
GAZİ ÜNİVERSİTESİ
Gazi
1926

DAMAR ÇEPERİNDEN KAN BASINCINI ÖLÇEN VÜCUT İÇİ BASINÇ SENSÖRÜ GELİŞTİRİLMESİ

Menduh Furkan ASLAN

DOKTORA TEZİ
ELEKTRİK-ELEKTRONİK MÜHENDİSLİĞİ ANA BİLİM DALI

GAZİ ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

OCAK 2026

ETİK BEYAN

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

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

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

Menduh Furkan ASLAN

26/01/2026

DAMAR ÇEPERİNDEN KAN BASINCINI ÖLÇEN VÜCUT İÇİ BASINÇ SENSÖRÜ GELİŞTİRİLMESİ

(Doktora Tezi)

Menduh Furkan ASLAN

GAZİ ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

Ocak 2026

ÖZET

Organ nakli sonrası anastomoz yapılan arterlerde kan basıncının izlenmesi, dolaşımın sürdürülmesi açısından kritik öneme sahiptir. Bu amaçla klinik uygulamalarda çeşitli ölçümler yapılsa da, çoğu yöntem sürekli izleme sırasında hasta konforunu azaltmakta veya komplikasyon riskini artırmaktadır. Bu sınırlılıklar, daha güvenli ve konforlu izleme yaklaşımlarına yönelik ihtiyacı doğurmaktadır. Bu çalışma, vücut içinden kan basıncı izleme amacıyla arterleri konforlu biçimde çevreleyecek şekilde tasarlanmış manyetik algılama modüllerinin geliştirilmesini sunmaktadır. Modüller, arter duvarının kan basıncına bağlı olarak genişlemesini voltaja dönüştürmek üzere esnek bir alt tabaka üzerine yerleştirilmiş birden fazla hazır Hall sensörü ve kalıcı mıknatıs içermektedir. Tasarımın yeniliği, çok sayıda bileşen ve bunların dairesel düzenlemelerinin sonlu elemanlar simülasyonlarının ortaya koyduğu şekilde basınç hassasiyetinde önemli bir iyileşme sağlamasından kaynaklanmaktadır. Sensörler ve mıknatıslar biyouyumlu malzemeler içinde kapsüllenmiş ve metal bağlantılar içeren esnek polidimetilsiloksan (PDMS) alt tabaka üzerine mikro üretim teknikleriyle monte edilmiştir. Arter modeli olarak kullanılan bir lateks boru üzerinde yapılan testler, önerilen çeşitli tasarımlarda 0,261 mV/mmHg ve 0,42 mV/mmHg'ye ulaşan hassasiyet değerleri göstermiş olup, bu değerler geleneksel tek sensör-mıknatıs çiftli tasarıma kıyasla sırasıyla 2,33 ve 3,8 kat iyileşmeye karşılık gelmektedir. Hem havada hem de fosfat tamponlu çözeltisinde (PBS) gerçekleştirilen uzun dönem testlerinde hassasiyette herhangi bir bozulma gözlenmemiş ve R^2 değerinin 0,98'in üzerinde olduğu yüksek bir doğrusallık elde edilmiştir. Arter dokusunun daha yüksek uyumluluğu nedeniyle önerilen tasarımların ortalama hassasiyetlerinin vücut içi koşullarda sırasıyla 2 mV/mmHg ve 3,2 mV/mmHg seviyelerine ulaşması öngörülmektedir. Ayrıca, sensör başına en yüksek hassasiyet değerini sunan modül, vücut dışı koşullarda hayvan arteri üzerinde test edilmiş ve ortalama hassasiyeti beklenen değere yakın olarak 1,875 mV/mmHg olduğu belirlenmiştir. Sunulan sonuçlar, bu implante edilebilir cihazın büyük arterlerde sürekli kan basıncı izlemesi için uygulanabilirliğini ortaya koymaktadır.

Bilim Kodu : 93425
Anahtar Kelimeler : Kan basıncı izleme, implante edilebilir sensörler, MEMS
Sayfa Adedi : 119
Danışman : Prof. Dr. Tuğba Selcen NAVRUZ
İkinci Danışman : Doç. Dr. Mustafa İlker BEYAZ

AN IN-VIVO PRESSURE SENSOR TO DETECT BLOOD PRESSURE ON VESSEL WALL

(Ph. D. Thesis)

Menduh Furkan ASLAN

GAZİ UNIVERSITY

GRADUATE SCHOOL OF NATURAL AND APPLIED SCIENCES

January 2026

ABSTRACT

Blood pressure monitoring in anastomosed arteries following organ transplantation is critical to maintain circulation. Although various measurements are performed in clinical practice for this purpose, most methods either reduce patient comfort during continuous monitoring or increase the risk of complications. These limitations underscore the need for safer and more comfortable monitoring approaches. This study presents the development of magnetic sensing modules designed to conformally encircle arteries for in-vivo blood pressure monitoring. The modules incorporate multiple off-the-shelf Hall sensors and permanent magnets arranged on a flexible substrate to transform arterial distention due to blood pressure into voltage. The novelty of the design lies in the multitude of components and their circular collocations that yields significant improvement in pressure sensitivity as revealed by finite element simulations. The sensors and magnets were encapsulated in biocompatible materials and assembled on a flexible polydimethylsiloxane (PDMS) substrate with metal interconnects, which are fabricated through microfabrication techniques. Test results on a latex pipe serving as the artery model demonstrated sensitivity values reaching 0.26 mV/mmHg and 0.42 mV/mmHg for the proposed various designs, representing 2.3- and 3.8-fold improvements, over the traditional single sensor-magnet pair design, respectively. Long-term tests both in air and in phosphate-buffered saline (PBS) solution showed no degradation in the sensitivity, and a high linearity with R^2 exceeding 0.98. The average sensitivities of the proposed designs are projected to reach 2 mV/mmHg and 3.2 mV/mmHg in-vivo, respectively, due to the higher compliance of the arterial tissue. In addition, the module exhibiting the highest sensitivity per sensor was evaluated on an animal artery under ex vivo conditions and yielded an average sensitivity of 1.875 mV/mmHg, which is close to the expected value. The reported results underscore the viability of this implantable device for continuous blood pressure monitoring in large arteries.

Science Code : 93425
Key Words : Blood pressure monitoring, implantable pressure sensor, MEMS
Page Number : 119
Supervisor : Prof. Dr. Tuğba Selcen NAVRUZ
Co-Supervisor : Assoc. Prof. Dr. Mustafa İlker BEYAZ

TEŞEKKÜR

Tez çalışmamın her aşamasında değerli bilgi, deneyim ve katkılarıyla bana yol gösteren, desteğini ve yardımını esirgemeyen, akademik gelişimime önemli ölçüde katkıda bulunan danışman hocalarım Prof. Dr. Tuğba Selcen NAVRUZ'a ve Doç. Dr. Mustafa İlker BEYAZ'a en içten teşekkürlerimi sunarım.

Tez süreci boyunca değerli bilgi ve önerileriyle teze kıymet katan hocalarım Doç. Dr. Dinçer GÖKCEN'e ve Doç. Dr. Derya YILMAZ'a çok teşekkür ederim.

Bu çalışma, Türkiye Bilimsel ve Teknolojik Araştırma Kurumu tarafından 121E369 numaralı proje kapsamında desteklenmiştir. Bahsi geçen projenin yürütücüsü Prof. Dr. Sıddık Cumhur BAŞARAN'a katkı ve desteklerinden dolayı çok teşekkür ederim.

Otuz yıla yaklaşan eğitim hayatımın başından itibaren fedakârlıktan kaçınmayan, maddi ve manevi desteklerini esirgemeyen aileme saygı ve teşekkürlerimi sunarım.

Bu tezi, çalışmanın başından sonuna kadar yaşanan tüm zorluklarda yanımda olan, sabır, anlayış ve desteğiyle bana güç veren, en büyük motivasyon kaynağım olan sevgili eşim Eda'ya ithaf ediyorum.

İÇİNDEKİLER

Sayfa

ÖZET iv

ABSTRACT v

TEŞEKKÜR vi

İÇİNDEKİLER vii

ÇİZELGELERİN LİSTESİ x

ŞEKİLLERİN LİSTESİ xi

SİMGELER VE KISALTMALAR xvi

1. GİRİŞ 1

2. LİTERATÜR TARAMASI 5

3. DAMAR MEKANİĞİ VE MANYETİK ALGILAMA YÖNTEMİNİN TEORİK İNCELENMESİ 11

3.1. Kan Dolaşımı Fonksiyonel Birimleri 11

3.2. Damar Duvarı Yapısı 12

3.3. Damar Duvarının Mekanik Özelliği 13

3.3.1. Deformasyon kinematiği 15

3.3.2. Hiperelastik modeli 17

3.3.3. Doğrusal elastik modeli 18

3.4. Hemodinami 19

3.4.1. Dolaşım sistemindeki basınç türleri 20

3.4.2. Debi 20

3.4.3. Viskozite 21

3.4.4. Kan akışı 23

3.4.5. Kan basıncı dalga formu 24

Sayfa

3.4.6. Kütle korunumu denklemi 25

3.4.7. Momentum korunumu denklemi 26

3.4.8. Navier-Stokes denklemi 27

3.5. Damar Duvarı ve Kan Akışı Etkileşimi 27

3.6. Manyetik Hall Sensörü 28

3.6.1. Hall sensörü çalışma prensibi 28

3.6.2. Analog Hall sensörü 31

3.6.3. Mıknatıs 31

4. SENSÖR MODÜLÜ TASARIMI 33

4.1. Sensör Modülü Bileşenleri 35

4.1.1. Polidimetilsiloksan 35

4.1.2. Poliimid 36

4.1.3. Manyetik algılama ve paketleme 37

4.2. Sensör Modülünün Sonlu Elemanlar ile Analizi 40

4.2.1. Önerilen tasarımların lateks boru kullanılarak sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi 40

4.2.2. Önerilen tasarımların arter kullanılarak sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi 50

5. SENSÖR MODÜLÜ ÜRETİMİ 69

5.1. PDMS alt tabaka üretimi 70

5.2. Alt Tabaka Üzerindeki Sensör ve Mıknatıs Paketlerinin Üretimi 73

6. DENEYSEL TESTLER 79

6.1. Lateks Boru ile Gerçekleştirilen Testler 79

6.2. Arter ile Gerçekleştirilen Testler 90

7. SONUÇ VE ÖNERİLER 95

Sayfa

7.1. Sonuçlar 95

7.2. Akışkan Sınırlamaları..... 99

7.3. Yapı Sınırlamaları 101

7.4. Geliştirme Önerileri..... 103

KAYNAKLAR 105

ÖZGEÇMİŞ 119

ÇİZELGELERİN LİSTESİ

Çizelge **Sayfa**

Çizelge 4.1. DRV5056 Hall sensörünün farklı opsiyonlarının özellikleri 38

Çizelge 4.2. DRV5056 kodlu Hall sensörünün paket türleri ve boyutları 38

Çizelge 4.3. Lateks için FSI simülasyon parametreleri 41

Çizelge 4.4. Lateks için manyetik simülasyon parametreleri 43

Çizelge 4.5. Maksimum ve minimum arter genişlemesi için ortak FSI simülasyon parametreleri 50

Çizelge 4.6. Maksimum arter genişlemesi için c-parametreleri ve arter duvar kalınlığı 51

Çizelge 4.7. Minimum arter genişlemesi için c-parametreleri ve arter duvar kalınlığı .. 51

Çizelge 4.8. Arter için manyetik simülasyon parametreleri..... 55

Çizelge 7.1. Üretilen sensör modüllerinin manyetik algılayıcı kullanılarak literatürde raporlanmış çalışma ile karşılaştırılması..... 98

Çizelge 7.2. Vücut içi kan basıncı ölçümü amacıyla literatürde raporlanmış farklı algılayıcı sistemlerin karşılaştırılması..... 99

