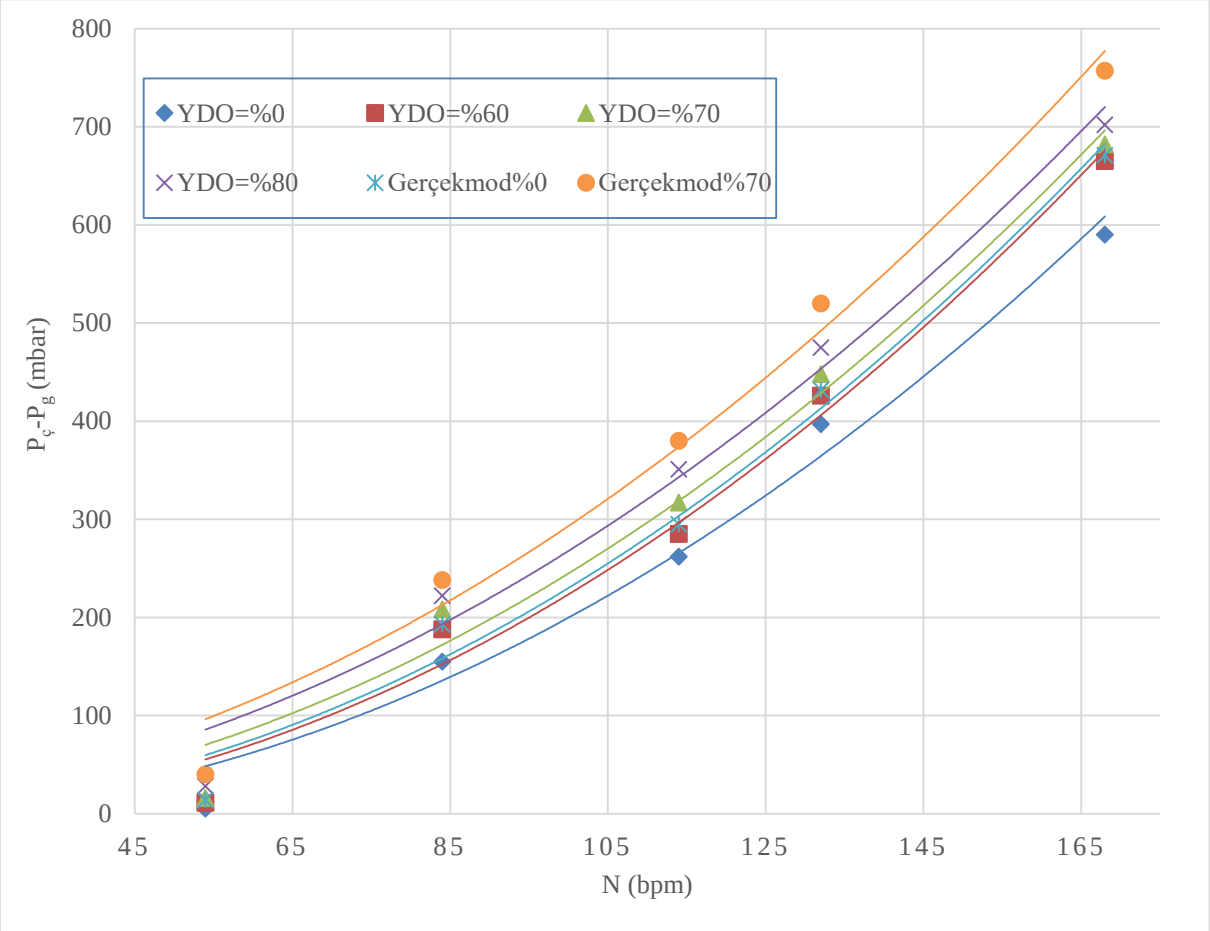
Şekil 98'deki durum Şekil 99 için de geçerlidir. Şöyle ki; daralmamış gerçek modelin $P_ç$ değeri simetrik oluşturulan daralmamış modelden daha çok daha fazladır. Burada da ΔP değeri gibi daralmamış gerçek modelin $P_ç$ değeri yaklaşık olarak simetrik olarak %63 daralmış modele denk gelmektedir. Aynı şekilde burada da daralmış gerçek modelin daralma oranı %70 olmasına rağmen bu değer simetrik daralmış modeldeki karşılığı yaklaşık %90-95 civarında olduğu tahmin edilmektedir. Yine bunun sebebi gerçek olmayan model simetrik bir çapa sahip olmakta iken gerçek damar modeli simetrik olmayan ve giriş kısmından çıkış kısmına kadar daralan bir çapta ilerlemesinden kaynaklanmaktadır.



Şekil 100. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm)

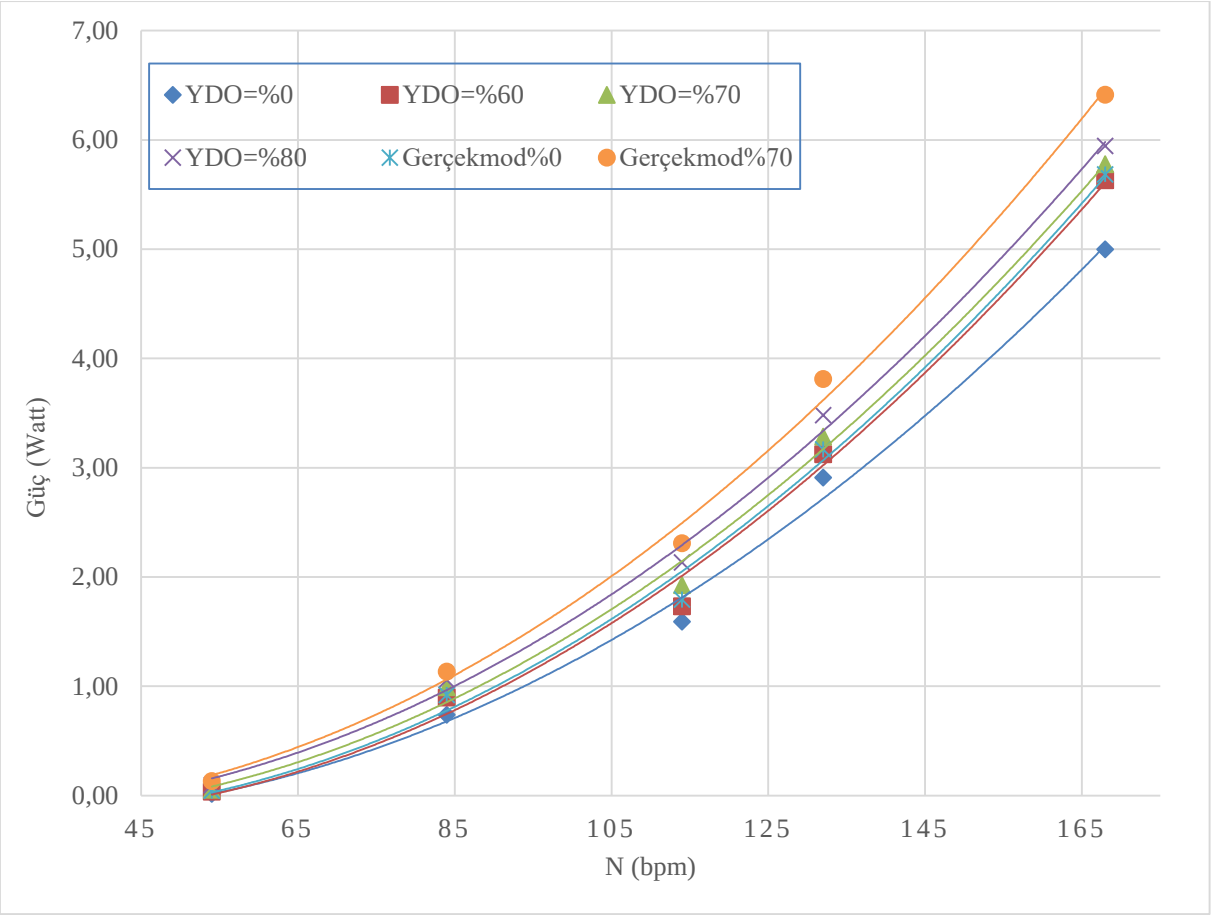
Şekil 100'de test bölgesinde 10 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa girişindeki basınç azalmaktadır. Yani artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca %0 daralma oranına sahip bir arterden %80 daralma oranlı artere kadar tüm nabız değerleri için pompa giriş basınç büyüklüğünde kademeli bir azalış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003).

Şekilde pompa giriş basınç değeri, gerçek daralmış/daralmamış model ve simetrik daralma modelleri ile kıyaslandığında tıpkı Şekil 98 ve 99'daki gibi daha büyük daralma oranları değerlerine konumlanmıştır. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %63, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %90-95 değerine konumlanmıştır.



Şekil 101. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması (D=10mm)

Şekil 101'de test bölgesinde 10 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompa basınç farkı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde nabız değerinin artmasıyla hem simetrik hem de gerçek modellerdeki pompa basınç farkı artmaktadır. Ayrıca daralma oranı arttıkça pompa basınç farkı artmaktadır. Aynı daralma oranları için yine burada Şekil 98, 99 ve 100'de olduğu gibi gerçek daralmış/daralmamış model, simetrik daralmış modellerden daha fazla basınç farkına sebep olmuştur. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %63, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %90-95 değerine konumlanmıştır.



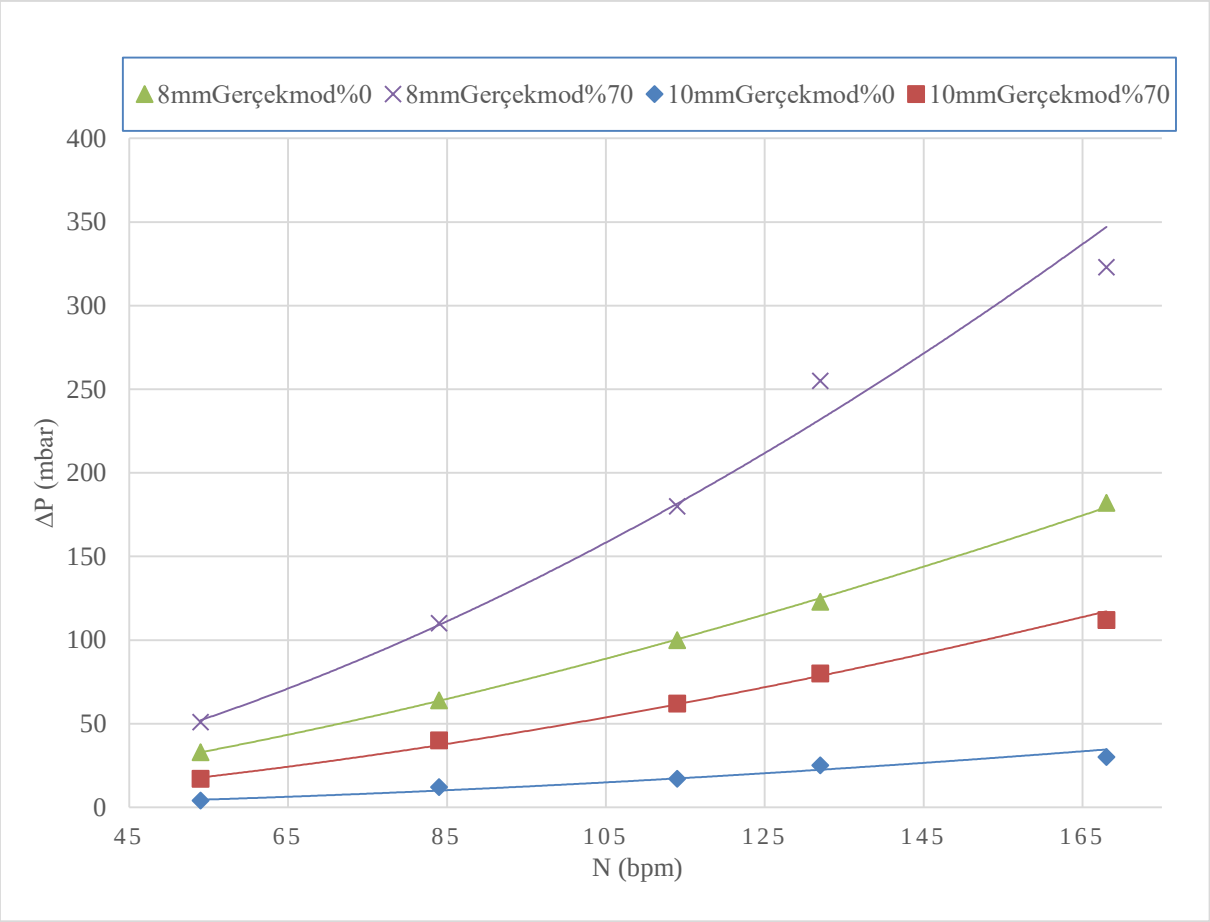
Şekil 102. Gerçek ve simetrik modelde nabız değerinin pompanın harcadığı güce etkisinin karşılaştırılması (D=10mm)

Şekil 102'de test bölgesinde 10 mm çapa sahip gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış modelleri ile %0, %60, %70 ve %80 alansal olarak simetrik daralma oranlarındaki borunun, peristaltik pompada nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompanın harcadığı güç miktarı da artmaktadır. Daralma oranlarına bakıldığında, düşük nabız değerlerinde pompanın harcadığı güç değerleri birbirine yakın iken artan nabız değeriyle birlikte bu değerler arasındaki fark artmaktadır. Bunun sebebi, borudaki daralmanın oluşturduğu basınç farkını yenmek için pompa daha çok güç harcayacak olmasıdır. Yine burada aynı daralma oranları için Şekil 98, 99, 100 ve 101'de olduğu gibi gerçek daralmış/daralmamış model, simetrik daralmış modellerden daha fazla pompa güç harcamıştır. Burada daralmamış gerçek model, simetrik modelde yaklaşık %63, daralmış gerçek model ise simetrik modelde yaklaşık olarak %90-95 değerine konumlanmıştır.