ŞEKİLLERİN LİSTESİ

Şekil **Sayfa**

Şekil 3.1. Kan damarı duvarının yapısı 12

Şekil 3.2. Çekme gerilimi ve çekme gerinimi oluşumunun şematik gösterimi 14

Şekil 3.3. Arterde basınç oluşumu sonrasında duvarda meydana gelen genişleme 15

Şekil 3.4. Damardaki basınç türleri 20

Şekil 3.5. Debinin şematik gösterimi 21

Şekil 3.6. Viskozite oluşumu 22

Şekil 3.7. Laminer ve türbülanslı akış tiplerinin gösterimi 24

Şekil 3.8. Tipik bir arter kan basıncının dalga formu 25

Şekil 3.9. Hall etkisinin şematik gösterimi 29

Şekil 3.10. Analog Hall sensörünün temel blok diyagramı 31

Şekil 3.11. Dikdörtgen blok mıknatısın şematik görseli 32

Şekil 4.1. Sensör modülü tasarımlarının şematik gösterimleri, (a) T_0 - tek mıknatıs ve tek sensörden oluşan temel tasarım, (b) T_1 - bir sensör ve iki mıknatıs ile tasarım, (c) T_2 - iki mıknatıs ve iki sensör ile tasarım 33

Şekil 4.2. DRV5056 Hall sensörünün manyetik tepki grafiği 37

Şekil 4.3. Uygulanan basınç profili ve bunun sonucunda zamanla değişen PDMS çapının lateks üzerindeki genişlemesi 41

Şekil 4.4. Simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile lateks ve PDMS yer değişimi dağılımları 42

Şekil 4.5. Lateks için manyetik simülasyon modelleri, (a) T_0, (b) T_1 43

Şekil 4.6. Latekse sarılı T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 44

Şekil 4.7. Latekse sarılı T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 45

Şekil 4.8. Latekse sarılı T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 46

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.9. Latekse sarılı T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 47

Şekil 4.10. Latekse sarılı tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki 48

Şekil 4.11. Latekse sarılı tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi 49

Şekil 4.12. Arter genişleme aralığının lateks ile karşılaştırılması 51

Şekil 4.13. Maksimum ve minimum arter genişlemesi için uygulanan basınç profili ve bunun sonucunda zamanla değişen PDMS çapının arter üzerindeki genişlemesi 52

Şekil 4.14. Maksimum arter genişlemesi için simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile arter ve PDMS yer değişimi dağılımları 53

Şekil 4.15. Minimum arter genişlemesi için simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile arter ve PDMS yer değişimi dağılımları 54

Şekil 4.16. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 56

Şekil 4.17. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 57

Şekil 4.18. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 58

Şekil 4.19. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 59

Şekil 4.20. Minimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 60

Şekil 4.21. Minimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 61

Şekil 4.22. Minimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 62

Şekil **Sayfa**

Şekil 4.23. Minimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları 63

Şekil 4.24. Maksimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki..... 64

Şekil 4.25. Minimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki..... 64

Şekil 4.26. Maksimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi 66

Şekil 4.27. Minimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi 67

Şekil 5.1. Alt tabakanın mikro üretim akış diyagramı 69

Şekil 5.2. Sensör paketinin mikro üretim akış diyagramı 69

Şekil 5.3. (a) PDMS sıvısına şekil vermek için üretilen kalıp, (b) kürleme sonucu oluşan katı PDMS 70

Şekil 5.4. Gölge maske üretimi için kullanılan çizim görselleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2... 71

Şekil 5.5. Gölge maskeleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2 72

Şekil 5.6. Üzerine gölge maske yerleştirilmiş PDMS görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2 72

Şekil 5.7. Krom püskürtme sonrası PDMS-gölge maske görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2 72

Şekil 5.8. Krom püskürtme sonrası PDMS görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2 73

Şekil 5.9. (a) Bakır tabaka üretimi için kullanılan gölge maskenin çizim görseli, (b) üretilen gölge maske 73

Şekil 5.10. (a) Silikon plaka yüzeyinin tek şerit Kapton film ile bantlanmasının görüntüsü, (b) silikon plaka yüzeyinin tamamen Kapton film ile kaplanmasının görüntüsü 74

Şekil 5.11. (a) Kapton ve üzerine gölge maske yerleştirilmiş yapının görüntüsü, (b) termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton ve üzerindeki gölge maske görüntüsü, (c) termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton görüntüsü..... 75

Şekil **Sayfa**

Şekil 5.12. (a) Kapton üzerinde biriktirilen bakır tabakaların görüntüsü, (b) sensör ve tellerin iletken epoxy ile bakır tabakalara yapıştırılmış görüntüsü 76

Şekil 5.13. PDMS malzemesinden üretilen alt tabakaların görüntüsü, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2 76

Şekil 5.14. Üretilen tasarımların görüntüleri, (a) T_1, (b) T_2, (c) T_3 78

Şekil 5.15. Lateks boru etrafına sarılmış T_1'in görüntüsü 78

Şekil 6.1. Test düzeneğinin şematik görseli..... 79

Şekil 6.2. Test düzeneğinin fotoğrafı..... 80

Şekil 6.3. Kinovea yazılımı kullanıcı arayüzünde lateks çapındaki değişimin ölçülmesi..... 81

Şekil 6.4. Lateks borunun dış çapı ve su basıncının zamana göre değişimleri..... 81

Şekil 6.5. Tüm tasarımlar için hava ortamında sensör modülü voltajlarının ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi 82

Şekil 6.6. Tüm tasarımlar için hava ortamında sensör modülü voltajlarının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait doğrusal uyum eğrileri..... 83

Şekil 6.7. T_1 için hava ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi 85

Şekil 6.8. T_2 için hava ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi 85

Şekil 6.9. T_1 sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncının hava ortamında 5 gün boyunca zamana göre değişimi..... 86

Şekil 6.10. PBS içine daldırılmış T_1 için sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi 87

Şekil 6.11. PBS içine daldırılmış T_1 için sensör modülü voltajının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait doğrusal uyum eğrisi 88

Şekil 6.12. T_1 için PBS ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi 88

Şekil 6.13. T_1 sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncının PBS ortamında 5 gün boyunca zamana göre değişimi..... 89

Şekil 6.14. Arter testlerinin gerçekleştirildiği düzeneğin görseli 90

Şekil **Sayfa**

Şekil 6.15. Arter etrafına sabitlenen T_1 için hava ortamında sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi 92

Şekil 6.16. Arter etrafına sabitlenen T_1 için hava ortamında sensör modülü voltajının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait regresyon analizleri, (a) doğrusal uyum, (b) polinomsal uyum..... 93

SİMGELER VE KISALTMALAR

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

Simgeler	Açıklamalar
$\mathbf{A}$	Amper
$\boldsymbol{A}$	Kesit alanı
$\mathbf{B}$	Manyetik akı yoğunluğu
$\boldsymbol{B_r}$	Artık akı yoğunluğu
$\mathbf{C}$	Coulomb
$\mathbf{Cr}$	Krom
$\mathbf{Cu}$	Bakır
$\boldsymbol{C}$	Dördüncü derece sertlik tensörünü
$\mathbf{C}$	Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü
$\bar{\mathbf{C}}$	İzokorik sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü
$\boldsymbol{D}$	Damarın iç çapı
$\mathbf{det(C)}$	Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörü determinantı
$\boldsymbol{E}$	Young modülü
$\mathbf{E}$	Green-Langrange gerinim tensörü
$\mathbf{E_H}$	Denge durumundaki elektrik alan
$\mathbf{E_T}$	Elektrik alan
$\boldsymbol{F}$	Kuvvet
$\mathbf{F}$	Deformasyon gradyanı
$\mathbf{f}$	Birim kütledeki kütlesel kuvveti
$\vec{\boldsymbol{F}}_{\boldsymbol{kütlesel}}$	Kütlesel kuvvet
$\vec{\boldsymbol{F}}_{\boldsymbol{net}}$	Net kuvvet
$\vec{\boldsymbol{F}}_{\boldsymbol{yüzeysel}}$	Yüzeysel kuvvet
$\boldsymbol{I}$	Akım
$\mathbf{I}$	Birim matris
$\boldsymbol{I_C}$	Birinci asal katsayı
$\boldsymbol{II_C}$	İkinci asal katsayı

Simgeler	Açıklamalar
III_C	Üçüncü asal katsayı
$\bar{I}_C$	İzokorik birinci asal katsayı
$\bar{II}_C$	İzokorik ikinci asal katsayı
$\overline{III}_C$	İzokorik üçüncü asal katsayı
J	Jacobian
kg/m³	Kilogram/metreküp
kg/s	Kilogram/saniye
kPa	Kilopascal
L	Mıkntasın uzunluğu
m	Metre
mmHg	Milimetre cıva
mV	Milivolt
mV/mmHg	Milivolt/milimetre cıva
mV/mT	Milivolt/militesla
mT	Militesla
mT/mm	Militesla/milimere
m/s	Metre/saniye
m²	Metrekare
m³	Metreküp
m^{-3}	1/metreküp
$\dot{m}$	Kütle akış hızı
n	Akışkan yüzeyine dik normal vektörü
N	Taşıyıcı yoğunluğu
N/m²	Newton/metrekare
Q	Debi
q_0	Yük
P	Basınç
$-P\mathbf{I}$	Tensör formunda yüzeye dik etki eden basınç
Pa	Pascal
Pa.s	Pascal-saniye
Re	Reynolds sayısı

Simgeler	Açıklamalar
$\mathbf{R}$	Dönme tensörü
$\mathbf{S}$	İkinci Piola-Kirchhoff gerilim tensörü
$\mathbf{s^{-1}}$	1/saniye
$\boldsymbol{S_{TC}}$	Sıcaklık kompanzasyonu
sn	Saniye
T	Tesla
$\mathbf{T_0}$	Tek sensör tek mıknatıs modeli
$\mathbf{T_1}$	Tek sensör iki mıknatıs modeli
$\mathbf{T_2}$	İki sensör iki mıknatıs modeli
$\boldsymbol{T}$	Mıkntasın kalınlığı
$\boldsymbol{T_A}$	Ortam sıcaklığı
$\boldsymbol{t}$	Süre
$\mathbf{tr(C)}$	Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün izi
$\mathbf{U}$	Sağ uzama tensörü
$\mathbf{u}$	Yer değiştirme vektörü
$\boldsymbol{w}$	Elektrotlar arası mesafe
$\boldsymbol{W}$	Mıkntasın genişliği
$\mathbf{W}$	Gerinim enerji yoğunluğu
$\mathbf{W_{iso}}$	İzokorik gerinim enerji yoğunluğu
$\mathbf{W_{vol}}$	Hacimsel gerinim enerji yoğunluğu
$\mathbf{X}$	Referans pozisyon vektörü
$\mathbf{x}$	Mevcut pozisyon vektörü
$\mathbf{v}$	Hız
$\mathbf{v_f}$	Damar duvarındaki kanın hızı
$\mathbf{v_s}$	Damar duvarının hızı
$\boldsymbol{v}$	Kan akış hızı
$\mathbf{V}$	Volt
$\boldsymbol{V}$	Hacim
$\boldsymbol{V_{OUT}}$	Sensörün çıkış voltajı
$\boldsymbol{V_Q}$	Durgun durum voltajı
$\boldsymbol{V_H}$	Hall voltajı

Simgeler	**Açıklamalar**
$\dot{\boldsymbol{V}}$	Debi
$\boldsymbol{y}$	Kan düzlemlerinin arasındaki mesafe
$\varepsilon_{\boldsymbol{eng}}$	Çekme gerinimi
ε	Sonsuz küçük gerinim tensörünü
$\boldsymbol{\sigma}$	Cauchy gerilim tensörü
$\boldsymbol{\sigma_c}$	Çevresel gerilme
$\boldsymbol{\sigma_{eng}}$	Çekme gerilimi
$\boldsymbol{\sigma_l}$	Boyuna gerilme
$\boldsymbol{\sigma_r}$	Radyal gerilme
$\boldsymbol{\sigma_s}$	Sıvı formda Cauchy gerilim tensörü
μ	Dinamik viskozite
$\boldsymbol{\mu}$	İkinci Lamé parametresi
$\boldsymbol{\lambda}$	Birinci Lamé parametresi
$\boldsymbol{\lambda_1}$	Sağ uzama tensörü birinci özdeğeri
$\boldsymbol{\lambda_2}$	Sağ uzama tensörü ikininci özdeğeri
$\boldsymbol{\lambda_3}$	Sağ uzama tensörü üçüncü özdeğeri
$\dot{\boldsymbol{\gamma}}$	Kesme oranı
$\boldsymbol{\rho}$	Yoğunluk
$\boldsymbol{\tau}$	Kesme gerilimi
$\boldsymbol{\nu}$	Poisson oranı
$\boldsymbol{\nabla}$	Gradyan operatörü
:	Çift nokta tensör çarpımını

Kısaltmalar	**Açıklamalar**
ADC	Analog-to-digital converter
FDA	Food and Drug Administration
FSI	Fluid-structure interaction
IEP	Impedance plethysmography
LC	Inductor-capacitor
LED	Light-emitting diode

Kısaltmalar	Açıklamalar
MEMS	Micro-electromechanical systems
NdFeB	Neodymium magnet
PBS	Phosphate-buffered saline
PD	Photodiode
PDMS	Polydimethylsiloxane
PI	Polyimide
PLA	Polylactic acid
PPG	Photoplethysmographic
PTT	Pulse transit time
PWV	Pulse wave velocity
PVDF	Polyvinylidene fluoride
RF	Radio frequency
RMSE	Root mean square error
RWTT	Reflected wave transit time
SAR	Specific absorption rate
WHO	World Health Organization

1. GİRİŞ

Organ nakli, organ yetmezliğine bağlı mortaliteyi azaltan ve modern tıbbın en ileri düzeydeki klinik uygulamalarından biri olarak kabul edilmektedir. Son yıllarda tıp alanındaki hızlı gelişmeler ve ileri teknolojiye sahip biyomedikal cihazların etkin kullanımı, organ nakli operasyonlarının hem sayısında hem de çeşitliliğinde belirgin bir artışı sağlamıştır. Günümüzde batın bölgesini oluşturanlar başta olmak üzere birçok organ nakli başarıyla gerçekleştirilebilmektedir. Dünya Sağlık Örgütü'nün (WHO) Küresel Bağış ve Transplantasyon Gözlemevi verilerine göre, 2023 yılında dünya genelinde 170.000'in üzerinde organ nakli yapılmış olup [1], bu sayının küresel nüfus artışı ile birlikte gelecekte daha da yükselmesi öngörülmektedir. Nakil sürecinde, organın dolaşım sistemine entegre edilmesini sağlayan ve damarların cerrahi olarak birbirine bağlanmasıyla gerçekleştirilen anastomoz işlemi, kritik bir basamak olarak öne çıkmaktadır. Damar tıkanıklığı veya pıhtı oluşumu gibi durumların nakil sonrası meydana gelme ihtimalinin olması anastomoz işleminin dikkatle yapılmasının klinik sonuçları doğrudan etkilediğini ortaya koymaktadır [2]. Anastomoz yapılan damarlarda ölçülen kan basıncı, ameliyat sonrası dönemde yeterli organ perfüzyonunun en temel göstergesi olarak kabul edilmekte [3] ve bu nedenle gerçek zamanlı olarak izlenmesi hayati önem taşımaktadır. Sürekli basınç takibi, yalnızca organ fonksiyonlarının sürdürülebilirliğini güvence altına almakla kalmayıp, aynı zamanda olası komplikasyonların erken dönemde saptanarak zamanında müdahale edilmesine de olanak sağlamaktadır.

Yaygın olarak kullanılan kan akışı ve basınç izleme tekniklerinden biri, kan akışının hızını ve yönünü belirlemek için ses dalgalarını iletebilen ve alabilen bir arter üzerine yerleştirilmiş ultrasonik bir Doppler probu kullanmayı içermektedir [4]. Ancak bu yöntem kablolu bağlantılar gerektirdiğinden, hastanın hastane ortamında kalmasını zorunlu kılmakta ve işlem sonrası cihazın çıkarılmasını gerektirmektedir. Cerrahi operasyonlarda ise sıklıkla kateter uçlarına entegre edilen ve doğrudan damara yerleştirilen basınç sensörleri kullanılmaktadır [5]. Bu yöntem, kan basıncının yüksek doğrulukla sürekli olarak izlenmesine olanak sağlasa da, yüksek maliyet ve ev ortamında uygulanamaması gibi önemli dezavantajlara sahiptir. Ayrıca ölçüm sırasında enfeksiyon, pıhtı atması ve damar tıkanıklığı gibi komplikasyonlar da gelişebilmektedir [6-8].

Bahsedilen standart yöntemler güvenilir sonuçlar verse de, yüksek maliyetli ve karmaşık olmalarının yanı sıra operasyonu yürütecek yüksek eğitimli klinisyenlerin bulunmasını zorunlu kılmaktadır. Ayrıca, bu yöntemlerin hiçbiri hastanın taburcu edilmesinin ardından uzun vadeli takibi karşılayamamaktadır. Bu sınırlamalar sebebiyle damar komplikasyonları ve buna bağlı olarak nakledilen organdaki hücre hasarı, genellikle ortaya çıktıktan saatler sonra tespit edilebilmektedir. Bu duruma ek olarak, gerekirse tanı için biyokimyasal testler, ultrason veya tomografi gibi görüntüleme yöntemlerinin uygulanması da operasyonel müdahale başlayana kadar geçen sürenin uzamasına ve komplikasyon riskinin belirgin şekilde artmasına yol açmaktadır. Teşhisin geciktiği bu durumlarda yapılan müdahaleler çoğunlukla yetersiz kalmakta ve hastayı kurtarmak için yeniden nakil tek seçenek hâline gelebilmektedir. Bu nedenle kan basıncının yalnızca operasyon sırasında değil sonrasında da izlenebilmesi zorunlu bir ihtiyaç olarak değerlendirilmektedir.

Belirtilen sebeplerin yanı sıra anastomoz dışındaki bazı klinik uygulamalarda da hedef damardaki kan akışı durumunun anlık olarak bilinmesi gerekliliği, damar basıncını uzun süreli ve otonom biçimde ölçebilen vücut içi basınç sensörlerinin geliştirilmesini hızlandırmıştır. Bu kapsamda, damar basıncının tespiti için mevcut literatürdeki yaklaşımlar, vücut içi basınç sensörünün damarın içine veya dışına monte edilmesine odaklanır. Damar içine yerleştirilen basınç sensörleri, kanla temas halinde olması nedeniyle doğrudan basınç ölçümleri yapar. Bu sensörler doğrudan ölçümlere olanak sağlayarak daha doğru ölçümler sunsa da kan dolaşımına doğrudan yerleştirilmeleri pıhtı oluşumu, enfeksiyon, kanama ve damar yaralanması gibi riskleri de beraberinde getirir [9]. Damar dışına yerleştirilen sensörler ise genellikle manşet benzeri bir yapıda olup ilgili damarın etrafına konumlandırılır. Kan basıncı değişimleri nedeniyle damar duvarındaki yer değiştirmelerini tespit etmek ve dolaylı basınç ölçümleri yapmak üzere tasarlanır. Bu sensör çeşitleri damar içi komplikasyon oluşma ihtimalini düşük tutmasına rağmen kan damarını daraltıp deforme ederek kan akış hızını azaltır [9]. Bu bağlamda, damar etrafına yerleştirilebilen ve damar deformasyonunu en aza indirebilecek bir basınç sensörünün tasarımına odaklanmak, hem komplikasyon hem de kan akışı bozulma risklerini azaltma açısından güçlü bir motivasyon kaynağı olarak görülür.

Literatürde, kan basıncını ölçmek amacıyla geliştirilmiş farklı çalışma prensiplerine sahip birçok algılayıcı mekanizma olduğu görülmektedir. Piezorezistif, piezoelektrik, kapasitif, optik, manyetik ve empedans duyarlı gibi farklı algılama mekanizmalarına sahip sensörler,

implantasyon sonrası mekanik yük, sıcaklık dalgalanmaları, doku etkileşimleri ve ortamın elektriksel veya manyetik özelliklerindeki değişimlerinden etkilenerek çıktılarında sapmalar oluşturabilmektedir. Bu etkiler, algılayıcıların çalışma prensibine bağlı olarak farklı şiddetlerde ortaya çıkabilmekte ve zaman içinde ölçüm doğruluğu ile hassasiyetinde anlamlı düşüşlere yol açabilmektedir. Manyetik algılayıcılar, bu alanda görece daha az tercih edilmesine rağmen, damar çevresine yerleştirilecek kan basıncı sensörlerinin geliştirilmesinde diğer sensör mekanizmalarına göre önemli avantajlar sunmaktadır [10]: (i) vücut sıvıları, dokular ve biyouyumlu kaplamalar oldukça zayıf ve homojen manyetik özellikler sergiler, (ii) sistem bileşenleri, uygulanan basınçtan bağımsız olarak özelliklerini korur ve (iii) algılama sistemi, mevcut hazır bileşenler kullanılarak kolaylıkla oluşturulabilir. Bu önemli avantajlar, ölçümleri kan basıncı dışındaki faktörlere karşı oldukça etkisiz hale getirerek, manyetik algılamayı alternatif yöntemlere kıyasla üstün bir yaklaşım haline getirmektedir.

Bu tez çalışmasında, kan basıncının sürekli izlenebilmesi amacıyla arter etrafına konumlandırılan manyetik sensör modülünün farklı yerleşim ve yapılandırma durumundaki hassasiyeti ve performansı kapsamlı teorik ve deneysel analizlerle değerlendirilmiştir. Arter çap genişlemesi başına hassasiyeti ve voltaj farkını artırmak için modül içindeki Hall sensörü ve mıknatıs sayısı ile dairesel düzenlemeleri farklılaştıran çeşitli tasarımlar sonlu elemanlar yöntemi ile simülasyonlarda incelenmiştir. Tasarımlar üretilip basınç hassasiyeti açısından kapsamlı bir şekilde test edilmiştir. Modüllerin vücut içinde kalacağı süre dikkate alınarak, kararlılık ve güvenilirlik gibi önemli kriterleri incelemek amacıyla tasarımlar uzun süreli ölçümlere tabi tutulmuştur. Ayrıca, vücut sıvılarının modüle verebileceği olası zararları görmek için, vücut ortamını taklit eden özel bir çözelti içinde ek testler yapılmıştır. Matematiksel analizlerle hata payları ve tepkilerdeki doğrusallık incelenmiştir. Sensör başına en iyi performansı gösteren tasarım gerçek arter üzerinde uygulanarak performansı ölçülmüştür. Elde edilen sonuçlar, önerilen manyetik sensör modülünün anastomoz sonrasında bir arter etrafına yerleştirilerek yüksek hassasiyetle sürekli kan basıncı izleme için uygulanabilir olduğunu göstermiştir.

2. LİTERATÜR TARAMASI

Vücut içi implante edilebilir basınç sensörü mekanizmaları, biyolojik parametrelerin izlenmesinde önemli bir potansiyel sunmakta ve çeşitli uygulama alanlarında giderek ön plana çıkmaktadır. Kan basıncının sürekli ve hassas bir şekilde izlenmesi gereksinimi bu sensörlerin en önemli kullanım amaçlarından biri haline gelmiştir. Bu sensörler, piezorezistif, piezoelektrik, kapasitif, optik, manyetik ve empedans duyarlı gibi farklı çalışma prensiplerine sahip algılayıcılarla geliştirilmekte olup kompakt tasarımları sayesinde minimal veya tam invaziv uygulamalara olanak sağlamaktadır. Biyouyumlu malzemelerin kaplama olarak kullanılması sensörlerin doku ile uyumunu artırmakta ve sürekli kullanılabilirlik açısından potansiyel avantajlar sunmaktadır. Ancak, sensörler implantasyon sonrası biyolojik ortamın değişken koşullarına maruz kalmaktadır. Farklı algılama mekanizmalarına sahip sensörler, mekanik yük, sıcaklık dalgalanmaları, doku etkileşimleri ve ortamın elektriksel veya manyetik özelliklerindeki değişimlerinden etkilenebilmektedir. Bu etkiler, algılayıcıların çalışma prensibine bağlı olarak farklı şiddetlerde ortaya çıkabilmekte ve zaman içinde ölçüm doğruluğu ile hassasiyetinde anlamlı düşüşlere yol açabilmektedir.