Gerçek Modellerin Karşılaştırılması

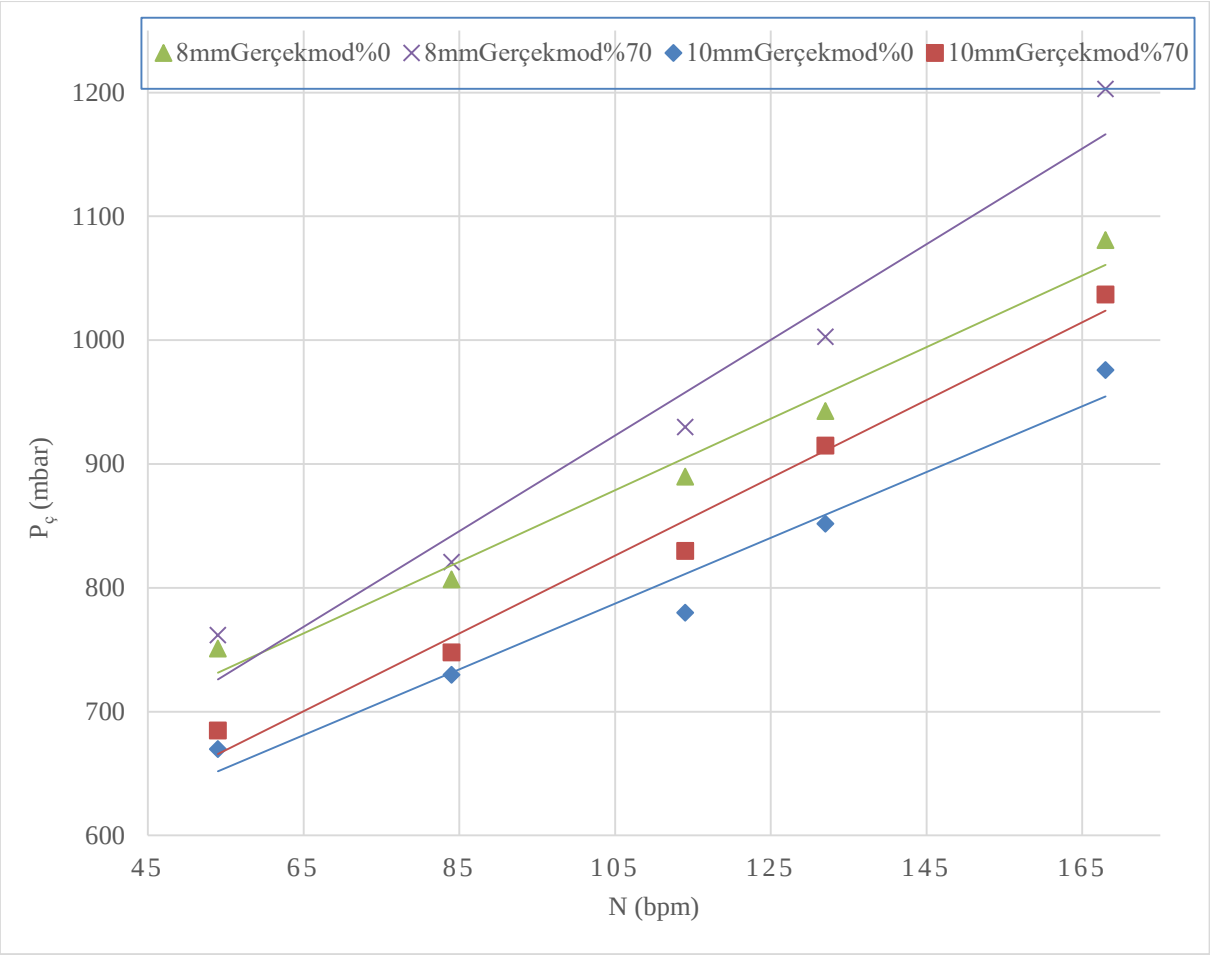
8 ve 10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği gerçek modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde, %0 ve %70 alansal olarak daralma oranlarında deneyler yapılmıştır.

Deneysel veriler analiz edilerek her iki daralma oranı ve çap için değişen nabız değerlerinin ΔP, $P_ç$, P_g, $P_ç$-P_g ve güç değerlerine etkisi 8 ve 10 mm çaplar için gerçek modellerde karşılaştırma yapılarak grafiklenmiştir.



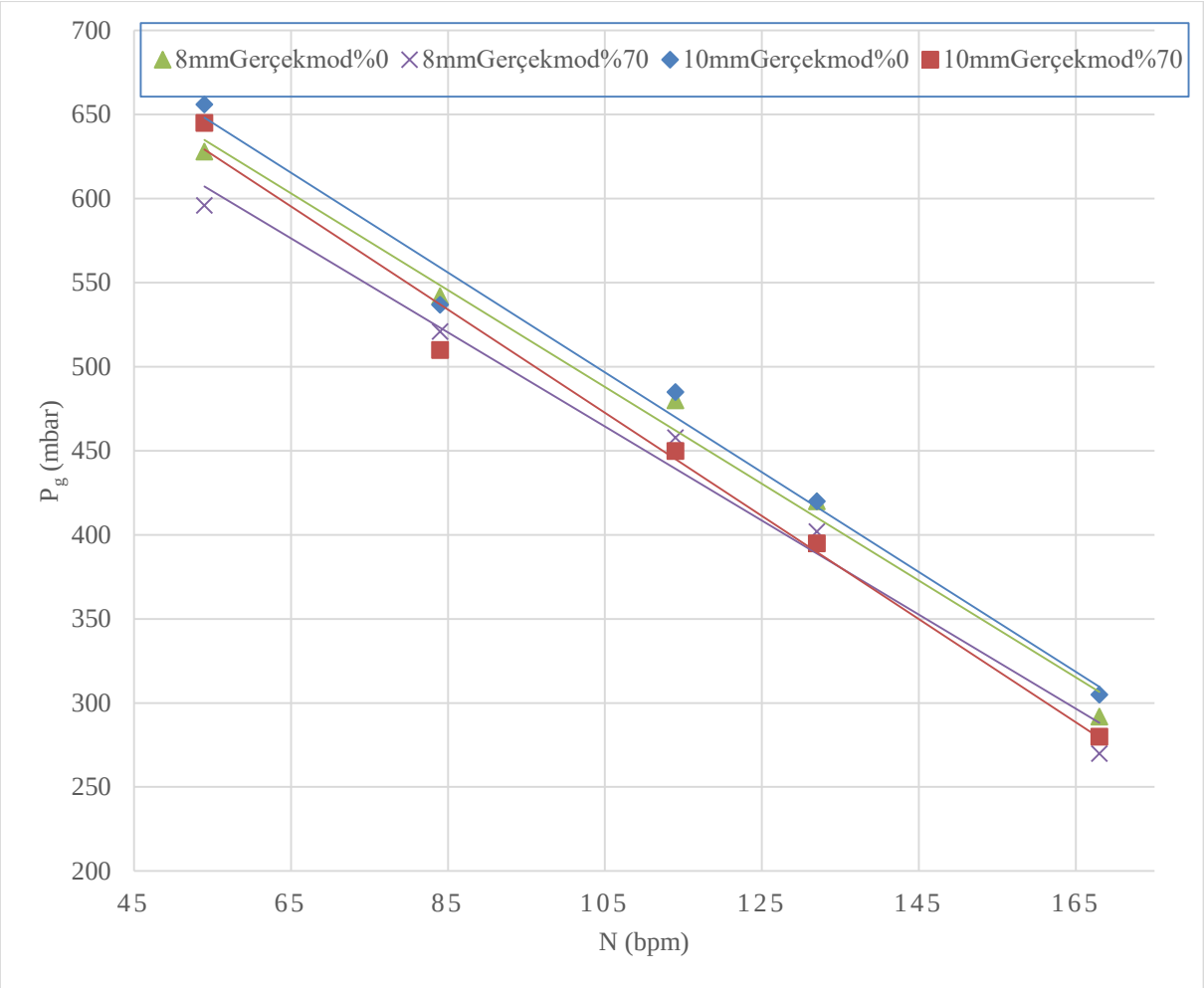
Şekil 103. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin basınç düşümüne etkisinin karşılaştırılması

Şekil 103'te klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin ΔP üzerine etkilerinin karşılaştırması yapılmıştır. Şekilde hem daralmış hem de daralmamış gerçek modeller için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda ΔP değeri artmakta ve her iki hortum çapı için de daralma oranı arttıkça ΔP değerleri artmaktadır (Hoskins and Lawford 2017). Ayrıca tüm daralma oranları için aynı nabız değerinde boru çapının artması ΔP değerinin azalmasına sebep olmuştur (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Bunun sebebi çap küçülürken sürtünmenin artması boruda ilave direnç oluşturmakta ve bu da ΔP değerinin artmasına neden olmaktadır. Bunun yanında düşük nabız değerleri için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlardaki akışkanın ΔP değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değeri ile birlikte bu değerler arasındaki ΔP farkı gittikçe artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).



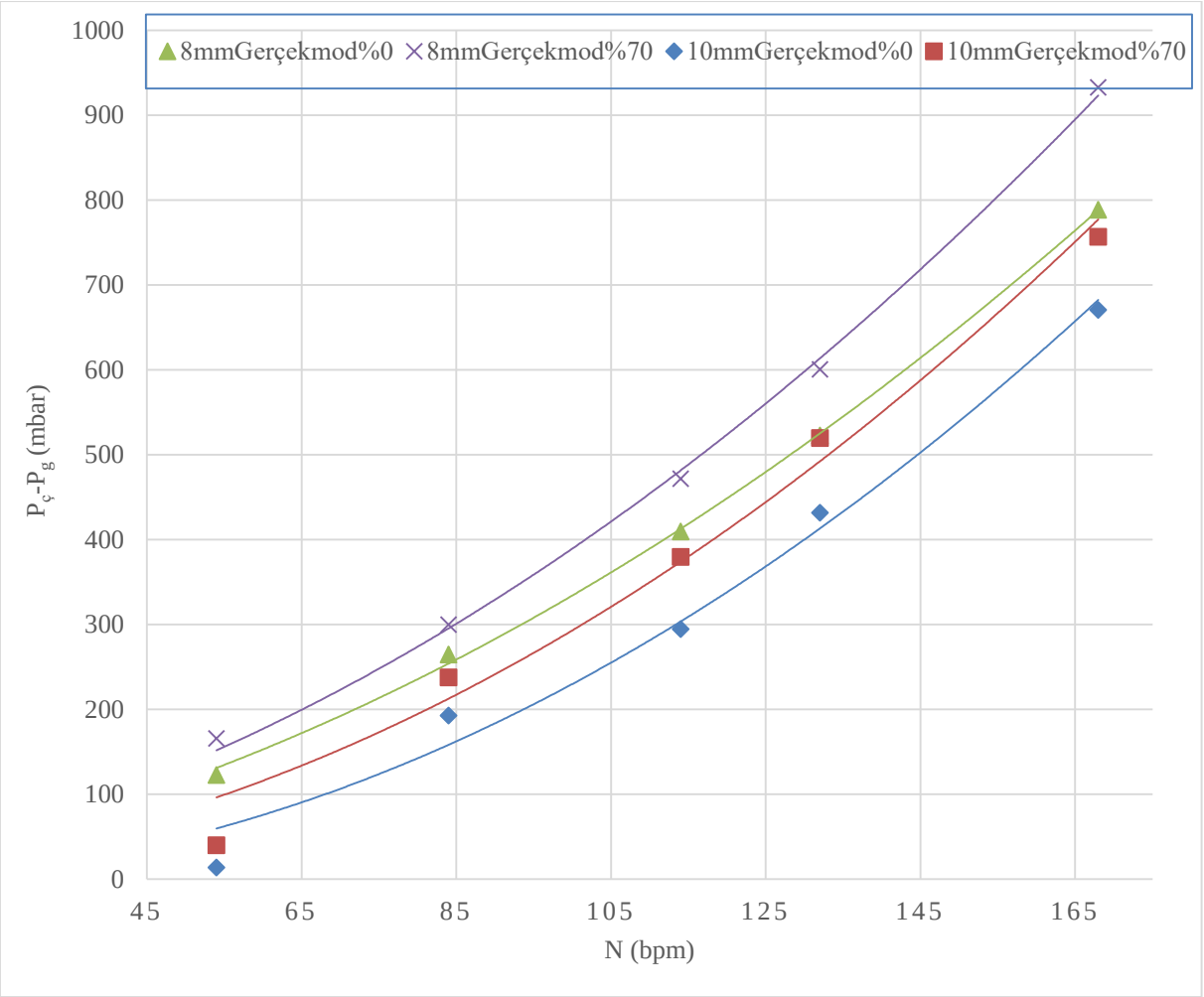
Şekil 104. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa çıkış basıncına etkisinin karşılaştırılması

Şekil 104'te klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada çıkış basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompa çıkışındaki basınç artmaktadır. Artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014). Ayrıca daralma oranı arttıkça pompa çıkış basınç büyüklüğünde kademeli bir artış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020). 8 mm çapa sahip modeller için düşük nabız değerlerinde $P_ç$ değerleri neredeyse aynı değerde olmaktadır. Aynı durum 10 mm çapa sahip modeller için de geçerlidir. Ancak artan nabız değeriyle birlikte bu modellerin $P_ç$ değerleri arasındaki fark gittikçe artmaktadır.



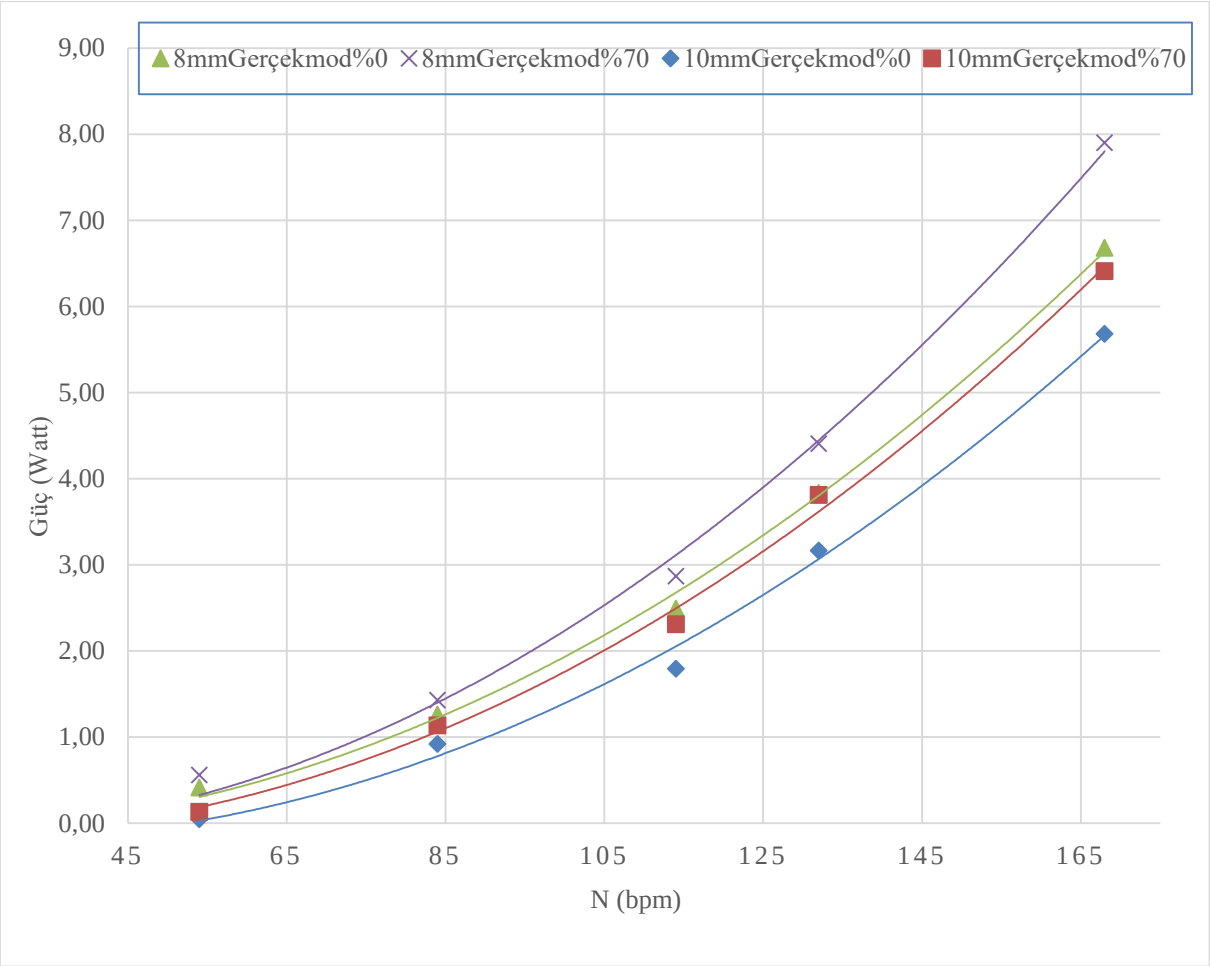
Şekil 105. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa giriş basıncına etkisinin karşılaştırılması

Şekil 105'te klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada giriş basıncı üzerine etkisi gösterilmiştir. Şekilde, artan nabız değerleriyle birlikte peristaltik pompada P_g azalmaktadır. Yani artan pompa debisi ve buna bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa girişinde basınç azalmaktadır. Bu durum peristaltik pompalarda debi artışıyla, giriş yani emme basıncının azalmasına sebep olmaktadır. Ayrıca tüm nabız değerlerinde daralmış gerçek modeldeki P_g değeri daralmamış gerçek modelden daha küçüktür (Banerjee *et al.* 2003). Her iki çap için de daralma oranı arttıkça P_g büyüklüğünde bir azalış olduğu görülmektedir (Banerjee *et al.* 2003; Pandey *et al.* 2020).