Kapasitif algılama, implante edilebilir kan basıncı sensör tasarımlarında yaygın olarak tercih edilir. Bu yöntemde, kapasitör elemanına etki eden kan basıncı diyaframın deformasyonuna yol açar ve kapasitans değerinde değişikliğe neden olur. Kan basıncı değerlerine karşılık gelen kapasitans değerleri ile anlamlandırma yapılır. İyi sıcaklık kararlılığı, hızlı dinamik cevabı ve hem statik hem de düşük basınçları algılamadaki üstün performansıyla ilgi görür [11, 12]. Yüksek neme ve suya maruz kalma gibi çeşitli çevresel koşullar, algılamada kararsızlığa yol açabilir [13]. Aktif kapasitans değerleri düşük olduğundan bazı durumlarda elektronik devresine ihtiyaç duyarlar [14]. LC rezonans devresinde kapasitör olarak kullanılarak harici güç kaynağı ile beslendiği tasarımlar sıklıkla tercih edilir [14]. Kapasitans değişimi rezonans frekansında kaymaya sebep olur ve bu değerler harici bir devre ile temassız olarak algılanır. Kapasite dizisi halinde kullanılması ile hassasiyeti arttırılabilir [15].

Ticari olarak üretilen ve FDA onayına sahip kan basıncı sensörlerinde kapasitif algılama mekanizması kullanılır. CardioMEMS (Abbott, Sylmar, CA, USA) ve Cordella

(Endotronix, Inc., Chicago, IL, USA) sensörleri, kalp yetmezliği hastalarında pulmoner arter kan basıncını uzaktan izlemek için implante edilen kablosuz sistemlerdir ve hasta verilerini sağlık profesyonellerine ileterek kişiye özel tedavi yönetimi sağlar [16-18]. EndoSure (CardioMems, Inc., Atlanta, GA, USA) sensörü ise abdominal aort anevrizması tedavisinde implante edilerek, stent greft yerleşimi sonrası anevrizma kesesindeki kan basıncını ölçer [19, 20]. Bu sistemler, kapasitif algılama teknolojisinin klinik uygulamalarda güvenilir, yüksek hassasiyetli ve kablosuz kan basıncı ölçümü sağlamadaki etkinliğini gösterir. Ancak, her üç sensörün damar içine invaziv olarak yerleştirilmeleri nedeniyle kanama, enfeksiyon, damar hasarı, tromboz oluşumu riskleri söz konusudur.

Kapasitif algılama prensibiyle tasarlanan kan basıncı sensörlerinde, damar içi veya damar dışına yerleştirme seçeneklerinin yanı sıra basınç verisinin iletiminde kullanılan anten tasarımlarında da farklı konfigürasyonlar bulunur. Damar içine yerleştirilen sensörler genellikle bir kateter veya hemostatik valf aracılığıyla uygulanır [21-23]. Bu sensörler sıklıkla stente entegre edilerek konumlandırılır [24-31]. Burada stent hem damar açıklığını destekler hem de sensörün konum kararlılığını sağlar. Ayrıca stentin anten görevi gördüğü tasarımlar mevcut olup LC rezonans prensibi kullanılarak kablosuz veri iletiminde etkili bir yöntem olarak öne çıkar [32-41]. Damar çevresine yerleştirilen tasarımlarda ise sensör sistemi genellikle esnek bir alt tabaka içerisine entegre edilir. Bu düzenleme, sensörün doğrudan damara mekanik baskı uygulamasını engeller ve damar esnemesinin doğal biyomekanik davranışını korumayı amaçlar. Mevcut çalışmalarda sensör, alt tabaka boyunca damarın çevresini tamamen saran bir halkasal düzenleme şeklinde veya mekanik etkileri daha da azaltmak amacıyla yalnızca belirli bölgelerde lokalize edilmiş olarak konumlandırılır [42-49].

Piezorezistif algılama, bir alt tabaka üzerinde üretilen iletken dolguların basınç altında dağılımı ve temas durumunun değişmesi sonucunda direncinin değişmesi prensibine dayanır. Wheatstone köprüsü veya voltaj bölücü devreleri ile kullanılarak değişen direnç değerleri voltaj olarak algılanır. Piezorezistif sensörler, MEMS tabanlı olarak küçük boyutlu üretilmeleri nedeniyle kateter ucuna yerleştirilerek günümüzde sıklıkla damar içinden invaziv olarak kan basıncının ölçümü için kullanılır [50]. Kateter ucuna yerleştirilebilir olmaları nedeniyle bu sensörlerde boyut, hassasiyet ve veri iletimi gibi parametrelerin iyileştirilmesine yönelik çeşitli tasarımların bulunmasının yanında damar çevresinden kan basıncı ölçülmesine dayalı piezorezistif algılama konseptleri de mevcuttur

[51-59]. Ancak, yarı iletken tabanlı dirençlerin kullanımı, sensörlerin sıcaklık değişimlerine karşı yüksek duyarlılık göstermesine neden olmasının yanında MEMS tabanlı üretim süreçleri de görece yüksek maliyet oluşturur [60]. Esneklik ve düşük maliyet avantajı sunan karbon bazlı malzemeler son yıllarda piezorezistif algılamada sıklıkla tercih edilir [61]. Damar çevresine implante edilebilen ve grafen kullanılarak geliştirilen piezorezistif kan basınç sensörleri, genellikle yüksek güç tüketmeleri nedeniyle uzun süreli ölçüm için sınırlı kullanım sunar [62, 63].

Piezoelektrik algılama, mekanik basınç veya kuvvetin elektriksel sinyale dönüştürülmesini sağlar. Piezoelektrik malzeme, dışarıdan uygulanan basınç veya kuvvet nedeniyle deforme olduğunda içindeki pozitif ve negatif yükler ayrışır ve malzemenin zıt yüzeylerinde bir potansiyel fark oluşur. Bu potansiyel fark, uygulanan kuvvetin büyüklüğünü hassas bir şekilde belirlemede kullanılır. Bu sayede algılama kendi başına güç tüketmez, ancak sensör içinde harici bir devre kullanıldığında sistemin çalışması için elektriksel kaynak sağlanması gerekir. Ayrıca, ters etki prensibi ile piezoelektrik malzemeye elektrik sinyali uygulanarak mekanik titreşim veya deformasyon elde edilir. Orta-yüksek frekanslarda algılama kapasitesi iyi olup çok düşük frekanslarda sinyali kaybetme ihtimali bulunur [64]. Düşük frekanslarda yük amplifikatörünün kullanılması tercih edilir [65]. Arter çevresinden kan basıncının tespit etmek amacıyla piezoelektrik algılama içeren farklı tasarım örnekleri mevcuttur [66-69]. Film formundaki malzemenin elastisitesi düşük olduğu için arterin esnemesi kısıtlanır. Bu nedenle malzemenin damar çevresini sarma oranının optimize edilmesi veya mekanizmanın esnekliğini artıracak kompozit karışımların geliştirilmesi gerekir [70, 71]. Çeşitli organik ve inorganik bazlı piezoelektrik malzemeler bulunmasına rağmen, bir polimer olan polyvinylidene flüoride (PVDF), yüksek biyouyumluluk, termal kararlılık ve kimyasal direnç göstermesi nedeniyle bu kapsamdaki çalışmalarda yaygın olarak kullanılır [72]. Ayrıca, vücut içinde kan basıncını ölçmek için kullanılan Doppler probu piezoelektrik sensör içerir, ancak günümüzde kateter tabanlı sensörlere kıyasla daha az tercih edilir [73-76].

Fotopletismografi (PPG), kan hacmindeki değişiklikleri ölçmek için kullanılan optik sensör tabanlı bir yöntemdir. Sensörde bulunan ışık yayan diyot (LED) ışık kaynağı olarak, fotodiyot (PD) ise yansıyan ışık miktarını ölçen algılayıcı olarak görev yapar. Bu yöntem, biyomedikal alanda sıklıkla invaziv olmayan şekilde nabız ve kandaki oksijen satürasyonunu ölçmek için kullanılır. Bunun yanında, arter çevresine yerleştirilen LED ve

PD kullanılarak kan basıncı ile PPG sinyali arasında korelasyon gözlemlenir [77]. PPG ile ilişkili darbe geçiş süresi (PTT), darbe dalga hızı (PWV) ve yansıyan darbe geçiş süresi (RWTT) gibi parametreler kullanılarak kan basıncının tahmin edilmesine yönelik optik sensör tasarımları mevcuttur [78-80]. Bu sistemlerin fazla güç tüketimi, arter eksenine paralel yönünde fazla yer kaplaması ve sinyal işleme için kalibrasyon tekrarı gibi olumsuz özellikleri bulunur.

Arter çapındaki değişimin kan basıncıyla ilişkilendirildiği empedans pletismografi (IEP) ve manyetik algılama yöntemleri, dolaylı olarak kan basıncı hakkında bilgi sağlar. Bu yöntemlerde, sensör malzemesinin deformasyonu yerine arterin deformasyonu doğrudan ölçülür. Algılama bileşenlerinin artere hafif temas etmesi yeterli olsa da, sabitleme için destekleyici bir alt tabaka kullanılması gereklidir. Arterin empedans olarak modellendiği IEP yönteminde, basınç dalgalanmaları arterde çap uzunluğunun değişimine yol açarak empedans değerini değiştirir. Ancak, kontak direncini ortadan kaldırmak için kullanılan dört terminalli ölçümde dört elektrotun yerleştirilmesi, arter çevresinde fazla yer kaplamasına neden olur [81]. Ayrıca, uygulanan alternatif akım sonucu arter çevresindeki dokulara kaçak akım gitmesi ve sistemde çok sayıda harici elektronik bileşenin bulunması, IEP yönteminin bu alanda uygulanabilirliğini kısıtlayan başlıca faktörlerdir.

Manyetik sensör modülü, manyetik alan kaynağı olarak bir mıknatıs ve bu alanı algılayan Hall sensörü birimlerinden oluşur. Arter çevresine uygun bir geometrik düzenle sabitlenen bu sistemde, kan basıncındaki değişimler arter çapında deformasyona neden olur. Arterin genişleyip daralmasıyla birlikte mıknatıs ve Hall sensörü arasındaki mesafe değişmekte, bu değişime bağlı olarak sensörden farklı voltaj seviyeleri üretilir. Arter ve çevresindeki dokuların manyetik etkilerinin ihmal edilebilir düzeyde olması, Hall sensöründen elde edilen sinyalin hassasiyetini ve doğruluğunu artırır. Ayrıca, sistem bileşenlerinin arter deformasyonu sonrasında hem geometrik bütünlüğünü hem de işlevsel özelliklerini koruyabilmesi ve bu bileşenlerin ticari olarak temin edilebilir olması, manyetik sensör modülünü bu alanda avantajlı bir yaklaşım haline getirir. Öte yandan, mıknatısların varlığı, modülün manyetik rezonans görüntüleme sırasında kullanılamamasına yol açar. Bu sebeple kullanıcılar bu tıbbi tanı yönteminden mahrum kalmış olur. Buna karşın, günlük yaşamda insanlar genellikle yüksek yoğunluklu manyetik alanlara maruz kalmadıkları için, bu sınırlama rutin kullanım üzerinde önemli bir etki yaratmaz. Bu kapsamda, arter etrafına birer adet mıknatıs ve Hall sensörünün sabitlendiği bir kan basıncı sensör tasarımı

önerilmiştir [82, 83]. Mıknatıs ve Hall sensörü, ayrı alt tabakalar üzerine yerleştirilmiş ve bu tabakalar ince, esnek bir malzeme ile birbirine bağlanmıştır. Kan basıncı dalga formunun başarıyla algılanmasına rağmen; mıknatıs ve Hall sensörü arasındaki hizalama hatası ile alt tabakaları arter etrafına sabitlemek için kullanılan şeritlerin yetersiz sıkılığı, hesaplama hatalarına neden olmuştur. Ayrıca, voltajın basınca karşı hassasiyeti, önerilen mıknatıs, Hall sensörü ve bunların dairesel düzenleme geometrisi nedeniyle düşük kalmıştır. Bununla birlikte, gerekli düzenlemeler ve optimizasyonlar yapıldığında, önerilen manyetik sensör modülünün yüksek hassasiyet, kararlılık ve uzun süreli çalışma özellikleriyle implante edilebilir bir sistem olarak kan basıncı tespitinde kullanılabileceği değerlendirilir.