Şekil 106. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerinin pompa basınç farkına etkisinin karşılaştırılması

Şekil 106'da klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada basınç farkı değeri üzerine etkilerinin karşılaştırması yapılmıştır. Şekilde hem daralmış hem de daralmamış gerçek modeller için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda $P_ç$-P_g değeri artmıştır. Her iki hortum çapı için daralma oranı arttıkça $P_ç$-P_g değeri artmaktadır. Ayrıca tüm daralma oranları için aynı nabız değerinde boru çapının artması $P_ç$-P_g değerinin azalmasına sebep olmuştur (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Bunun nedeni çap küçülürken sürtünmenin artması boruda ilave direnç oluşturmakta ve bu da $P_ç$-P_g değerinin artmasına neden olmaktadır. Düşük daralma oranları için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumun pompada oluşturduğu $P_ç$-P_g değerleri birbirlerine yakın iken artan daralma oranı ile birlikte bu değerler arasındaki $P_ç$-P_g farkı gittikçe artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003).



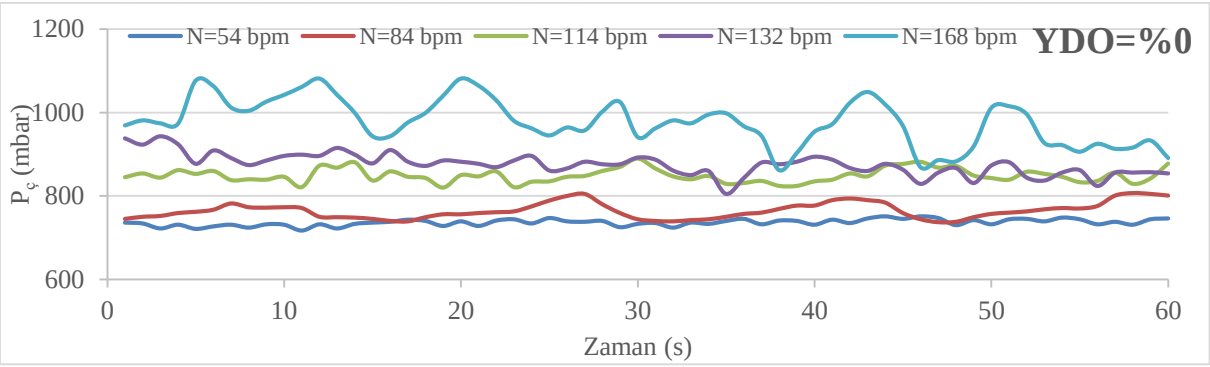
Şekil 107. D=8 mm ve D=10 mm çaplı gerçek modellerin nabız değerlerinin pompanın harcadığı güç üzerine etkisinin karşılaştırılması

Şekil 107'de klinik ortamdan alınan gerçek damar modelinin daralmış ve daralmamış durumları için test bölgesindeki 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumdaki akışta nabız değerlerinin peristaltik pompada harcanan güç miktarı üzerine etkilerinin karşılaştırmaları yapılmıştır. Şekilde tüm daralma oranları için artan nabız değeriyle birlikte hem 8 mm hem de 10 mm çaplarda pompanın harcadığı güç değeri artmaktadır. Her iki hortum çapı için daralma oranı arttıkça pompanın harcadığı güç değerleri artmaktadır. Şekilde görüldüğü üzere hortum çapındaki azalma daha çok basınç farkına, dolaysıyla daha çok güç harcanmasına sebep olacaktır. (Cengel and Cimbala 2014). Bunun nedeni çap küçülürken sürtünmenin artması boruda ilave direnç oluşturmakta ve bu da harcanan güç değerinin artmasına neden olmaktadır. Bunun yanında düşük nabız değerleri için 8 mm ve 10 mm iç çapa sahip silikon hortumlara karşılık gelen pompanın harcadığı güç değerleri birbirlerine yakın iken artan nabız değeri ile birlikte bu değerler arasındaki harcanan güç miktarları gittikçe artmaktadır. Ayrıca küçük daralma oranlarında 8 mm ve 10 mm çaplar arasında pompanın harcadığı güç bakımından çok az fark varken, büyük daralma oranlarında bu fark artmaktadır (Banerjee *et al.* 2003).

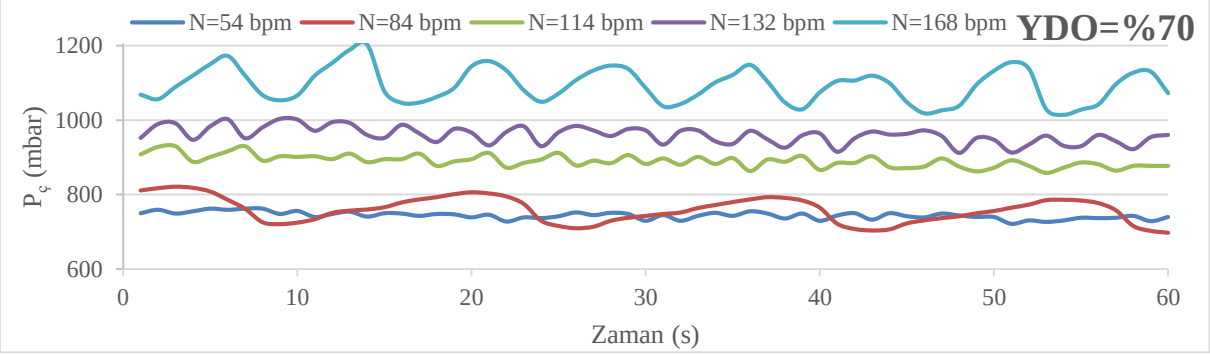
Gerçek Modelde Pompa Çıkış Basıncı ve Genlikleri

8 ve 10 mm çaplı silikon hortumun yerleştirildiği gerçek modellerle 54, 84, 114, 132 ve 168 bpm değerlerinde ve %0 ve %70 daralma oranlarında deneyler yapılmıştır. Deneysel veriler analiz edilerek her bir daralma oranı için değişen nabız değerlerinde 8 ve 10 mm çaplar için peristaltik pompa çıkış basınçlarının zamanla değişimleri grafiklenmiştir.

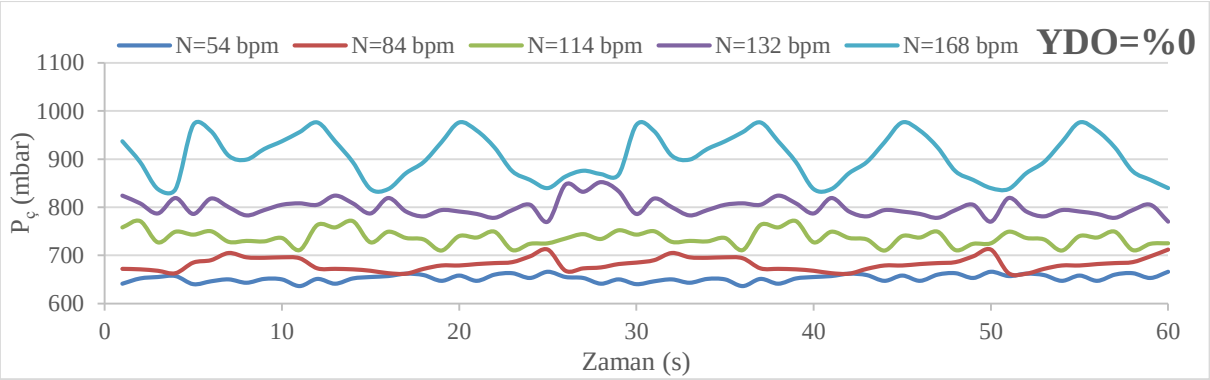
Şekil 108, 109, 110 ve 111'de 60 saniye boyunca yani nabız değerlerinin peristaltik pompa çıkışına etkisini göstermektedir. Şekil 108 ve 109 gerçek modelde 8 mm çapa sahip borudaki pompa çıkış basıncı etkisini gösterirken, Şekil 110 ve 111 gerçek modelde 10 mm çapa sahip borudaki pompa çıkış basıncı etkisini göstermektedir. Şekillerde 8 mm ile 10 mm çapa sahip borular karşılaştırıldığında, 8 mm boruda tüm nabız değerleri için 10 mm borudan daha yüksek peristaltik pompa çıkış basınçlarına sahip olduğu görülmektedir. Bu beklenen bir durumdur çünkü boru çapı arttıkça peristaltik pompanın aynı debiyi sağlaması için pompa çıkış basıncının azalması gerekecektir (Stefanadis *et al.* 1998; Cengel and Cimbala 2014). Şekillerde ayrıca her iki boru çapı için, nabız değerlerinin artmasıyla pompa çıkış basıncının maksimum ile minimum değerleri arasındaki farkın da artığı görülmektedir. Yani pompa çıkış basıncı yüksek nabız değerlerinde daha yüksek genliğe sahiptir. Yine her iki boru çapında da daralma oranının artmasıyla birlikte pompa çıkış basıncının maksimum ve minimum değerleri artmaktadır.



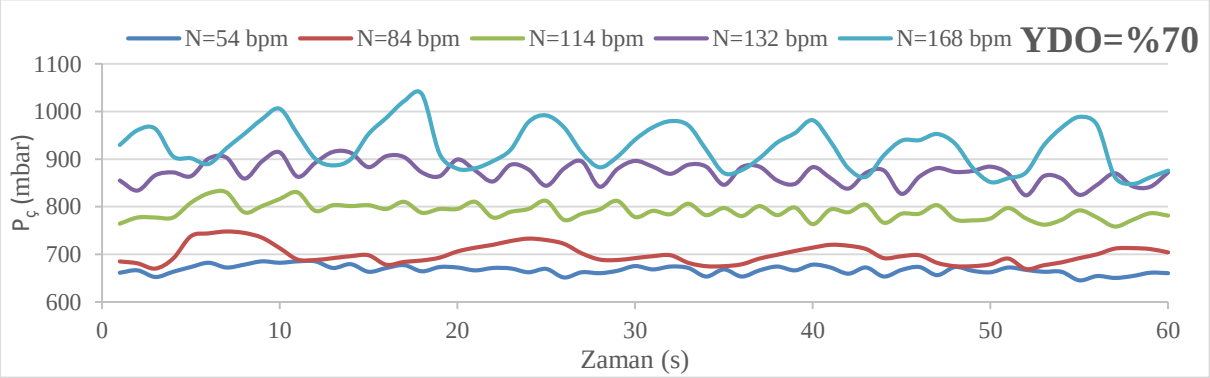
Şekil 108. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=8mm)



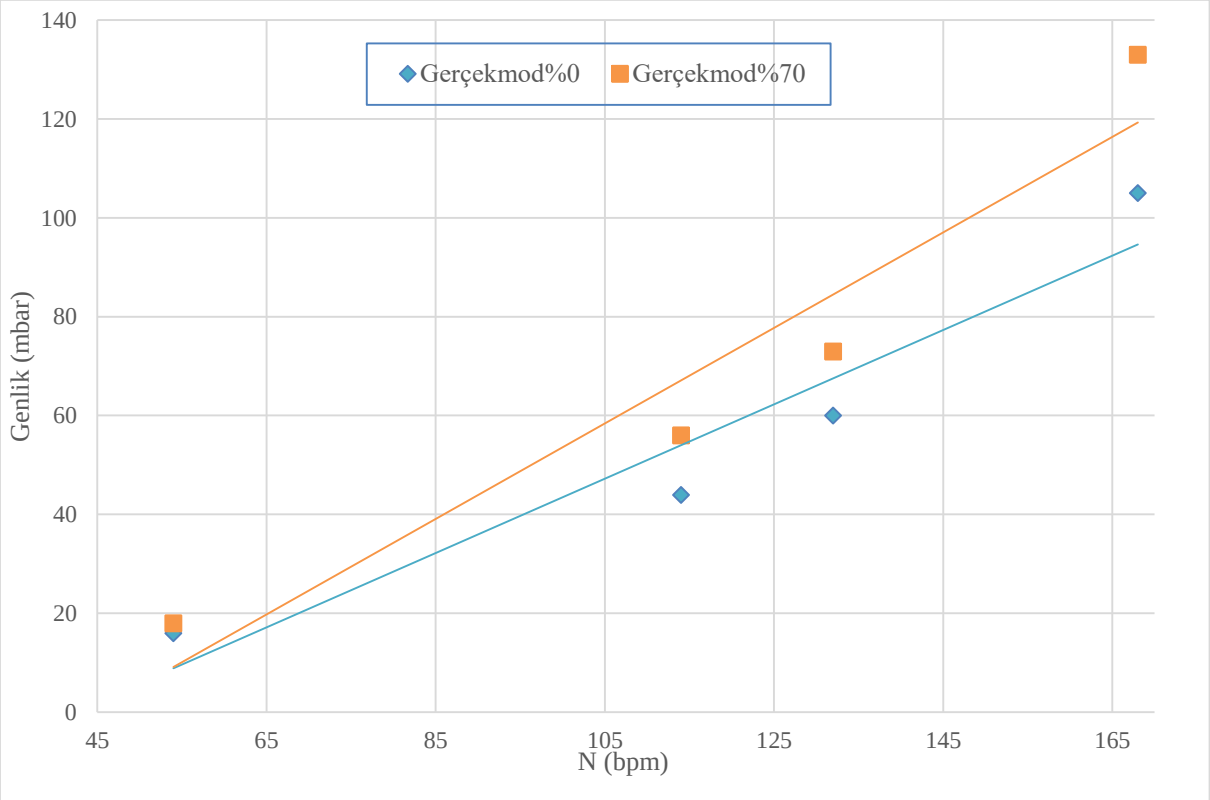
Şekil 109. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=8mm)



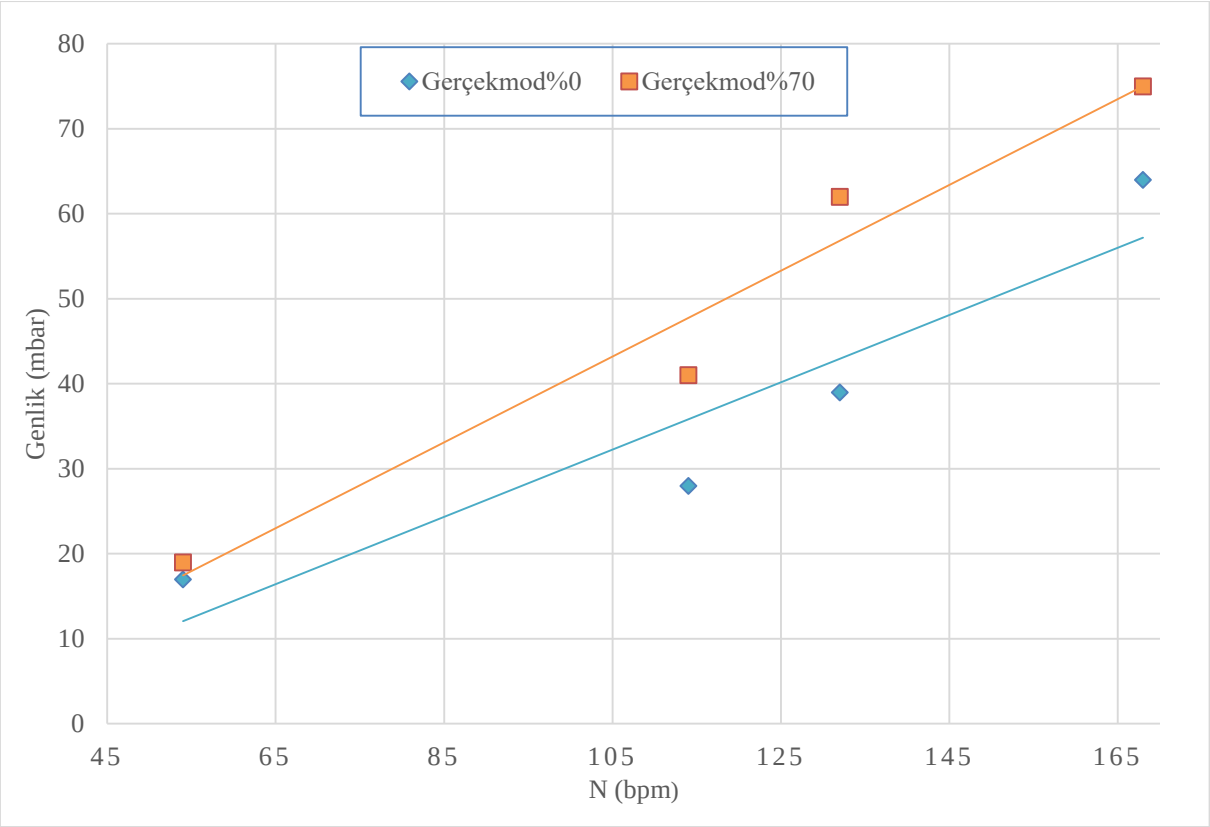
Şekil 110. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%0, D=10mm)



Şekil 111. Gerçek modelde pompa çıkış basıncının zamanla değişimi (YDO=%70, D=10mm)



Şekil 112. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=8mm)

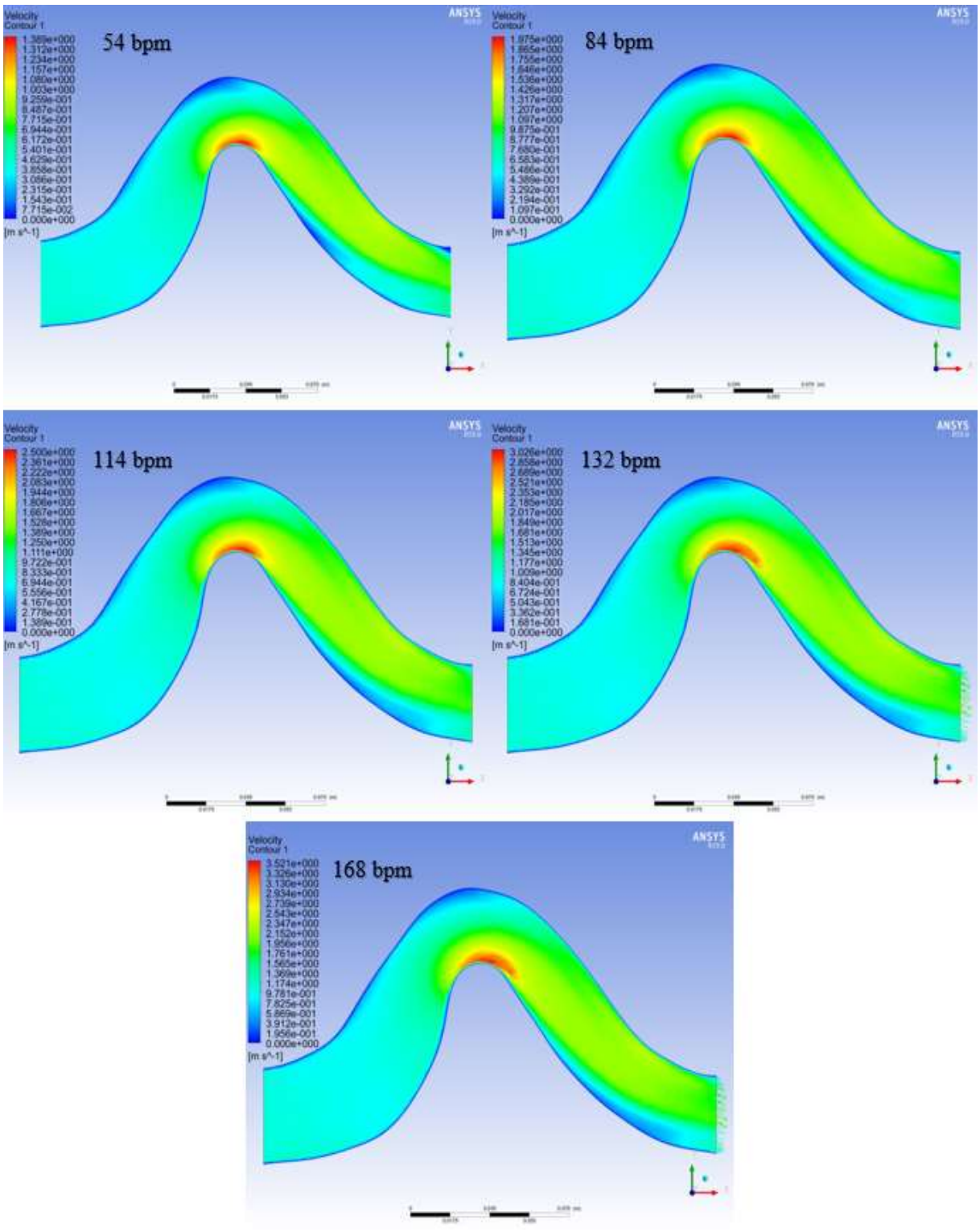


Şekil 113. Gerçek modelde nabız değerinin pompa çıkış basınç genliğine etkisi (D=10mm)

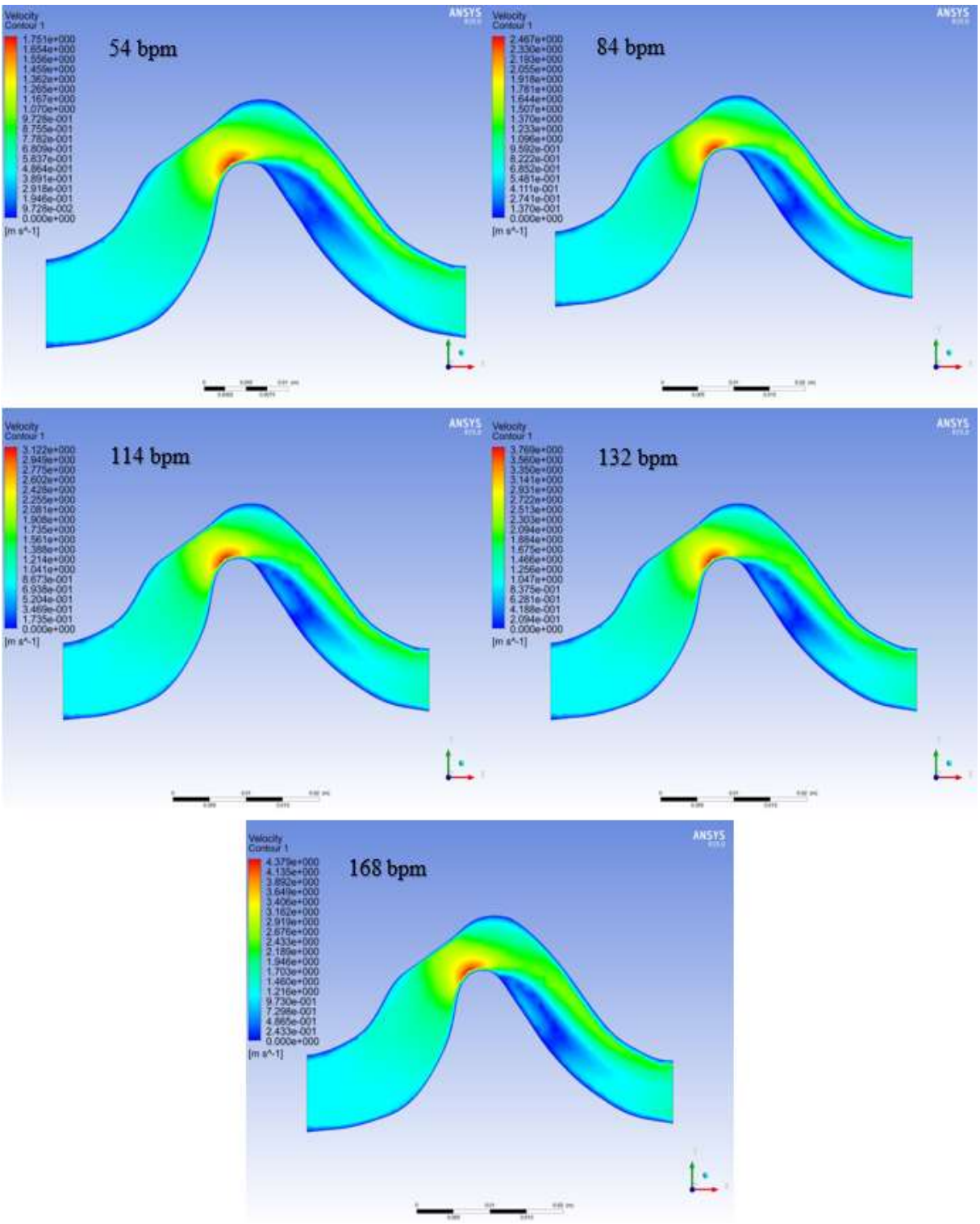
Şekil 112'de 8 mm ve Şekil 113'te ise 10 mm iç çapa sahip gerçek modellerin %0 ve %70 daralma oranlarında nabız değerlerinin pompa çıkış basınç genliği üzerine etkileri gösterilmiştir. Şekillerde her iki boru çapınn her iki daralma oranında nabız değerlerinin artmasıyla birlikte pompa çıkış basınçları artmaktadır. Çünkü artan pompa debisi ve bu bağlı olarak nabız değerleri ile birlikte pompa çıkışında basıncın artması beklenen bir durumdur (Cengel and Cimbala 2014) ve bu artış aynı zamanda pompa çıkış basınç genliğinin artışına sebep olmuştur. Ayrıca gerçek modellerde her iki çap için daralma oranı arttıkça genliğin arttığı görülmektedir. Bunun yanında aynı daralma oranları için boru çapındaki artış genlik değerinde azalmaya sebep olmuştur.

Gerçek Arterde Sayısal Modelleme

Çalışmanın bu bölümünde klinik ortamdan alınan gerçek arter görüntüsünün CFD analizleri yapılmıştır. Bu analizler 10 mm giriş çapına sahip daralmış ve daralmamış damar modelleri için hız dağılımları, basınç dağılımları ve duvar kayma gerilmesi dağılımları üzerine yapılmıştır. Analizler sonucunda gerçek arter modelinin deneysel ve sayısal verileri karşılaştırılmıştır.