Bu tez çalışmasında, arter etrafına konumlandırılan manyetik sensör modülünün farklı yerleşim ve yapılandırma seçeneklerindeki hassasiyet ve algılama kapasitesi**,** kapsamlı teorik ve deneysel analizlerle incelenmiştir [84, 85]. Modüller, birden fazla Hall sensörü ve kalıcı mıknatıs kullanılarak arter genişlemesini yüksek hassasiyetle algılayabilen, ölçümleri güvenilir ve biyouyumlu bir tasarıma sahip olacak şekilde geliştirilmiştir. Elde edilen bulgular, önerilen sensör modüllerinin anastomoz sonrası vücut içinde uzun süreli kan basıncı izleme uygulaması için uygun olduğunu göstermiştir.

3. DAMAR MEKANİĞİ VE MANYETİK ALGILAMA YÖNTEMİNİN TEORİK İNCELENMESİ

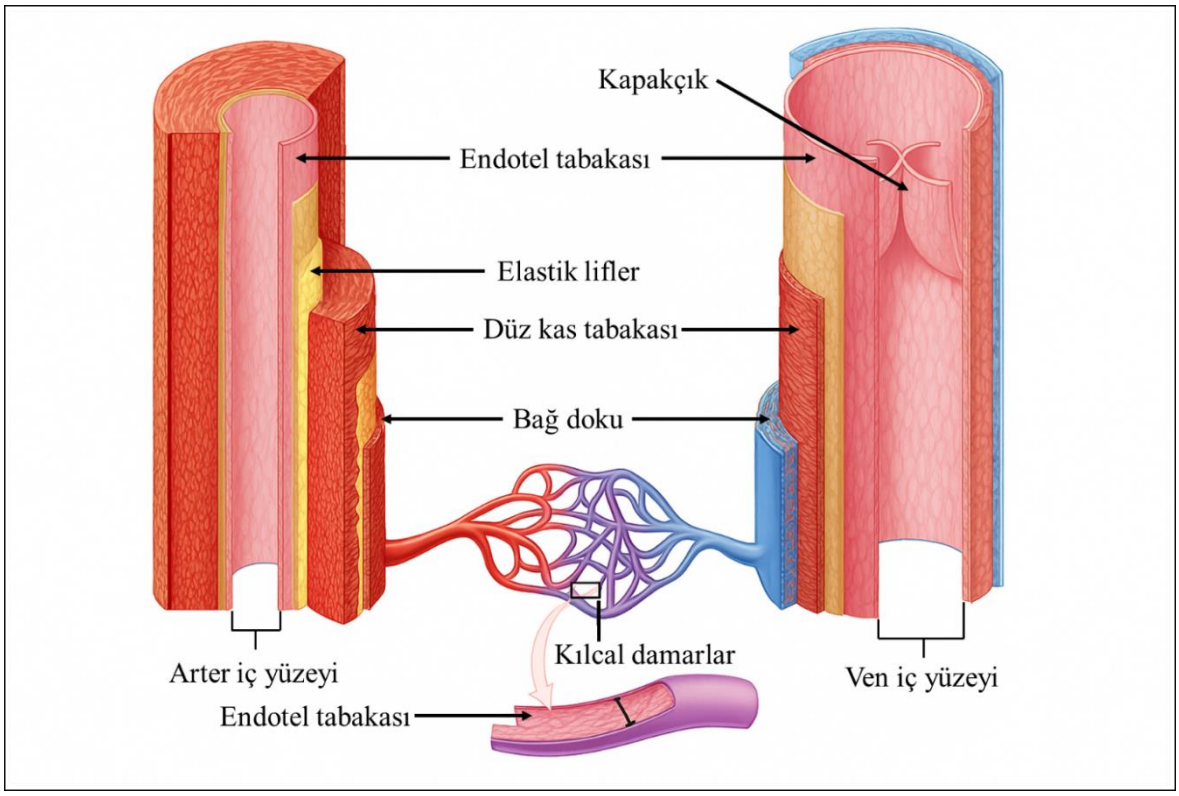
Dolaşım sistemi, metabolizmanın yan ürünlerini uzaklaştırırken vücudun dokularına maddeler ileten bir sıvı taşıma sistemi olarak tanımlanır. İnsanların dolaşım sistemi, üç temel fonksiyonel parçadan oluşur: kan, damar ve kalp. Bu sistem bir sıvıyı (kanı) bir dizi kap (damar) boyunca dolaştıran bir pompa (kalp) olarak düşünülebilir.

3.1. Kan Dolaşımı Fonksiyonel Birimleri

Kalp, kanı pompalamak için düzenli bir döngüde kasılan ve gevşeyen dört odacıklı bir kas organıdır. Kalbin kasılma evresine sistol, gevşeme evresine ise diyastol denir. Sol kalp, sol kulakçık ve sol karıncıktan oluşur ve bu iki odacık mitral kapak ile birbirinden ayrılır. Sol karıncığın kasılması, akciğerler dışındaki tüm vücut dokularına kan pompalamaktan sorumludur. Sol karıncığın kasılmasıyla kan, aort kapağından geçerek aort adı verilen büyük atardamara çıkar. Aort, kanı kalpten vücut dokularına taşıyan ana arterdir ve daha küçük arterlere ayrılır. Bu arterler, arteriyoller adı verilen daha küçük damara bölünür. Arteriyoller, kan ile hücreler arasındaki madde alışverişinin gerçekleştiği kılcal damara bağlanır. Kılcal damarlardan gelen kan, ince duvarlı venüllerde birleşir. Venüller birleşerek daha büyük venleri oluşturur ve bu venler, sonunda üst ana ven ve alt ana ven olmak üzere iki büyük damara bağlanır. Üst ana ven, kalbin üstündeki baş, boyun, göğüs ve üst uzuvlardan; alt ana ven ise kalbin altındaki tüm bölgelerden kan toplar. Her iki damar da kanı sağ kulakçığa boşaltır. Sağ kulakçık, sağ kalbin üst odasıdır ve triküspit kapak ile sağ karıncıktan ayrılır. Sağ karıncık, kanı pulmoner kapak aracılığıyla pulmoner artere ve oradan da akciğerlere pompalar. Akciğerlerde kan oksijenlenir ve mitral kapak üzerinden sol kulakçığa geri döner. Bu şekilde dolaşım döngüsü tamamlanır ve kan tekrar sol karıncığa girer. Kanın kalpten akciğerlere gidip oksijenlenerek tekrar kalbe dönmesine küçük kan dolaşımı (pulmoner dolaşım) denir. Kalpten vücut dokularına oksijensiz kanı taşıyan ve dokulara oksijen ile besin sağlayarak tekrar kalbe geri getiren dolaşıma ise büyük kan dolaşımı (sistemik dolaşım) denir [86, 87].

3.2. Damar Duvarı Yapısı

Damar duvarı iç, orta ve dış olmak üzere üç tabakadan oluşur. Yalnızca endotel hücrelerinden oluşan iç tabakaya sahip kılcal damarlar bu yapının istisnasıdır. Tabaka kalınlığı ve bileşimi damar tipine bağlı olarak değişir. Kan damarı duvarının bileşenleri Şekil 3.1'de gösteridiği gibidir.



Şekil 3.1. Kan damarı duvarının yapısı

İç tabaka, tüm kan damarlarının en içteki katmanıdır. Bu tabaka, ince bir bazal membran ile ayrılmış tek sıralı endotel hücre tabakası ile ince bir alt endotel tabakadan oluşur. Endotel, kanla doğrudan temas eden tüm yüzeyleri kaplayarak damar iç yüzeyinin bütünlüğünü sağlar. Alt endotel tabakası, az miktarda kolajen demeti ve elastik lif içerir. Nispeten küçük kalınlığı ve düşük sertliği nedeniyle iç tabakanın, damar duvarının genel mekanik özelliklerine anlamlı bir katkısı azdır. Orta tabaka, damar duvarının en kalın katmanıdır ve dolaşım sisteminin farklı bölgelerinde içerik bakımından belirgin farklılıklar gösterir. Bu tabaka, elastik liflerden oluşan elastik tabakalar ve düz kas hücrelerinden meydana gelir. İnsan aortası ve büyük arterlerde elastik tabakalar oldukça bol miktarda bulunurken, düz kas hücreleri neredeyse hiç yoktur. Bu nedenle bu arterler genellikle

elastik arterler olarak adlandırılır. Çevreye doğru ilerledikçe elastik tabaka sayısı azalırken, düz kas hücresi miktarı artar. Elastik tabakalar, elastik lif ağları aracılığıyla birbirine bağlanır. Bu şekilde organize olan orta tabaka, yüksek dayanıklılık ve esneklik sağlar. Düz kas hücreleri, elastik lif ağlarının arasında konumlanır. Dış tabaka, esas olarak kolajen ve elastin liflerinden oluşan gevşek bir bağ dokusu yapısındadır. Bu tabaka, damarı çevreleyen dokularla mekanik bağlantıyı sağlar ve damar duvarının dış etkiler karşısında bütünlüğünü korumasına yardımcı olur [88].

3.3. Damar Duvarının Mekanik Özelliği

Arterler, dolaşım döngüsü süresince belirgin deformasyonlara maruz kalır. Bu deformasyonların büyüklüğü ve karakteri, arter duvarının mekanik özellikleri tarafından belirlenir. Duvarı oluşturan tabakalardaki malzemelerin gerilim-gerinim özellikleri, damar duvarının genel mekanik davranışını doğrudan etki eder. Gerilme, dış kuvvet uygulandığında bir malzemenin birim alanı başına düşen kuvveti ifade eder. Malzemeye çekme kuvveti uygulandığında kuvvet doğrultusunda uzama meydana gelir ve bu durumda çekme gerilmesi, uygulanan kuvvetin malzemenin başlangıçtaki kesit alanına oranı ile tanımlanır.