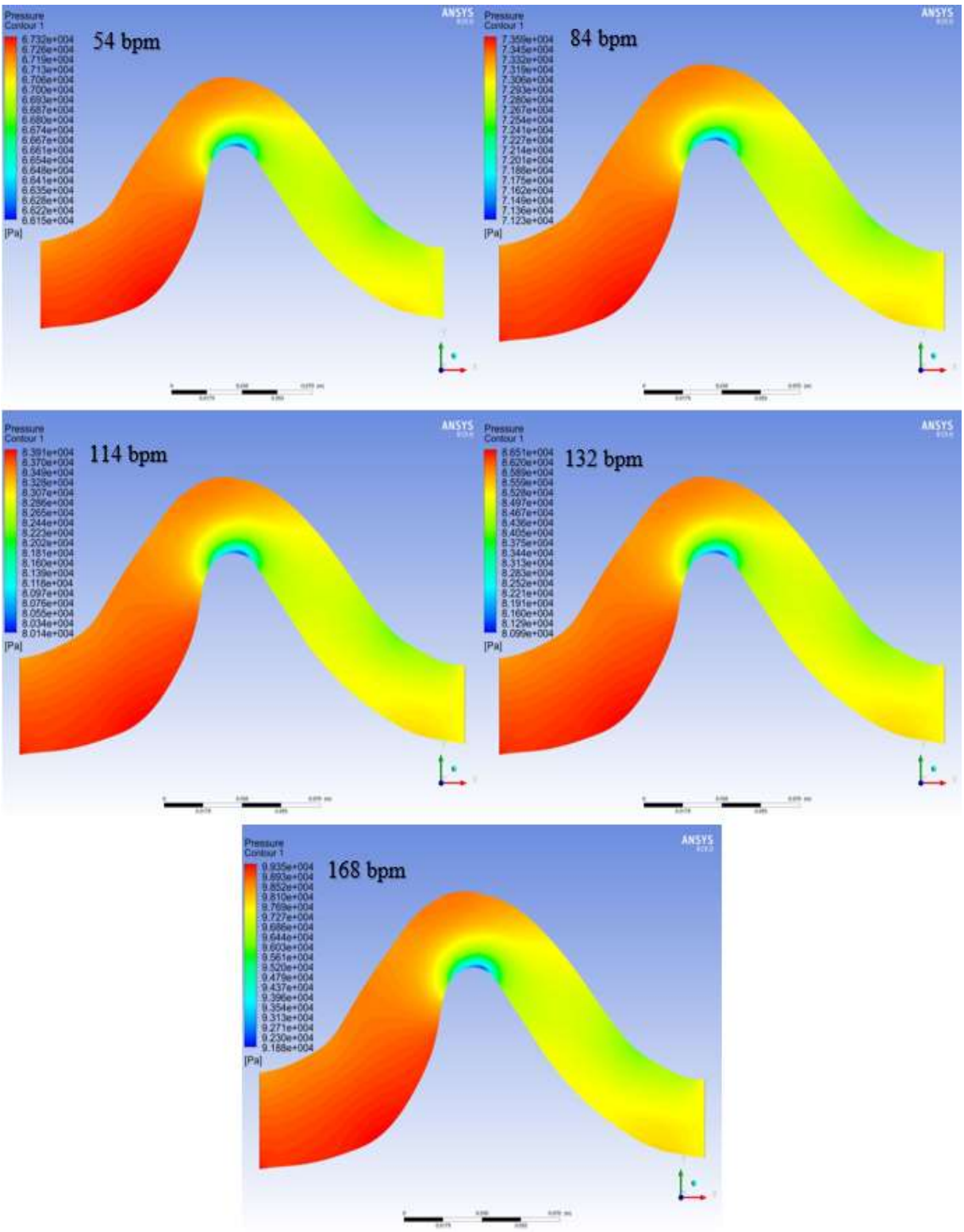


Şekil 114. Gerçek daralmamış modelde hız dağılımının sayısal analizi

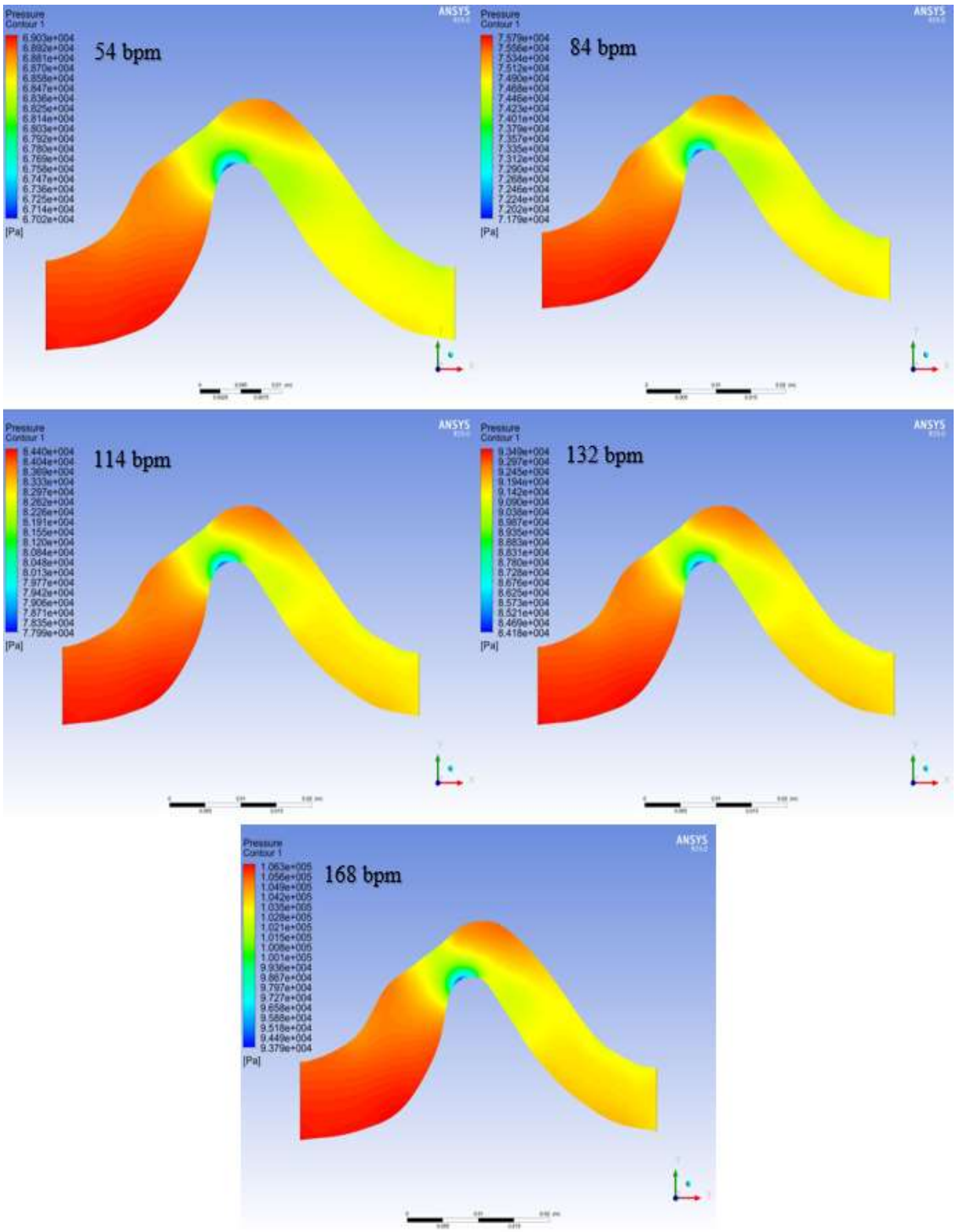


Şekil 115. Gerçek daralmış modelde hız dağılımının sayısal analizi

Şekil 114 ve 115'te daralmış ve daralmamış gerçek arter modelinin hız dağılımları gösterilmiştir. Elde edilen görüntülerde giriş ve çıkış hızlarının artan nabızla birlikte arttığı görülmüştür. Daralmamış arterde kavisten ve arter boyunca azalan çaptan dolayı akış hızlanmıştır. Daralmış arterde ise daralma bölgesinde akış hızı artmış ve kavis sonrası akış bozularak akış ayrılması meydana gelmiştir.

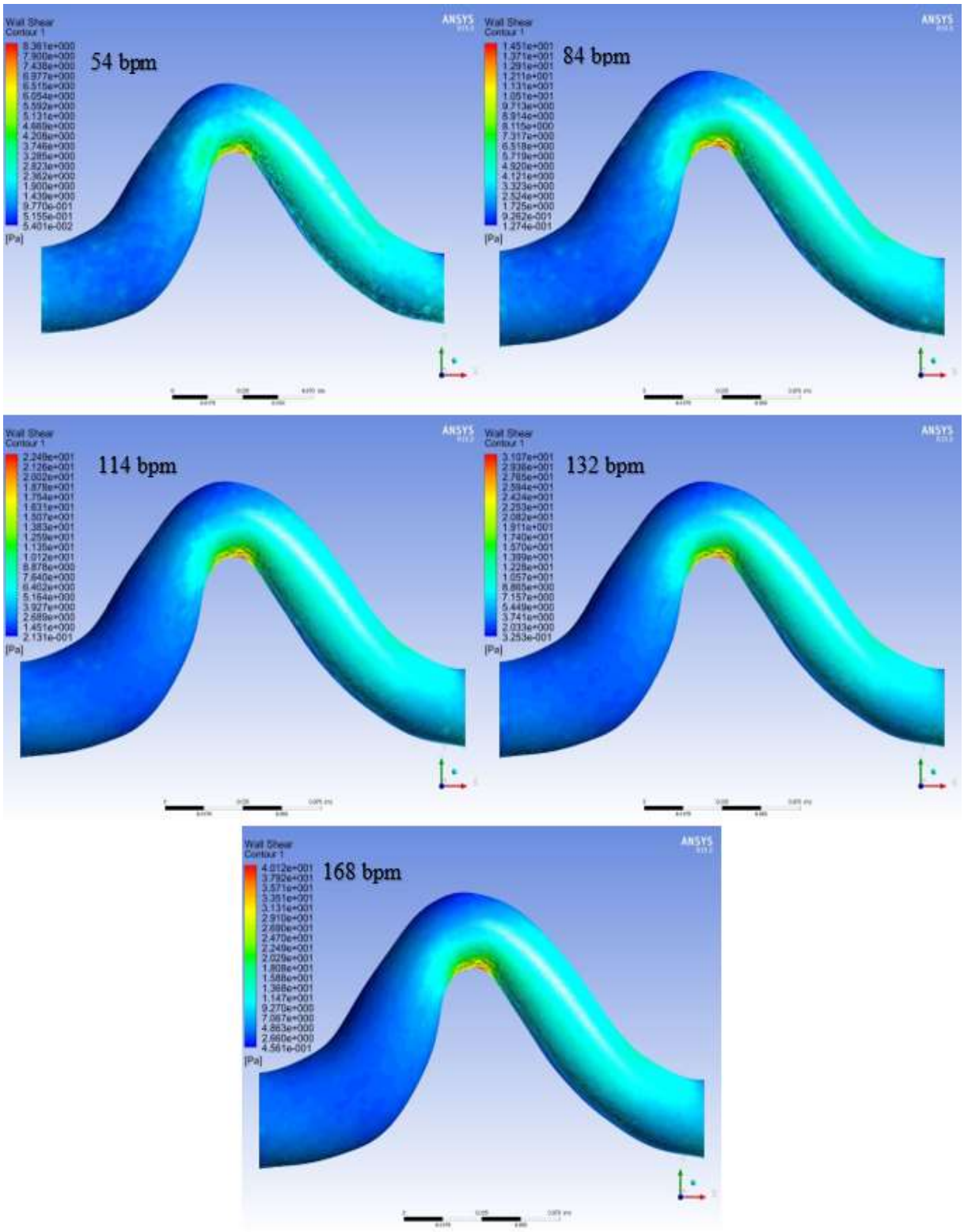


Şekil 116. Gerçek daralmamış modelde basınç dağılımının sayısal analizi

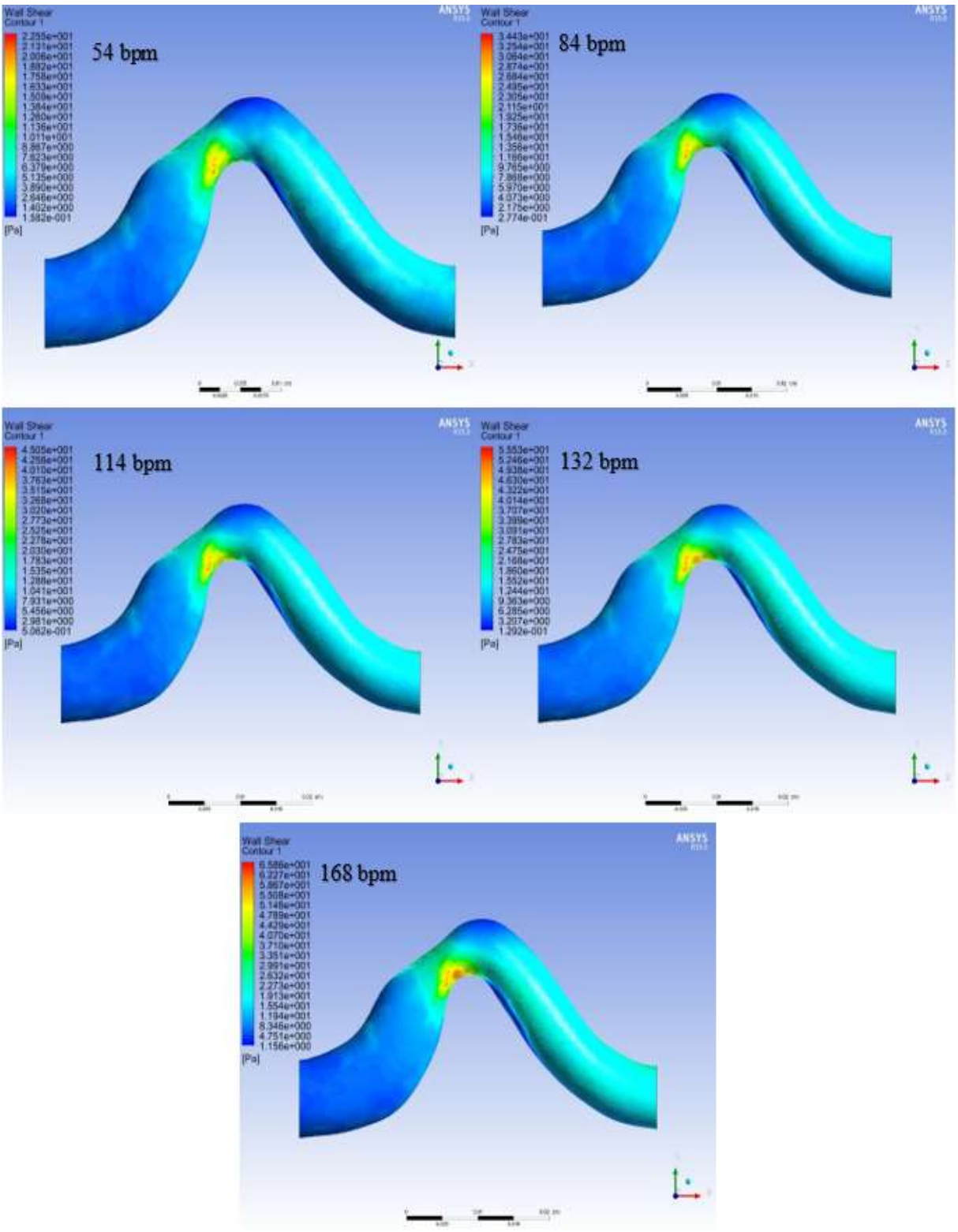


Şekil 117. Gerçek daralmış modelde basınç dağılımının sayısal analizi

Şekil 116 ve 117'de daralmış ve daralmamış gerçek arter modelinin basınç dağılımları gösterilmiştir. Elde edilen görüntülerde artan nabızla birlikte giriş ve çıkış basınçlarının ve basınç düşümünün arttığı görülmüştür. Viskoz etkilerden dolayı daralma ve kavis bölgelerinde basıncın ani düştüğü görülmüştür.

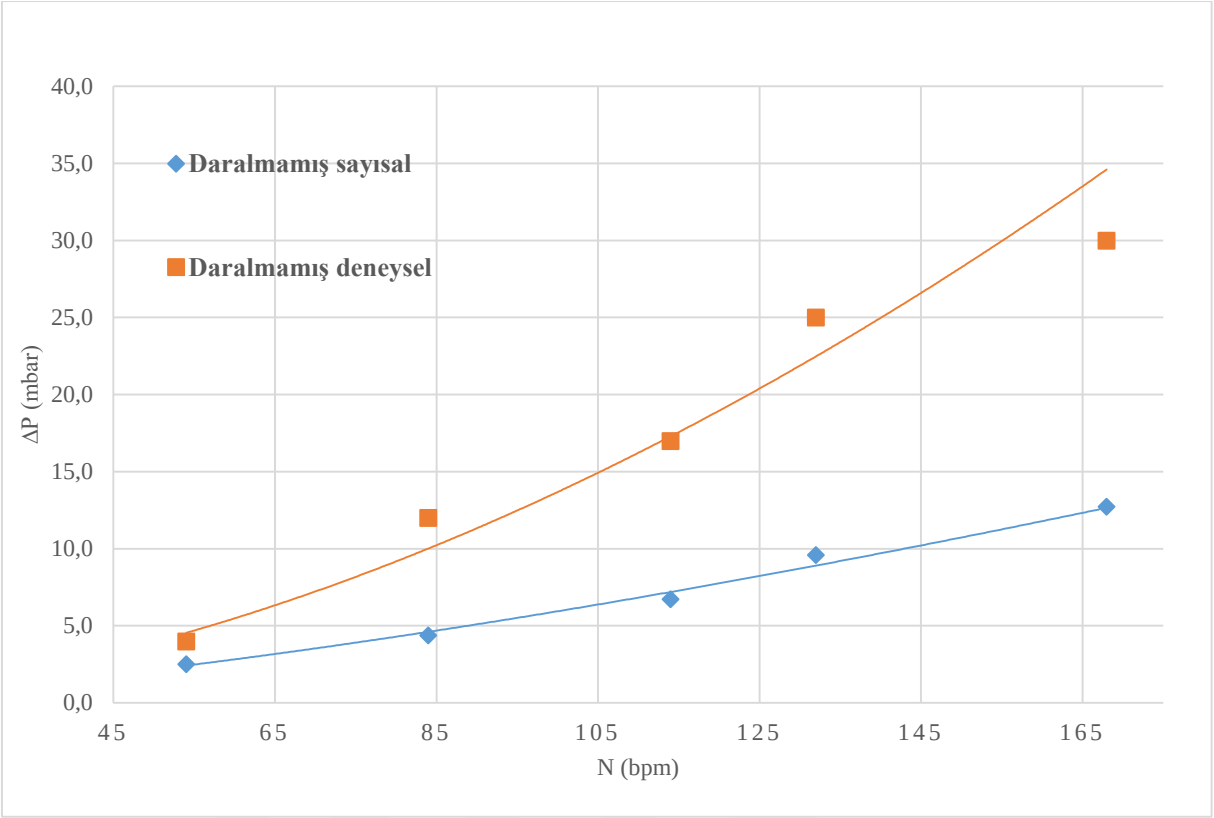


Şekil 118. Gerçek daralmamış modelde duvar kayma gerilmesi dağılımının sayısal analizi

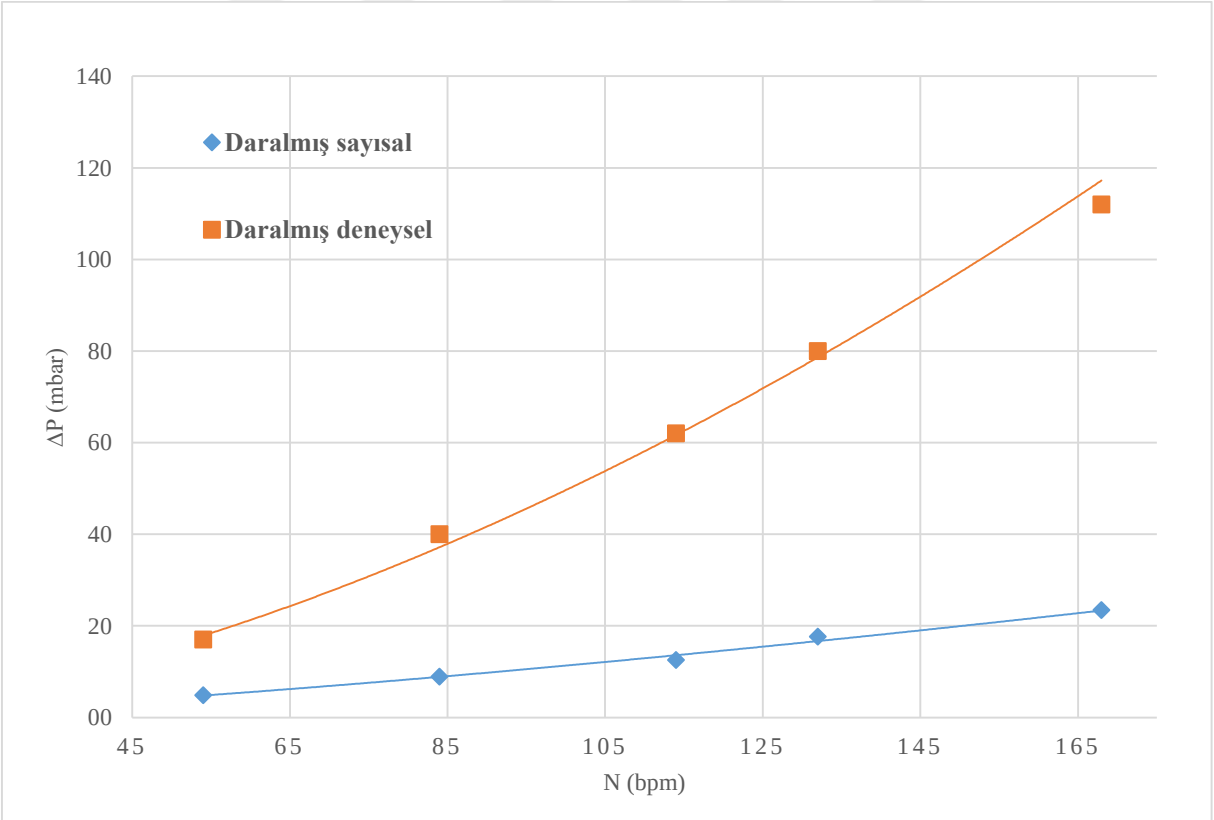


Şekil 119. Gerçek daralmış modelde duvar kayma gerilmesi dağılımının sayısal analizi

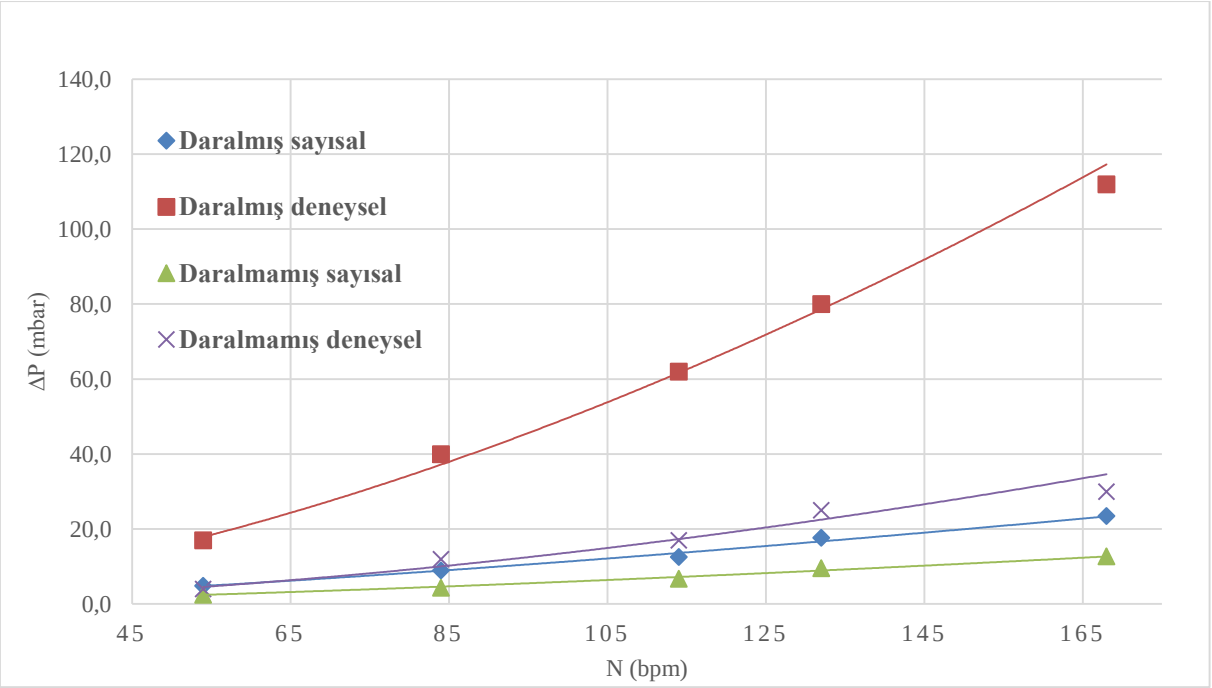
Şekil 118 ve 119'da daralmış ve daralmamış gerçek arter modelinin duvar kayma gerilmesi dağılımları gösterilmiştir. Elde edilen görüntülerde duvar kayma gerilmesinin artan nabızla birlikte arttığı görülmüştür. Sürtünme etkisinden dolayı daralma ve kavis bölgelerinde duvar kayma gerilemesinin ani şekilde yükseldiği görülmüştür.



Şekil 120. Gerçek daralmamış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması

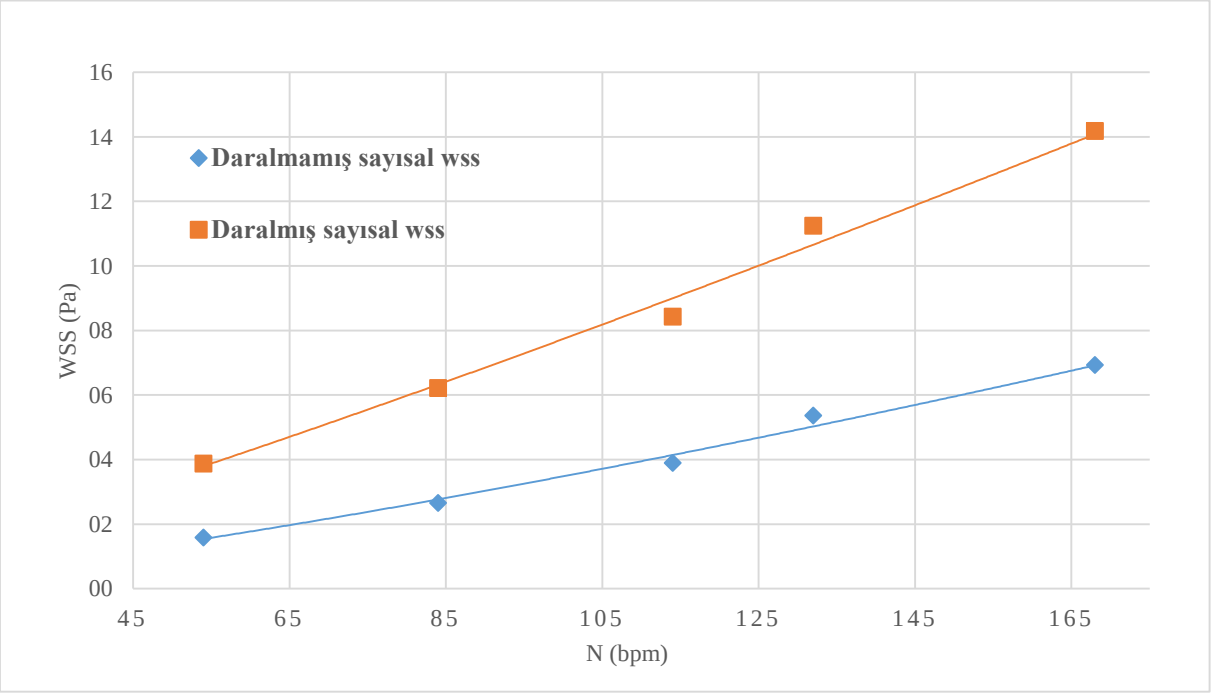


Şekil 121. Gerçek daralmış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması



Şekil 122. Gerçek daralmış-daralmamış modelde basınç düşümünün sayısal-deneysel karşılaştırılması

Şekil 120, 121 ve 122'de daralmış ve daralmamış gerçek arter modellerinde basınç düşümünün sayısal ve deneysel karşılaştırması yapılmıştır. Daralmış ve daralmamış arter için yapılan karşılaştırmada deneysel olarak elde edilen basınç düşümünün sayısal olarak elde edilen basınç düşümünden fazla olduğu görülmüştür. Deney sistemindeki sürtünmelerden dolayı bu beklenen bir durumdur.



Şekil 123. Gerçek daralmamış-daralmamış modelde duvar kayma gerilmesinin sayısal karşılaştırılması

Şekil 123’te daralmış ve daralmamış gerçek arter modellerinde duvar kayma gerilmelerinin sayısal karşılaştırması yapılmıştır. Daralmamış ve daralmış arter için yapılan karşılaştırmada daralmış arterdeki duvar kayma gerilmesinin daralmamış arterden fazla olduğu ve artan nabız değeri ile birlikte duvar kayma gerilmesinin arttığı görülmüştür. Bu durum duvar kayma gerilmesi için yapılan sayısal çalışmanın literatürdeki çalışmalarla aynı eğilime sahip olduğunu ortaya koymuştur (Banerjee *et al.* 2003; Malota *et al.* 2018).

SONUÇ ve ÖNERİLER

Sonuçlar

Yapılan deneysel çalışmada kalp mekanizmasına benzer bir deney sistemi kurularak damarın farklı daralma geometrilerindeki hemodinamik özellikleri belirlenip bu geometrilerdeki özelliklerin peristaltik pompaya olan etkisi incelenmiştir. Sonuçlar aşağıda maddeler hâlinde verilmiştir:

- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için nabız değerindeki artış arterdeki basınç düşümünü artırmaktadır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için düşük nabız değerlerindeki tüm stenoz şiddetlerinde basınç düşümü değerleri birbirine yakın iken, nabız değerindeki artışla birlikte stenoz şiddetlerine karşılık gelen basınç düşümü değerleri arasındaki fark artmaktadır. Özellikle %70'ten büyük stenoz şiddetlerinde nabız değerinin artışıyla birlikte arterdeki basınç düşümü çok ciddi değerlere ulaşmaktadır.
- Tüm model ve çapları için debinin artışı arterdeki basınç düşümünü artırmaktadır. Aynı debi değerlerinde artan stenoz şiddetiyle birlikte basınç düşümü artmaktadır ve %70'ten büyük daralma oranları için debinin artışıyla birlikte basınç düşümü kritik değerlere çıkmaktadır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için peristaltik pompa çıkışındaki basınç değerleri beklendiği gibi insandaki arteryel sistemle benzer eğilimleri vermiştir. Pompa çıkışında artan nabız değeriyle birlikte basınç artmakta ve artan stenoz şiddetiyle birlikte pompa çıkış basıncı yükselmektedir. 8 mm iç çaptaki gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %44'lik artış, daralmış modelde ise %58'lik artış gözlenmiştir. 10 mm iç çaptaki gerçek daralmamış modelde 54-168 bpm arasında yaklaşık %40'lik artış, daralmış modelde ise %51'lik artış gözlenmiştir.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için düşük nabız değerlerindeki tüm stenoz şiddetlerinde peristaltik pompa çıkış basıncı değerleri birbirine yakın iken, nabız değerindeki artışla birlikte stenoz şiddetlerine karşılık gelen peristaltik pompa çıkış basıncı değerleri arasındaki fark artmaktadır. Bu

değerler daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %1,5 iken 168 bpm için %11,3, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %2 iken 168 bpm için %8'e çıkmaktadır.

- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için peristaltik pompa girişindeki basınç değerleri artan nabız değeriyle birlikte azalmakta ve artan stenoz şiddetiyle birlikte pompa çıkış basıncı azalmaktadır. Gerçek arter modelindeki her iki çap için daralmamış ve daralmış modeller kıyaslandığında daralmanın etkisiyle pompa giriş basınç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık %55 azalmıştır. Gerçek arter modelindeki her iki çap için tüm nabız değerlerinde daralmanın etkisiyle, pompa çıkış basınç değeri yaklaşık %6 oranında azalmıştır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için peristaltik pompada oluşan basınç farkı artan nabız değeriyle birlikte artmaktadır. Gerçek arter modelindeki her iki çap için daralmamış modelin pompa basınç farkı değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için ise yaklaşık 6 kat artmıştır.
- Aynı nabız değerleri için stenoz şiddetindeki artışla birlikte peristaltik pompadaki basınç farkı artmaktadır. Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için düşük nabız değerlerindeki tüm stenoz şiddetlerinde peristaltik pompa basınç farkı değerleri birbirine yakın iken, nabız değerindeki artışla birlikte stenoz şiddetlerine karşılık gelen peristaltik pompa basınç farkı değerleri arasındaki fark artmaktadır. Bu değerler daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %12 iken 168 bpm için %18,3, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,2 iken 168 bpm için %13,8'e çıkmaktadır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için peristaltik pompada, artan nabız değeri ile pompanın harcadığı güç artmaktadır. Diğer taraftan da aynı nabız değerinde, artan stenoz şiddeti pompanın daha çok güç harcamasına sebep olmaktadır. Deneysel verilerdeki bu sonuç, benzer şekilde yüksek stenoz oranlı insan arterlerinde de yüksek nabız gerektiren aktivitelerden uzak durulması gerekliliğini ortaya koymaktadır. Gerçek arter modelindeki her iki çap için daralmamış modelinde pompanın harcadığı güç değeri 54 bpm'den 168 bpm'e kadar yaklaşık 5 kat, daralmış model için ise yaklaşık 6 kat artmıştır.