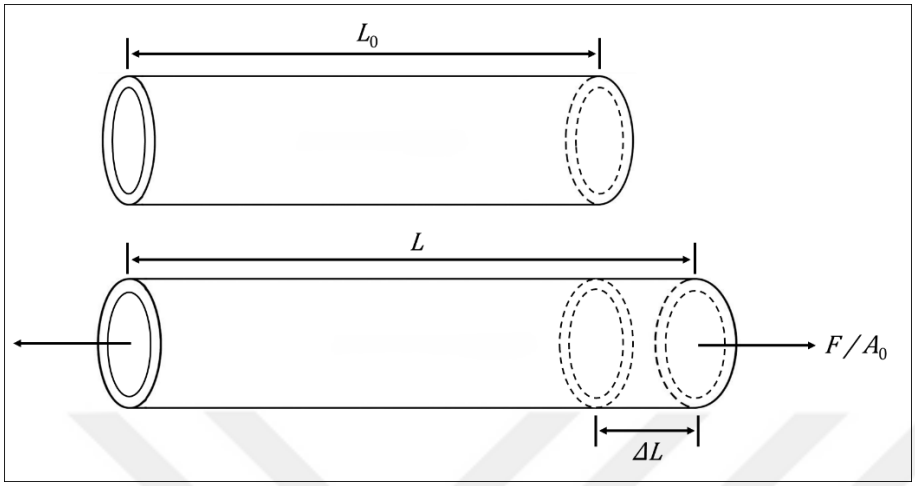
Gerinim, uygulanan kuvvet sonucunda malzemenin boyutlarında meydana gelen bağıl değişimi ifade eder. Malzeme çekme kuvveti etkisiyle kuvvet doğrultusunda uzadığında çekme gerinimi, uzunluktaki artışın başlangıç uzunluğuna oranı olarak tanımlanır. Çekme gerilmesi ve çekme gerinimi aşağıda verilen eşitlikler ile hesaplanır [86].

$$\sigma_{eng} = \frac{F}{A_0} \tag{3.1}$$

$$\varepsilon_{eng} = \frac{L - L_0}{L_0} \tag{3.2}$$

Bu eşitlikte σ_{eng} çekme gerilimi (Pa ya da N/m^2), F uygulanan kuvvet (N), A_0 malzemenin kuvvet uygulanmadan önceki kesit alanı (m^2), ε_{eng} çekme gerinimi, L_0 malzemenin kuvvet uygulanmadan önceki uzunluğu (m), L ise malzemenin kuvvet uygulandıktan sonraki uzunluğudur (m). Bir malzemede çekme gerilimi ve çekme geriniminin oluşumu Şekil 3.2'deki gibi gösterilir. Basma gerilimi ve gerinimi ise malzemeye uygulanan basma

kuvveti sonucunda meydana gelir ve çekme durumunda kullanılan Eş. 3.1 ile Eş. 3.2 ile hesaplanır.



Şekil 3.2. Çekme gerilimi ve çekme gerinimi oluşumunun şematik gösterimi

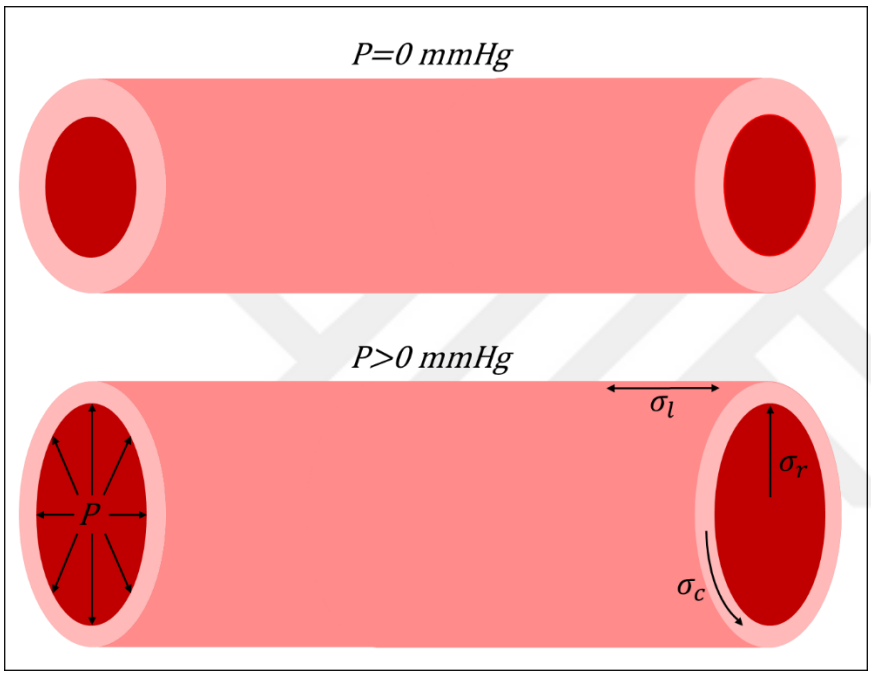
Young modülü, bir malzemenin deformasyona karşı gösterdiği sertliği ifade eder ve doğrusal elastik bölgede, çekme veya basma gerilmesinin gerinime oranı olarak tanımlanır.

$$E = \frac{\sigma_{eng}}{\varepsilon_{eng}} \tag{3.3}$$

Bu eşitlikte E Young modülünü (Pa) ifade eder. Damar duvarını oluşturan malzemeler farklı Young modüllerine sahiptir. Elastin, neredeyse doğrusal bir gerilim-gerinim ilişkisi gösteren biyolojik bir malzemedir. Kolajen ise temel bir yapısal proteindir. Kolajeni oluşturan sarmal yapılı aminoasitler, dalgalı lifler halinde bir araya gelir. Bu liflerin çapları türe ve dokuya bağlı olarak değişiklik gösterir. Bu dalgalı yapı, kolajenin doğrusal olmayan gerilim-gerinim davranışına neden olur. Damar duvarının orta tabakasında yer alan düz kas hücreleri, uzunlamasına, çevresel veya sarmal yönlerde dizilerek doğrusal olmayan bir gerilim-gerinim ilişkisi sergiler. Özellikle küçük arterler ve arteriollerde, bu hücreler damar duvarının mekanik özelliklerini belirlemede önemli rol oynar ve yerel kan akışının düzenlenmesinden sorumludur [88].

Bileşenlerinin özellikleri ve geometrisi nedeniyle arter duvarı, döngüsel basınç yüklerine doğrusal olmayan bir tepki verir. Damarın çevresel dokular tarafından desteklenmesi ve arter duvarının çapı ile kalınlığı arasındaki oran da bu davranışı etkiler. Bu karmaşık

özellikler nedeniyle, damar duvarının mekanik davranışını temsil eden tek bir Young modülü değeri belirlemek güçtür. Ancak elastik davranış hakkında genel bir fikir edinmek amacıyla, arter duvarının homojen kabul edildiği ve küçük deformasyonların varsayıldığı durumlar incelenebilir. Bu kapsamda gerilim-gerinim ilişkisi ölçülür ve sonucunda Young modülü tanımlanır [88]. Arterde basınç oluşumu sonucu duvarda meydana gelen genişleme ve oluşan gerilimler Şekil 3.3'te gösterilir. Burada P basıncı (Pa ya da mmHg), σ_l boyuna gerilme, σ_r radyal gerilme ve σ_c çevresel gerilmeyi ifade eder.



Şekil 3.3. Arterde basınç oluşumu sonrasında duvarda meydana gelen genişleme

3.3.1. Deformasyon kinematiği

Arter duvarı deformasyonu temelde kinematik denklemlerle analiz edilir. Arterdeki herhangi bir parçacığın konumu ilk durumda (referans) X, deforme olduktan sonra (mevcut) x pozisyon vektörleri ve iki konum arasındaki yer değiştirme vektörü $\mathrm{u} = \mathrm{x} - \mathrm{X}$ olarak tanımlansın. Deformasyon gradyanı tensörü, referans konumdaki parçacığın mevcut konfigürasyona geçişişteki geometrik dönüşümünü tanımlar.

$$\mathrm{F} = \frac{\partial \mathrm{x}}{\partial \mathrm{X}} = \mathrm{I} + \frac{\partial \mathrm{u}}{\partial \mathrm{X}} \tag{3.4}$$

Burada F deformasyon gradyanını temsil eder. Deformasyon gradyanının determinantı alındığında ise Jacobian cinsinden hacim değişimi elde edilir.

$$J = \det(\mathrm{F}) \tag{3.5}$$

Deformasyon gradyanı, hem dönme hem de deformasyon değerlerini içerir. Bu sebeple sağ kutup ayrışması yapılarak aşağıdaki eşitlikle elde edilir.

$$\mathrm{F} = \mathrm{RU} \tag{3.6}$$

Burada R dönme tensörü, U sağ uzama tensörüdür. Dönme tensörünün orthogonal ve sağ uzama tensörünün simetrik olması dikkate alınarak aşağıdaki ifade yazılır.

$$\mathrm{C} = \mathrm{F}^{\mathrm{T}}\mathrm{F} = \mathrm{U}^{\mathrm{T}}\mathrm{R}^{\mathrm{T}}\mathrm{RU} = \mathrm{U}^{\mathrm{T}}\mathrm{U} = \mathrm{U}^{2} \tag{3.7}$$

Burada C sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünü ifade eder ve simetriktir. Sağ uzama tensörünün özdeğerleri $\lambda_1\,\lambda_2\,\lambda_3$ ve sağ Cauchy-Green deformasyon tensörününün özdeğerleri $\lambda_1^2\,\lambda_2^2\,\lambda_3^2$ olarak ifade edilir. Sağ uzama tensörünün özdeğerlerine karşılık gelen özvektörler, malzemenin koordinat sisteminde birbirine ortogonal üç yönü belirler. Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün özdeğerleri kullanılarak asal katsayılar aşağıdaki biçimde tanımlanır.

$$I_{\mathrm{C}} = \mathrm{tr}(\mathrm{C}) = \lambda_1^2 + \lambda_2^2 + \lambda_3^2 \tag{3.8}$$

$$II_{\mathrm{C}} = \frac{1}{2}[(\mathrm{tr}(\mathrm{C}))^2 - \mathrm{tr}(\mathrm{C}^2)] = \lambda_1^2\lambda_2^2 + \lambda_2^2\lambda_3^2 + \lambda_1^2\lambda_3^2 \tag{3.9}$$

$$III_{\mathrm{C}} = \det(\mathrm{C}) = \lambda_1^2\lambda_2^2\lambda_3^2 \tag{3.10}$$

Bu katsayılar, malzeme deformasyonunun dönme hareketlerinden bağımsız olarak ifade edilmesini sağlar. Gerinim tanımının elde edilebilmesi için, deformasyonsuz durumda gerinimin sıfır kalması gerektiği dikkate alınmalıdır. Bu bağlamda, gerinimin referans konumuna göre tanımı aşağıdaki gibi yapılır.

$$\mathrm{E} = \frac{1}{2}(\mathrm{F}^{\mathrm{T}}\mathrm{F} - \mathrm{I}) = \frac{1}{2}(\mathrm{C} - \mathrm{I}) \tag{3.11}$$

Burada E Green-Langrange gerinim tensörünü ifade eder. Hem uzama hem de şekil değişikliği bilgilerini içerir [89, 90].

3.3.2. Hiperelastik modeli

Hiperelastisite, malzemenin büyük deformasyonlar altında dahi elastik davranması ve uygulanan yük kaldırıldığında orijinal şekline geri dönmesi durumudur. Malzeme, deformasyon sırasında harcanan enerjiyi gerinim enerjisi olarak depolar ve yük kaldırıldığında bu enerjiyi serbest bırakır [91]. Cauchy gerilme tensörü mevcut konfigürasyona bağlıdır. Büyük deformasyonlarda gerinim enerjisi analizinin kolaylaştırılması için referans konfigürasyonu dikkate alınarak aşağıdaki eşitlik kullanılır.

$$\mathrm{S} = J\mathrm{F}^{-1}\sigma\mathrm{F}^{\mathrm{T}} \tag{3.12}$$

Burada S ikinci Piola-Kirchhoff gerilim tensörü ve σ Cauchy gerilim tensörü olup ikisi de simetriktir. Gerinim ile gerilim arasındaki ilişki gerinim enerji yoğunluğu fonksiyonundan türetilir.

$$\mathrm{S} = 2\frac{\partial \mathrm{W}}{\partial \mathrm{C}} = \frac{\partial \mathrm{W}}{\partial \mathrm{E}} \tag{3.13}$$

Burada W gerinim enerji yoğunluğu olarak adlandırılır ve sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün fonksiyonudur. Arterlerin neredeyse sıkıştırılamaz malzeme olarak modellendiği çalışmalar mevcuttur [92-98]. Bu bağlamda sıklıkla tercih edilen 5 parametreli Mooney-Rivlin hiperelastik modelinin enerji fonksiyonu aşağıdaki eşitliklerle ifade edilir.

$$\mathrm{W} = \mathrm{W}_{iso} + \mathrm{W}_{vol} \tag{3.14}$$

$$\mathrm{W}_{iso} = C_{10}(\bar{I}_C - 3) + C_{01}(\bar{II}_C - 3) + C_{20}(\bar{I}_C - 3)^2 + C_{02}(\bar{II}_C - 3)^2 + C_{11}(\bar{I}_C - 3)(\bar{II}_C - 3) \tag{3.15}$$

$$\mathrm{W}_{vol} = \frac{\kappa}{2}(J-1)^2 \tag{3.16}$$

Eş. 3.14'teki gerinim enerji yoğunluğu, izokorik gerinim enerji yoğunluğu W_{iso} ve hacimsel gerinim enerji yoğunluğu W_{vol} olarak iki parametrenin toplamı olarak tanımlanır. W_{vol} hacim değişimine bağlı enerjiyi ifade eder ve κ hacim modülü ise bu değişime karşı direnci belirler. W_{iso} ise hacim değişiminden bağımsız şekil değişimini dikkate alır ve izokorik asal katsayılar olan $\bar{I}_C$ ve $\bar{II}_C$ üzerinden tanımlanır. C_{10}, C_{01}, C_{20}, C_{02} ve C_{11} deneysel olarak belirlenen malzeme sabitleridir. Sağ Cauchy-Green deformasyon tensörünün izokorik dönüşümü aşağıdaki eşitlikle ifade edilir.

$$\bar{\mathrm{C}} = J^{-2/3}\mathrm{C} \tag{3.17}$$

Eş. 3.17'deki ifade, Eş. 3.8, 3.9 ve 3.10'a uyarlanırsa izokorik asal katsayılar aşağıdaki gibi tanımlanır [89-90].

$$\bar{I}_{\mathbf{C}} = J^{-2/3} I_C \tag{3.18}$$

$$\bar{II}_{\mathbf{C}} = J^{-4/3} II_C \tag{3.19}$$

$$\overline{III}_{\mathbf{C}} = 1 \tag{3.20}$$

3.3.3. Doğrusal elastik modeli

Küçük deformasyonlarda uygulanabilir olan doğrusal elastik modeli alternatif olarak arter modellemelerinde kullanılır [99, 100]. Bu kapsamda gerilim ve gerinim bağlantısı genelleştirilmiş Hooke yasası ile aşağıdaki eşitlikte verilir.

$$\sigma = C : \varepsilon \tag{3.21}$$

Burada C dördüncü derece sertlik tensörünü, : çift nokta tensör çarpımını ve ε sonsuz küçük gerinim tensörünü ifade eder. Deformasyonun az olması nedeniyle, Eş. 3.11 yeniden düzenlenerek sonsuz küçük gerinim tensörüne göre aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$\varepsilon = \frac{1}{2}(\nabla \mathrm{u} + \nabla \mathrm{u}^{\mathrm{T}}) \tag{3.22}$$

Gerilim ve gerinim arasında Eş. 3.21'de verilen bağlantı izotropik malzemeler için aşağıdaki forma indirgenir.

$$\sigma = 2\mu\varepsilon + \lambda(\mathrm{tr}(\varepsilon))\mathrm{I} \tag{3.23}$$

Burada λ ve μ sırasıyla birinci ve ikinci Lamé parametrelerini ifade eder. Ayrıca, izotropik malzemeler için ikinci Lamé parametresi kayma modülüne eşittir. Lamé parametreleri, malzeme özellikleri olan Young modülü ve Poisson oranı kullanılarak aşağıdaki eşitlikler ile hesaplanır.

$$\lambda = \frac{Ev}{(1+v)(1-2v)} \tag{3.24}$$

$$\mu = \frac{E}{2(1+v)} \tag{3.25}$$

Burada v Poisson oranını gösterir. Young modülü ve Poisson oranı deneysel testler sonucunda belirlenir [89, 90].

3.4. Hemodinami

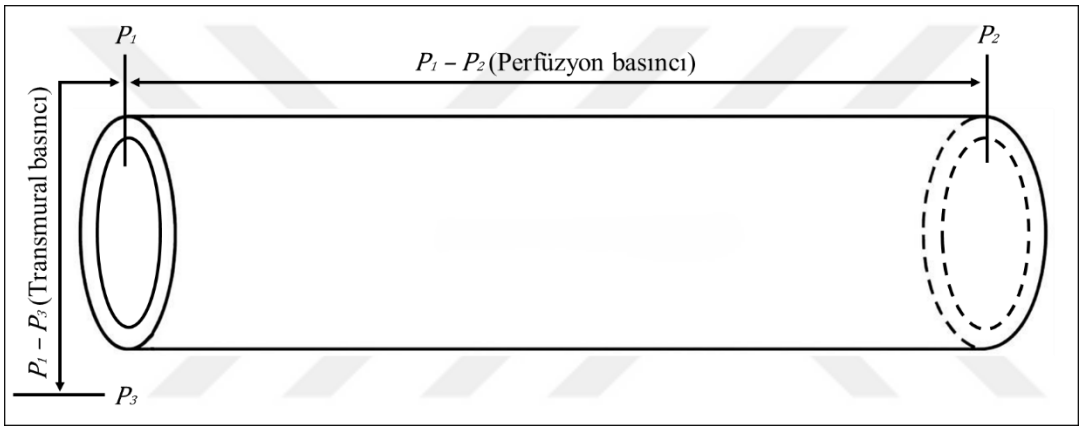
Kardiyovasküler sistemde kanın hareketi ve bu hareketle ilişkili fiziksel değişkenlerin incelenmesine hemodinami denir. Hemodinamik olayların anlaşılmasında akışkanlar mekaniğinin temel ilkeleri uygulanır. Bir akışkan, sisteme belirli bir enerji uygulanmadıkça hareket edemez. Kardiyovasküler sistemde bu enerji, genellikle sistemdeki iki nokta arasındaki basınç farkı veya basınç gradyanı şeklinde ortaya çıkar. Kan basıncı, mutlak bir değer olarak değil, her zaman bir referans basınca göre ölçülen fark şeklinde tanımlanır. Bu nedenle dolaşım sisteminde ölçülen kan basıncı, damarın içindeki basınç ile atmosferik basınç arasındaki farkı ifade eder. Basınç aşağıdaki eşitlikle ifade edilen birim alan başına uygulanan kuvvet olarak tanımlanır ve kan basıncı ölçümlerinde genellikle mmHg birimi kullanılır [86, 87].

$$P = \frac{F}{A} \tag{3.26}$$

Burada P basınç (Pa), F uygulanan kuvvet (N) ve A kuvvetin uygulandığı kesit alandır (m^2).

3.4.1. Dolaşım sistemindeki basınç türleri

Perfüzyon basıncı, Şekil 3.4'te P_1 ve P_2 noktaları arasında görülen yatay eksendeki basınç farkıdır. Bu basınç farkı, kanın P_1'den P_2'ye akmasını sağlar ve bu nedenle itici basınç olarak da adlandırılır. Dolaşım sisteminde itici basınç, kan akışını yönetir. Transmural basınç ise Şekil 3.4'te damarın içindeki P_1 noktası ile damarın dışındaki P_3 noktası arasındaki radyal eksendeki basınç farkını ifade eder. Başka bir deyişle, damar içi basınç ile çevre doku basıncı arasındaki farktır. Kan damarları elastik olduğundan transmural basınç, damar gerilimini ve dolayısıyla damar çapını belirler [86, 87].



Şekil 3.4. Damardaki basınç türleri

3.4.2. Debi

Akışın sürekliliği ilkesi, akan sıvılarda kütlenin korunumu prensibine dayanır. Büyük veya küçük kan dolaşım ağına birim zamanda giren hacim, ağdan sıvı eklenip çıkarılmadığı varsayılarak, aynı süre içinde ağdan çıkan hacme eşit olmalıdır [86, 87]. Damar sisteminin herhangi bir bölümünden geçen kan miktarı, akış hızı ve damar geometrisinin bir fonksiyonudur. Bu miktar, yani debi, birim zamanda birim kesitten geçen akışkan hacmi olarak tanımlanır ve aşağıdaki formüllerle ifade edilir. Şekil 3.5'te şematik gösterimi verilen debi aşağıdaki eşitliklerle ifade edilir.

$$Q = \dot{V} = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta V}{\Delta t} = \frac{dV}{dt} \tag{3.27}$$

$$Q = \dot{V} = \iint_A \text{v}.d\text{A} \tag{3.28}$$

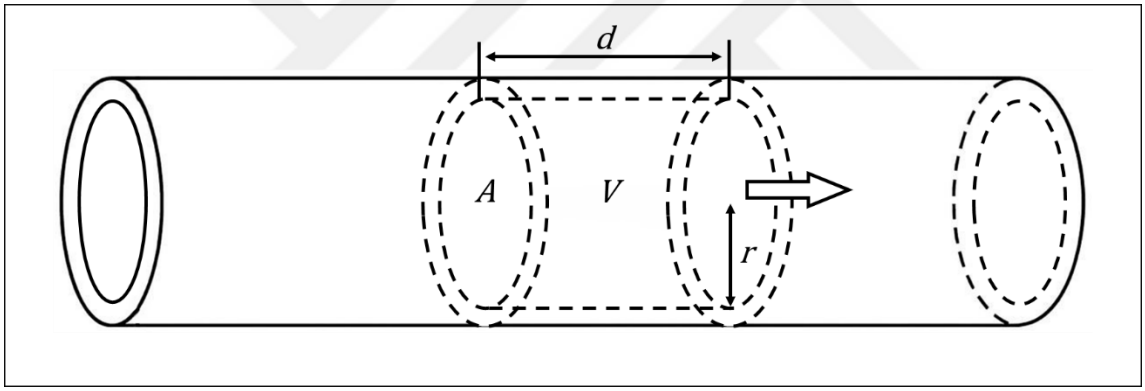
Burada Q veya $\dot{V}$ debiyi (m^3/s), V akan akışkanın hacmini (m^3), t akışkanın kesit alanından geçme süresini (s), v akan akışkanın hızını (m^2/s) temsil eder.

Kütle akış hızı ise birim zamanda birim kesitten geçen kütle olarak ifade edilir. Debi eşitliklerinin açıklandığı formüllerden analoji kurularak kütle akış hızı aşağıdaki gibi elde edilir.

$$\dot{m} = \lim_{\Delta t \to 0} \frac{\Delta m}{\Delta t} = \frac{dm}{dt} \tag{3.29}$$

$$\dot{m} = \iint_A \rho \mathrm{v}.d\mathrm{A} \tag{3.30}$$

Burada $\dot{m}$ kütle akış hızı (kg/s) ve ρ akan akışkanın yoğunluğunu (kg/m^3) ifade eder.