- Düşük nabız değerlerindeki tüm stenoz şiddetlerine bakıldığında harcanan güç değerleri birbirine yakın iken, nabız değerindeki artışla birlikte stenoz şiddetlerine karşılık gelen harcanan güç değerleri arasındaki fark artmaktadır. Bu değerler daralmamış ve daralmış gerçek arter modeli kıyaslandığında daralmanın etkisi, 8 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %12 iken 168 bpm için %18,3, 10 mm iç çapta 54 bpm için yaklaşık %9,2 iken 168 bpm için %13,8'e çıkmaktadır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki her iki çap için peristaltik pompa çıkış basıncı verilerinden oluşturulan genlik değerlerine bakıldığında düşük nabız değerlerinde düşük genlik değerleri, yüksek nabız değerlerinde yüksek genlik değerleri oluşmuştur. Düşük nabız değerlerindeki tüm stenoz şiddetlerine bakıldığında genlik değerleri birbirine yakın iken, nabız değerindeki artışla birlikte stenoz şiddetlerine karşılık gelen genlik değerleri arasındaki fark artmaktadır.
- Hem simetrik hem de gerçek arter modellerindeki 8 ve 10 mm'lik çapa sahip borular karşılaştırıldığında, arter çapının artmasıyla birlikte aynı nabız değerleri için basınç düşümü, pompa çıkış basıncı, pompa basınç farkı ve pompada harcanan güç miktarı azalmakta, pompa giriş basıncı artmaktadır.
- Basınç düşümü, pompadaki basınç farkı ve pompanın harcadığı güç değişkenlerinde; %70'e kadar daralma oranına sahip arterde çapın etkisi zayıf nabızın etkisi fazla iken, %70'den büyük daralma oranına sahip arterde ise hem çapın hem de nabızın güçlü etkisi vardır.

Öneriler

Deney sisteminde gerekli olan ölçümler ve hesaplamalar yapıldıktan sonra ulaşılan sonuçlar doğrultusunda aşağıdaki öneriler yapılmaktadır.

- Arter yapısında arterlerin büzülüp genişlemesine ait biyomekanik koşullar hakkında yeterli deneysel veri yoktur. Bu eksikliği gidermek için yapılan deneysel çalışmada esnek silikon hortum kullanmamız gerçek arter özelliğine ne denli benzediği konusunda belirsizliğini korumaktadır. Bu eksikliği giderecek çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Kan reolojisinin çok karmaşık bir yapısı olup, birçok parametreye bağlıdır. Kan reolojisi üzerine çok sayıda viskozite modeli olmasına rağmen, bunların hiçbiri üzerinde genel bir kabul oluşmamıştır. Kan viskozitesinin, kanın her bir reolojik

özelliğine bağımlılığı, kalan reolojik özelliklerin etkilerini ayrı tutmak suretiyle teker teker araştırılmasına ihtiyaç vardır.

- Literatürde hem Newton tipi olan hem de Newton tipi olmayan kan viskozitesi modelleri üzerinde çok sayıda çalışma olmasına rağmen, kanın viskozite karakterini belirleyen Newton tipi olmayan akıştan Newton tipi olan akışa geçişte kullanılan kayma hızının sınırlandırılmasında kritik değer üzerinde farklılıklar vardır. Bu sınırlayıcı kayma hızı değerinin kan akışı ile ilgili CFD çalışmalarında hem Newton tipi olan hem de Newton tipi olmayan viskozite modellerinin doğru uygulanmasını değerlendirmek için araştırılmalıdır.
- Kardiyovasküler sistemin karmaşık fizyolojik durumunu anlamak için bir takım basitleştici varsayımlar yapmak sistemle ilgili problemlerin çözümünü kolaylaştıracaktır.
- Duvar kayma gerilmesi ile ilgili yapılan çalışmalar, ateroskleroz oluşumunda duvar kayma gerilmesinin güçlü bir etkisi olduğunu ortaya koymuştur. Ancak önerilen hemodinamik parametreler, duvar kayma gerilmesinin arter duvarındaki endotel yapısı üzerindeki kesin rolü belirsizliğini korumaktadır. Bu belirsizliğin giderilmesi yönünde çalışmalara ihtiyaç vardır.
- Deney sisteminde, deneysel ölçümleri yapabilmek için minimum 8 mm çap kullanılmıştır. Arter sistemi 1-10 mm arası çaplara sahiptir. Deney sisteminin iyileştirmesi sağlanarak tüm çaplarda veri alabilecek teknolojiye ihtiyaç vardır.

KAYNAKLAR

Ahmed, S.A. and Giddens, D.P., 1983. Velocity measurements in steady flow through axisymmetric stenoses at moderate reynolds numbers. Journal of Biomechanics, 16 (7), 505-516.

Ahmed, S.A. and Giddens, D.P., 1984. Pulsatile poststenotic flow studies with laser doppler anemometry. Journal of Biomechanics, 17 (9), 695–705.

Anand, M. and Rajagopal, K., 2004. A shear-thinning viscoelastic fluid model for describing the flow of blood. International Journal of Cardiovascular Medicine and Science, 4 (2), 59–68.

Anastasiou, A.D., Spyrogianni, A.S., Koskinas, K.C., Giannoglou, G.D. and Paras, S.V., 2012. Experimental investigation of the flow of a blood analogue fluid in a replica of a bifurcated small artery. Medical Engineering & Physics, 34 (2), 211–218.

Anonim, 2021a. http://vedataytekin.com/kalp-damar-hastaligi/, (12.10.2021)

Anonim, 2021b. https://www.bilgicik.com/yazi/kan-doku/, (12.10.2021)

Anonim, 2021c. https://www.medikalakademi.com.tr/ateroskleroz-damar-sertligi-nedir-neden-olur-belirtileri-ve-tedavisi/, (10.10.2021)

Anonymous,2021a.https://en.wikiversity.org/wiki/WikiJournal_of_Medicine/Medical_gallery_of_Blausen_Medical_2014#/media/File:Blausen_0055_ArteryWallStructure.png, (09.10.2021)

ANSYS Fluent 15.0, Theory Guide.

Apostolidis, A.J., Moyer, A.P. and Beris, A.N., 2016. Non-newtonian effects in simulations of coronary arterial blood flow. Journal of Non-Newtonian Fluid Mechanics, 233, 155–165.

Back, L.H., Radbill, J.R., Cho, Y.I. and Crawford, D.W., 1986. Measurement and prediction of flow through a replica segment of a mildly atherosclerotic coronary artery of man. Journal of Biomechanics, 19 (1), 1-17.

Banerjee, R.K., Back, L.H., Back, M.R. and Cho, Y.I., 2003. Physiological flow analysis in significant human coronary artery stenosis. Biorheology, 40 (4), 451-476.

Baskurt, O.K. and Meiselman, H.J., 1997. Cellular determinants of low-shear blood viscosity. Biorheology, 34 (3), 235-247.

Baskurt, O.K. and Meiselman, H.J., 2003. Blood rheology and hemodynamics. Seminars in Thrombosis and Hemostasis, 29 (5), 435-450.

Beratlis, N., Balaras, E., Parvinian, B. and Kiger, K., 2005. A numerical and experimental ınvestigation of transitional pulsatile flow in a stenosed channel. Journal of Biomechanical Engineering, 127 (7), 1147-1157.

Berger, S.A. and Jou, L-D., 2000. Flows İn Stenotic Vessels. Annual Review of Fluid Mechanics, 32, 347–382.

Berguer, R. and Hwang N.H.C., 1974. Critical arterial stenosis: a theoretical and experimental solution. Annals of Surgery, 180, 39–50.

Brown, B.A., Williams, H. and George, S.J., 2017. Evidence for the Involvement of Matrix-Degrading Metalloproteinases (MMPs) in Atherosclerosis (Chapter Six). Matrix Metalloproteinases and Tissue Remodeling in Health and Disease: Cardiovascular Remodeling, Khalil R.A. School of Clinical Sciences, University of Bristol, Bristol,

United Kingdom 197–237.

Cassanova, R.A. and Giddens, D.P., 1978. Disorder distal to modeled stenoses in steady and pulsatile flow. Journal of Biomechanics, 11, 441-453.

Chaichana, T., Sun, Z. and Jewkes, J., 2013. Hemodynamic ımpacts of various types of stenosis in the left coronary artery bifurcation: a patient-specific analysis. Physica Medica, 29, 447-452.

Chan, B.T., Lim, E., Chee, K.H. and Osman, N.A.A., 2013. Review on CFD simulation in heart with dilated cardiomyopathy and myocardial infarction. Computers in Biology and Medicine, 43, 377-385.

Chan, W.Y., Ding, Y. and Tu, J.Y., 2007. Modeling of non-newtonian blood flow through a stenosed artery ıncorporating fluid-structure interaction. Anziam Journal, 47, C507-C523.

Chatzizisis Y.S , Coskun, A.U., Jonas, M., Edelman, E.R., Feldman, C.L. and Stone, P.H., 2007. Role of endothelial shear stress in the natural history of coronary atherosclerosis and vascular remodeling: molecular, cellular, and vascular behavior. Journal of the American College of Cardiology, 49 (25), 2379-2393.

Chhabra, R.P. and Richardson, J.F., 1999. Non-Newtonian Flow: Fundamentals and Engineering Applications. Elsevier, 436, England.

Chien, S., Usami, S., Dellenback, R.J. and Gregersen, M.I., 1970. Shear-dependent ınteraction of plasma proteins with erythrocytes in blood rheology. American Journal of Physiology, 219, 143–153.

Chiu, J.-J., Wang, D.L., Chien, S., Skalak, R., and Usami, S., 1998. Effects of disturbed flow on endothelial cells. Journal of Biomechanical Engineering, 120 (1), 2-8.

Cho, Y.I. and Kensey, K.R., 1991. Effects of the non-newtonian viscosity of blood on hemodynamics of diseased arterial flows: part 1, steady flows. Biorheology, 28, 241-262.

Cokelet, G.R., Merrill, E.W., Gilliland, E.R., Shin, H. and Britten, A., 1963. The rheology of human blood – measurement near and at zero shear rate. Transactions of the Society of Rheology, 7, 303-317.

Cox, R.H., 1970. Wave propagation through a newtonian fluid contained within a thick-walled. Viscoelastic tube: the ınfluence of wall compressibility. Journal of Biomechanics, 3 (3), 317–335.

Crowley, T.A. and Pizziconi, V., 2005. Isolation of plasma from whole blood using planar microfilters for lab-on-a-chip applications. Lab on a Chip, 5, 922-929.

Cengel, A.Y. and Cimbala, J.M., 2014. Fluid Mechanics Fundamentals and Applications. Third Edition. McGraw-Hill Education, 1006, New York, USA.

De Gruttola, S., Boomsma, K. and Poulikakos, D., 2005. Computational simulation of a non-newtonian model of the blood separation process. Artificial Organs, 29, 949-959.

Deplano, V., and Siouffi, M., 1999. Experimental and numerical study of pulsatile flows through stenosis. Journal of Biomechanics, 32 (10), 1081–1090.

Deshpande, M.D., Giddens, D.P. and Mabon, R.F., 1976. Steady laminar flow through modelled vascular stenoses. Journal of Biomechanics, 9 (4), l65-174.

Dintenfass, L., 1962. Thixotropy of blood and proneness to thrombus formation. Circulation Research, 11, 233–239.

Dintenfass, L., 1963. Blood rheology in cardio-vascular diseases. Nature, 199 (4895), 813-815.

Doutel, E., Carneiro, J., Campos, J.B.L.M. and Miranda, J.M., 2018. Experimental and numerical methodology to analyze flows in a coronary bifurcation. European Journal of Mechanics / B Fluids, 67, 341–356.

Doutel, E., Viriato, N., Carneiro, J., Campos, J.B.L.M. and Miranda, J.M., 2019. Geometrical effects in the hemodynamics of stenotic and non-stenotic left coronary arteries—numerical and in vitro approaches. International Journal For Numerical Methods In Biomedical Engineering, 35, e3207.

Dvinsky, A.S. and Ojha, M., 1994. Simulation of three-dimensional pulsatile flow through an asymmetric stenosis. Medical and Biological Engineering and Computing, 32 (2), 138–142.

Fukushima, T., Azuma, T. and Matsuzawa, T., 1982. Numerical analysis of blood flow in the vertebral artery. Journal of Biomechanical Engineering, 104, 143-147.

Fung, Y.C., 1993. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues (2. ed.). Springer Science+Business Media, 568, New York, USA.

Gijsen, F., Katagiri, Y., Barlis, P., Bourantas, C., Collet, C., Coskun, U., Daemen, J., Dijkstra, J., Edelman, E., Evans, P., van der Heiden, K., Hose, R., Koo, B.K., Krams, R., Marsden, A., Migliavacca, F., Onuma, Y., Ooi, A., Poon, E., Samady, H., Stone, P., Takahashi, K., Tang, D., Thondapu, V., Tenekecioglu, E., Timmins, L., Torii, R., Wentzel, J. and Serruys P., 2019. Expert recommendations on the assessment of wall shear stress in human coronary arteries: Existing methodologies, technical considerations, and clinical applications. European Heart Journal, 40, 3421-3433.

Gijsen, F.J.H., van de Vosse, F.N. and Janssen, J.D., 1999. The influence of the non-newtonian properties of blood on the flow in large arteries: steady flow in a carotid bifurcation model. Journal of Biomechanics, 32, 601-608.

Guyton, A.C. and Hall, J.E., 2010. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology. 12. Edition, Elsevier Limited, The Boulevard, Langford Lane, Kidlington 0X15 1GB, 1120, United Kingdom.

Hierck, B.P., van der Heiden, K., Poelma, C., Westerweel, J. and Poelmann, R.E., 2008. Fluid shear stress and inner curve remodeling of the embryonic heart. Choosing the right lane!. The Scientific World Journal, 8, 212-222.

Holman, J., 2012. Experimental methods for engineers, 5th edition. McGraw-Hill, 739, New York, USA.

Hoskins, P.R. and Lawford, P.V., 2017. Atherosclerosis. Cardiovascular Biomechanics, Hoskins, P.R., Lawford, P.V. and Doyle, B.J. Springer International Publishing, Switzerland, 285-306.

Huang, H., Modi, V.J. and Seymour, B.R., 1995. Fluid mechanics of stenosed arteries. International Journal of Engineering Science, 33 (6), 815-828.

Husain, I., Langdon, C. and Schwark, J., 2014. Three Dimensional Pulsatile Non-Newtonian Flow in a Stenotic Vessel (5. Chapter). Computational Problems in Engineering, Mastorakis, N. and Mladenov, V. Springer International Publishing, Switzerland, 55–64.

Johnston, B.M., Johnston, P.R., Corney, S. and Kilpatrick, D., 2006. Non-newtonian blood flow in human right coronary arteries: Transient simulations. Journal of Biomechanics, 39, 1116–1128.

Johnston, B.M., Johnston, P.R., Corney, S. and Kilpatrick, D., 2004. Non-newtonian blood flow

in human right coronary arteries: Steady state simulations. Journal of Biomechanics, 37 (5), 709–720.

Jung, H., Choi, J.W. and Park, C.G., 2004. Asymmetric flows of non-newtonian fluids in symmetric stenosed artery. Korea-Australia Rheology Journal, 16, 101–108.

Kamangar, S., Badruddin, I.A., Ahamad, N.A., Govindaraju, K., Nik-Ghazali, N., Salman Ahmed, N.J. and Yunus Khan, T.M., 2017. The ınfluence of geometrical shapes of stenosis on the blood flow in stenosed artery. Sains Malaysiana, 46 (10), 1923-1933.

Ku, D.N., 1997. Blood flow in arteries. Annual Review of Fluid Mechanics, 29 (1), 399–434.

Ku, D.N., Giddens, D.P., Zarins, C.K. and Glagov, S., 1985. Pulsatile flow and atherosclerosis in the human carotid bifurcation. Positive correlation between plaque location and low oscillating shear stress. Arteriosclerosis, 5, 293-302.

Ku, D.N., Zeigler, M.N. and Downing, J.M., 1990. One dimensional steady inviscid flow through a stenotic collapsible tube. Journal of Biomechanical Engineering, 112, 444–450.

Lee, J.S. and Fung Y.C., 1970. Flow in locally constricted tubes at low reynolds numbers. Journal of Applied Mechanics, 37 (1), 9-16.

Lee, K.E., Kim, T.A., Lee, J.S., Chung, J.H., Shin, E.S. and Shim, E.B., 2016. A patient-specific virtual stenotic model of the coronary artery to analyze the relationship between fractional flow reserve and wall shear stress. International Journal of Cardiology, 222, 799–805.

Leuprecht, A. and Perktold, K., 2001. Computer simulation of non-Newtonian effects on blood flow in large arteries. Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 4, 149-163.

Levenspiel, O., 2014. Engineering Flow and Heat Exchange (3. Edi.) Springer Science+Business Media, 398, New York, USA.

Li, M., 2006. Numerical Simulation of Blood Flow and Wall Stresses in Stenosed Arteries. Ph.D. Thesis, The University of Edinburgh, Edinburgh.

Liou, T.M. and Liou S.N., 1999. A review on in vitro studies of hemodynamic characteristics in terminal and lateral aneurysmmodels. Proceedings of the National Science Council, Republic of China, Part B, Life Sciences, 23(4), 133-148.

Liu, S.Q., 1999. Focal expression of angiotensin II type 1 receptor and smooth muscle cell proliferation in the neointima of experimental vein grafts : relation to eddy blood flow. Arteriosclerosis, Thrombosis, and Vascular Biology, 19 (11), 2630–2639.

Long, D.S., Smith, M.L., Pries, A.R., Ley, K. and Damiano, E.R., 2004. Microviscometry reveals reduced blood viscosity and altered shear rate and shear stress profiles in microvessels after hemodilution. Proceedings of the National Academy of Sciences, 101, 10060–10065.

Lozano, R., Naghavi, M., Foreman, K., et al., 2012. Global and regional mortality from 235 causes of death for 20 age groups in 1990 and 2010: a systematic analysis for the global burden of disease study 2010. The Lancet, 380, 2095-2128.

Lu, S. and Zhang, S., 2019. Atherosclerosis research: the impact of physiological parameters on vascular wall stress. SN Applied Sciences, 1 (7), 692.

Malota, Z., Glowacki, J., Sadowski, W. and Kostur, M., 2018. Numerical analysis of the impact of flow rate, heart rate, vessel geometry, and degree of stenosis on coronary hemodynamic indices. BMC Cardiovascular Disorders, 18 (132).

Mazumdar, J.N., 1992. Biofluid Mechanics. World Scientific, 191, Danvers, USA.

McCormick, S.M., Eskin, S.G., McIntire, L.V., Teng, C.L., Lu, C.M., Russell, C.G. and Chittur, K.K., 2001. Dna microarray reveals changes in gene expression of shear stressed human umbilical vein endothelial cells. Proceedings of the National Academy of Sciences, 98 (16), 8955-8960.

McElroy, M., Ruiz-Soler, A. and Keshmiri, A., 2016. Left ventricular assist devices: Impact of flow ratios on the localisation of cardiovascular diseases using computational fluid dynamic. Procedia CIRP, 49, 163-169.

Merrill, E.W., 1969. Rheology of blood. Physiological Reviews 49, 863-888.

Mirsky, I., 1967. Wave propagation in a viscous fluid contained in an orthotropic elastic tube. Biophysical Journal, 7 (2), 165–186.

Misra, J.C. and Chakravarty, S., 1986. Flow in arteries in the presence of stenosis. Journal of Biomechanics, 19, 907–918.

Misra, J.C., Patra, M.K. and Misra, S.C., 1993. A non-newtonian fluid model for blood flow through arteries under stenotic conditions. Journal of Biomechanics, 26, 1129–1141.

Moayeri, M.S. and Zendehbudi, G.R., 2003. Effects of elastic property of the wall on flow characteristics through arterial stenoses. Journal of Biomechanics, 36, 525–535.

Morgan, B.E. and Young, D.F., 1974. An ıntegral method for the analysis of how in arterial stenoses. Bulletin of Mathematical Biology, 36, 39-53.

Mozaffarian, D., Benjamin, E,J,, Go. A.S., Arnett, D.K., Blaha, M.J,, Cushman, M., de Ferranti, S., Després, J-P., Fullerton, H.J., Howard, V.J., Huffman, M.D., Judd, S.E., Kissela, B.M., Lackland, D.T., Lichtman, J.H., Lisabeth, L.D., Liu, S., Mackey, R.H., Matchar, D.B., McGuire, D.K., Mohler, E.R. 3rd, Moy, C.S., Muntner, P., Mussolino, M.E., Nasir, K., Neumar, R.W., Nichol, G., Palaniappan, L,, Pandey, D.K., Reeves, M.J., Rodriguez, C.J., Sorlie, P.D., Stein, J., Towfighi, A., Turan, T.N., Virani, S.S., Willey, J.Z., Woo, D., Yeh, R.W. and Turner M.B., 2015. Heart disease and stroke statistics—2015 update: a report from the American Heart Association. Circulation. 131, 29–322.

Nejad, A.A., Talebi, Z., Cheraghali, D., Shahbani-Zahiri, A. and Norouzi, M., 2018. Pulsatile flow of non-Newtonian blood fluid inside stenosed arteries: Investigating the effects of viscoelastic and elastic walls, arteriosclerosis, and polycythemia diseases. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 154, 109–122.

Nerem, R.M., 1993. Hemodynamics and the vascular endothelium. Journal of Biomechanical Engineering, 115 (4B), 510-514.

Novakova, L., Kolinsky, J., Adamec, J., Kudlicka, J. and Malik. J., 2016. Vascular stenosis asymmetry influences considerably pressure gradient and flow volume. Physiological Research, 65, 63-69.

Ojha, M., Cobbold, R.S.C., Johnston, K.W. and Hummel, R.L., 1989. Pulsatile flow through constricted tubes: An experimental ınvestigation using photochromic tracer methods. Journal of Fluid Mechanics, 203, 173-197.

Ojha, M., Cobbold, R.S.C., Johnston, K.W. and Hummel, R.L., 1990. Detailed visualization of pulsatile flow fields produced by modelled arterial stenoses. Journal of Biomedical Engineering, 2 (6), 463–469.

Pal, R., 2003. Rheology of concentrated suspensions of deformable elastic particles such as human erythrocytes. Journal of Biomechanics, 36, 981-989.

Pandey, R., Kumar, M., Majdoubi J., Gorji M.R. and Srivastav V.S., 2020. A review study on

blood in human coronary artery: Numerical Approach. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 187, 105243.

Park, S.M., Min, Y.U., Kang, M.J., Kim, K.C. and Ji, H.S., 2010. In vitro hemodynamic study on the stenotic right coronary artery using experimental and numerical analysis. Journal of Mechanics in Medicine and Biology, 10 (4), 695-712.

Rabby, M.G., Razzak, A. and Molla, M.M., 2013. Pulsatile non-newtonian blood flow through a model of arterial stenosis. Procedia Engineering, 56, 225–231.

Robertson, A.M., Sequeira, A. and Owens, R.G., 2009. Rheological Models for Blood (6. Part). Cardiovascular Mathematics: Modeling and Simulation of the Circulatory System, Formaggia, L., Quarteroni A. and Veneziani, A. Springer, Verlag, Milano, Italia, 211-241.

Roy, M., Sikarwar, B.S., Bhandwal, M. and Ranjan, P., 2017. Modelling of blood flow in stenosed arteries. Procedia Computer Science, 115, 821–830.

Secomb, T.W., 2016. Hemodynamics. Comprehensive Physiology, 6 (2), 975-1003.

Sherwin, S.J. and Blackburn, H.M., 2005. Three-dimensional instabilities and transition of steady and pulsatile axisymmetric stenotic flows. Journal of Fluid Mechanics, 533, 297–327.

Siouffi, M., Deplano, V. and Pélissier, R., 1997. Experimental analysis of unsteady flows through a stenosis. Journal of Biomechanics, 31 (1), 11–19.

Siouffi, M., Pelissier, R., Farahifar, D. and Rieu, R., 1984. The effect of unsteadiness on the flow through stenoses and bifurcations. Journal of Biomechanics, 17 (5), 299- 315.

Smith, F., 1979. The separating flow through a severely constricted symmetric tube. Journal of Fluid Mechanics, 90, 725–754.

Snabre, P. and Mills, P., 1996. II. Rheology of weakly flocculated suspensions of viscoelastic particles. Journal de Physique III, 6, 1835-1855.

Spencer, M.P. and Reid, J.M., 1979. Quantitation of carotid stenosis with continuous-wave (c-w) doppler ultrasound. Stroke,10, 326–330.

Srivastava, V.P. and Rastogi, R., 2010. Blood flow through a stenosed catheterized artery: Effects of hematocrit and stenosis shape. Computers & Mathematics with Applications, 59 (4), 1377-1385.

Stefanadis, C., Dernellis, J., Tsiamis, E., Stratos, C., Kallikazaros, I. and Toutouzas, P., 1998. Aortic function in patients during intra-aortic balloon pumping determined by the pressure-diameter relation. The Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery, 116 (6), 1052-1059.

Stergiopulos, N., Spiridon, M., Pythoud, F. and Meister, J.-J. 1996. On the wave transmission and reflection properties of stenoses. Journal of Biomechanics, 29, 31–38.

Stroud, J.S., Berger, S.A. and Saloner, D., 2000. Influence of stenosis morphology on flow through severely stenotic vessels: Implications for plaque rupture. Journal of Biomechanics, 33, 443–455.

Tarbell, J.M., 2003. Mass transport in arteries and the localization of atherosclerosis. Annual Review of Biomedical Engineering, 5 (1), 79–118.

Taylor, C.A., Fonte, T.A. and Min, J.K., 2013. Computational fluid dynamics applied to cardiac computed tomography for noninvasive quantification of fractional flow reserve: scientific basis. Journal of the American College of Cardiology, 61 (22), 2233–2241.

Thakali, K.M., Galligan, J.J., Fink, G.D. and Watts, S.W., 2007. Arterial and Venous Function in Hypertension. Comprehensive Hypertension, Gregory Y.H. Lip and John E. Hall, Philadelphia, USA, 205–212.

Thiriet, M. and Parker, K.H., 2009. Physiology and Pathology of the Cardiovascular System: A Physical Perspective (1. Part). Cardiovascular Mathematics: Modeling and Simulation of the Circulatory System, Formaggia, L., Quarteroni A. and Veneziani, A. Springer, Verlag, Milano, Italia, 1-45.

Thurston, G.B. and Henderson, N.M., 2006. Effects of flow geometry on blood viscoelasticity. Biorheology, 43, 729-746.

Thurston, G.B., 1979. Rheological parameters for the viscosity viscoelasticity and thixotropy of blood. Biorheology, 16, 149–162.

Toloui, M., Firoozabadi, B. and Saidi, M.S., 2012. A numerical study of the effects of blood rheology and vessel deformability on the hemodynamics of carotid bifurcation. Scientia Iranica, 19 (1), 119–126.

Topper, J.N. and Gimbrone Jr, M.A., 1999. Blood flow and vascular gene expression: fluid shear stress as a modulator of endothelial phenotype. Moleculer Medicine Today, 5 (1), 40-46.

Van der Heiden, K., Groenendijk, B.C.W., Hierc,k B.P., Hogers, B., Koerten, H.K., Mommaas, A.M., Gittenberger-de Groot, A.C. and Poelmann, R.E., 2006. Monocilia on chicken embryonic endocardium in low shear stress areas. Developmental Dynamics, 235, 19-28.

Verde, W.M., Biazussi, J.L., Estrada, C.P., Estevam, V., Tavares, A., Neto, S.J.A., Rocha, P.S.D.M.V. and Bannwart, A.C., 2021. Experimental investigation of pressure drop in failed Electrical Submersible Pump (ESP) under liquid single-phase and gas-liquid two-phase flow. Journal of Petroleum Science and Engineering, 198, 108127.

Vesely, O., Novakova, L. and Adamec, J., 2015. Experimental study of effect of stenosis geometry on flow parameters. EPJ Web of Conferences, 92, 02105.

Wootton, D.M. and Ku, D.N., 1999. Fluid mechanics of vascular systems, diseases, and thrombosis. Annual Review of Biomedical Engineering, 1, 299–329.

Yaqub, M.W., Rusli, R. and Pendyala, R., 2020. Experimental study on gas-liquid-liquid three-phase flow patterns and the resultant pressure drop in a horizontal pipe upstream of the 90^0 bend. Chemical Engineering Science, 226, 115848.

Young, D.F. and Tsai, F.Y., 1973. Flow characteristics in models of arterial stenoses-I. Steady flow. Journal of Biomechanics, 6 (4), 395-410.

Young, D.F., 1979. Fluid mechanics of arterial stenoses. Journal of Biomechanical Engineering, 101 (3), 157-175.

Zand, T., Hoffman, A.H., Savilonis, B.J., Underwood, J.M., Nunnari, J.J., Majno, G. and Joris, I., 1999. Lipid deposition in rat aortas with ıntraluminal hemispherical plug stenosis. The American Journal of Pathology, 155 (1), 85–92.

Zydney, A.L., Oliver, J.D., and Colton, C.K., 1991. A constitutive equation for the viscosity of stored red cell suspensions: effect of hematocrit, shear rate, and suspending phase. Journal of Rheology, 35, 1639–1680.

ÖZGEÇMİŞ

Kişisel Bilgiler	
Adı Soyadı:	Fatin SÖNMEZ
Doğum tarihi:	
Doğum Yeri:	
Uyruğu:	
Adres:	
Tel:	
E-mail:	
Eğitim	
Lise:	
Lisans:	
Yüksek lisans:	
Doktora:	
Yabancı Dil Bilgisi	
Tezden Üretilmiş Yayınlar	