Şekil 3.5. Debinin şematik gösterimi

3.4.3. Viskozite

Kan, damar içinde akarken damar duvarına bir sürtünme kuvveti uygular. Bu etkileşim kesme ya da kayma kuvveti olarak adlandırılır. Kesme kuvvetinin, etki ettiği kan yüzeyi alanına oranı kesme gerilimini verir [86, 87].

$$\tau = \frac{F}{A} \tag{3.31}$$

Burada τ kesme gerilimi (Pa ya da N/m^2), F uygulanan kuvvet (N) ve A bu kuvvetin etki ettiği yüzey alanını (m^2) ifade eder. Kesme gerilimi, kanın birbirine paralel akış düzlemleri

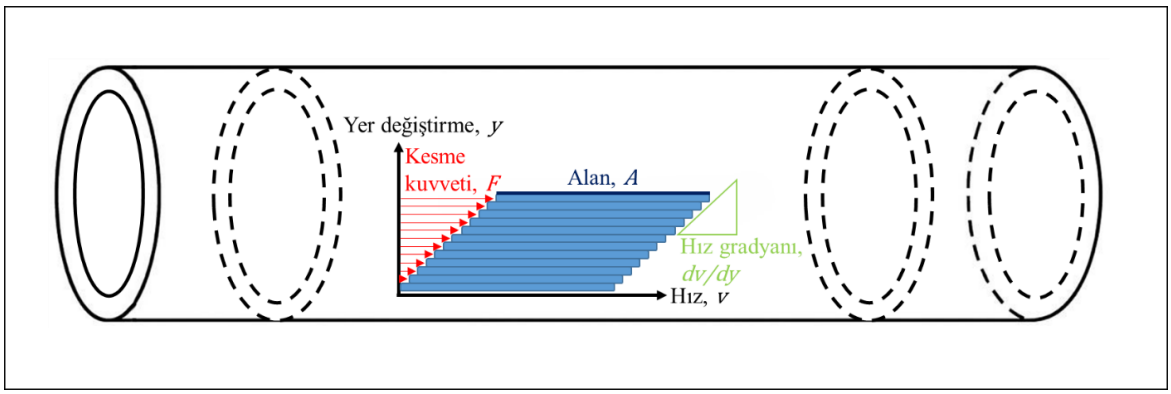
boyunca göreli yer değiştirmesine neden olur. Paralel kan akış düzlemleri hızının, aralarındaki dik uzaklığa göre değişimi yani hız gradyanı akışın kesme oranını belirler [86, 87].

$$\dot{\gamma} = \frac{dv}{dy} \tag{3.32}$$

Burada $\dot{\gamma}$ kesme oranını (s^{-1}), v kan akış hızını (m/s) ve y kan düzlemlerinin arasındaki mesafeyi (m) gösterir. Paralel kan akış düzlemleri, birbirlerine göre kayma hareketi sırasında bu harekete karşı bir direnç geliştirir. Bu direnç, Şekil 3.6'da oluşumu bir şematikle gösterilen dinamik viskozite olarak tanımlanır ve akışkanın kesme gerilimi ile kesme oranı arasındaki orandan elde edilir [86, 87].

$$\mu = \frac{\tau}{\dot{\gamma}} \tag{3.33}$$

Burada μ dinamik viskoziteyi (Pa.s) ifade eder. Aynı sıcaklık altında viskozitenin sabit kaldığı akış tipine Newton tipi akış denir. Bu akış tipinde viskozite, akış hızından bağımsızdır. Buna karşılık, aynı sıcaklıkta kesme gerilimi ve kesme oranı orantılı olarak değişmeyen, yani viskozitesi sabit olmayan akışkanlar Newton olmayan akış olarak adlandırılır [86, 87].



Şekil 3.6. Viskozite oluşumu

Kan, plazma içinde bulunan proteinler ve hücreler nedeniyle heterojen bir yapıya sahiptir. Bu nedenle akışkanlık özellikleri, su gibi basit akışkanlardan daha karmaşıktır. Kanın akış davranışı, içerisindeki farklı fazların viskozite özellikleri ve bu fazların birbirine oranı ile

belirlenir. Kandaki hücrelerin büyük kısmını eritrositler oluşturur ve bu hücreler kanın akışkanlık özelliklerini belirleyen temel unsurdur. Eritrositlerin davranışı ve yoğunluğu, kanın Newton olmayan bir akışkan gibi davranmasına yol açar [86, 87]. Bu nedenle kandaki viskozite, akış hızına bağlı olarak değişir. Ancak büyük damarlar ve yüksek kesme oranlarında, eritrositler akış yönünde hizalandığı için kanın davranışı Newton akışkana yaklaşır [101, 102].

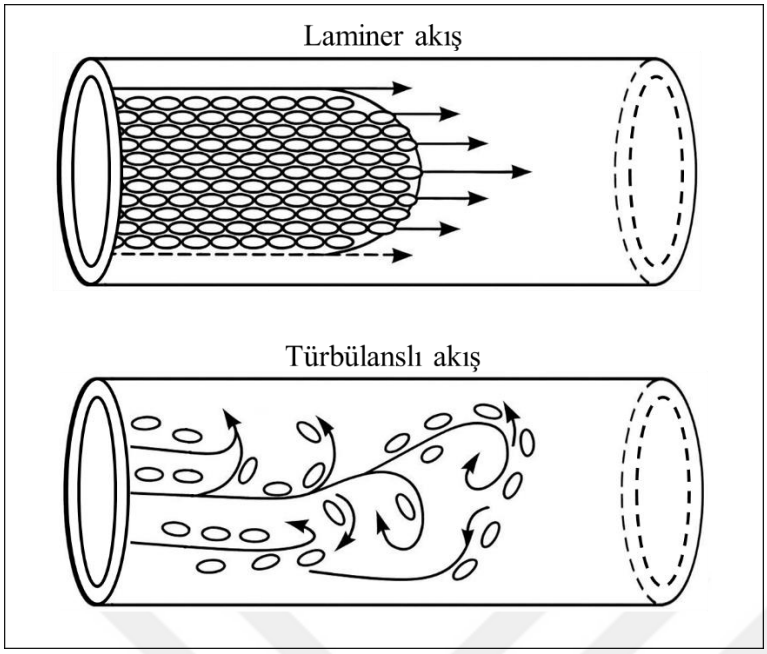
3.4.4. Kan akışı

Silindirik geometride olan bir kan damarında akış, paralel düzlemler boyunca değil, iç içe geçmiş silindirik akış tabakalarının birbirleri üzerinden kayması şeklinde gerçekleşir. Laminer akış koşullarında bu tabakalar eş merkezlidir. Merkeze yakın tabakaların akış hızı en yüksek, damar duvarına yakın tabakaların hızı ise en düşüktür. Damar duvarının iç yüzeyi ile kan arasındaki yapışma etkileri nedeniyle, duvara bitişik çok ince bir akış tabakasının neredeyse hiç hareket etmediği kabul edilir. Hız gradyanı damar merkezinde en düşük değerde olup çepere yaklaştıkça maksimuma ulaşır [86, 87].

Bir damarda toplam akış hızı çok yükseldiğinde, akış katmanlarının kinetik enerjisi, viskoz kuvvetlerin birbirine yapışma etkisini yener. Akış katmanlarının parçalanmasıyla sıvı rastgele ve kaotik bir hâl alır. Bu durum türbülans olarak adlandırılır. Türbülans, kalp-damar sisteminde basınç enerjisinin dağılmasına ve enerjinin verimsiz kullanımına yol açar. Türbülans eğilimi, Reynolds sayısı ile tanımlanır. Reynolds sayısı, akışkan katmanlarını birbirinden ayıracak kinetik enerji ile katmanları bir arada tutan viskoz kuvvetlerin oranını ifade eder [86, 87].

$$Re = \frac{\rho D v}{\mu} \tag{3.34}$$

Burada Re Reynolds sayısını, μ viskoziteyi (Pa.s), ρ kanın yoğunluğunu (kg/m^3), v kanın akış hızını (m/s) ve D damarın iç çapını ifade eder (m). Reynolds sayısı 2300'ün altında ise laminer, üstünde ise türbülanslı akış oluşur. Laminer akış sessizdir. Türbülans sırasında girdap oluşumu üfürümler meydana getirir. Kan akış türleri Şekil 3.7'de gösterilmiştir [86, 87].

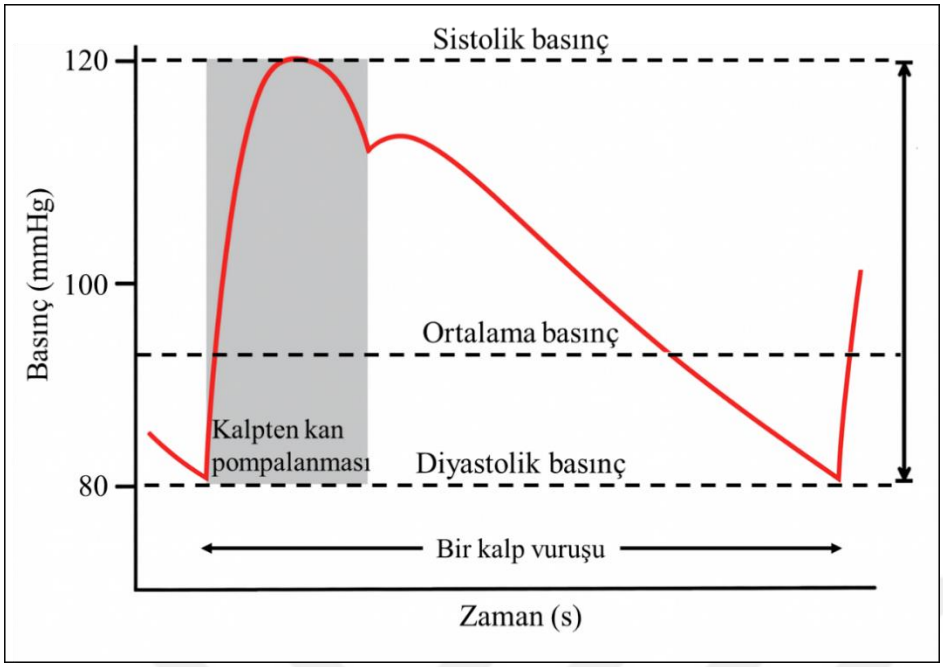


Şekil 3.7. Laminer ve türbülanslı akış tiplerinin gösterimi

3.4.5. Kan basıncı dalga formu

Kalp, doldurma ve boşaltma aşamalarını içeren, iki zamanlı olarak çalışan bir pompa gibi davranır. Kalbin hem sol hem de sağ tarafları döngüsel olarak çalıştığından, hem küçük dolaşımda hem de büyük dolaşımda atımlı, yani vuruşlu bir periyodik kan akışı oluşur. Kalbin kasılması sırasında arterlerdeki en yüksek basınca sistolik basınç, kalbin gevşemesi sırasında ise arterlerdeki en düşük basınca diyastolik basınç denir. Her kalp atışı sırasında basınç ve akış bu sistolik ve diyastolik değerler arasında değişir.

Kan basıncı genellikle, sol karıncığın kasılmasına karşılık gelen sistolik arter basıncı (~120 mmHg) ile sol karıncığın gevşemesine karşılık gelen diyastolik arter basıncı (~80 mmHg) arasında değişir. Nabız basıncı, sistolik ve diyastolik basınç arasındaki farktır. Kalbin gevşemek için harcadığı süre, kasılarak aorta kan pompaladığı süreden daha uzun olduğundan, ortalama arter basıncı bu iki değerin basit aritmetik ortalaması değildir. Bunun yerine, tek bir kalp döngüsündeki ortalama arter basıncı, basınç eğrisinin altında kalan alanın döngü süresine bölünmesiyle hesaplanır. Ortalama arter basıncı için tipik bir değer yaklaşık 90 ile 95 mmHg arasındadır. Tipik bir arter kan basıncı dalga formu Şekil 3.8'de gösterilmiştir.



Şekil 3.8. Tipik bir arter kan basıncının dalga formu

3.4.6. Kütle korunumu denklemi

Akışkanlar mekaniğinde bir problem, bir sisteme giren ve çıkan kütle akışını içerir ve bu nedenle kontrol hacimleri olarak modellenir. Belirli bir zaman aralığında bir kontrol hacmine veya kontrol hacminden net kütle transferi, bu zaman aralığı sırasında kontrol hacmi içindeki toplam kütledeki net değişime eşittir. Kütle korunumunun genel eşitliği aşağıda gibidir [103].

$$\int_{CV} \frac{\partial \rho}{\partial t} dV + \int_{CS} \rho \mathrm{v}.\,\mathrm{n}\, dA = 0 \tag{3.35}$$

Burada ρ akışkanın yoğunluğunu, v akışkanın hızını ve n akışkanın yüzeyine dik normal vektörü ifade eder. Bu eşitliğe diverjans teorimi uygulanırsa aşağıda verilen süreklilik denklemi elde edilir.

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla.(\rho \mathrm{v}) = 0 \tag{3.36}$$

Sıkıştırılamaz akışkanlar için süreklilik denklemi yeniden düzenlendiğinde, kan akışı için aşağıdaki eşitlik kullanılır [103].

$$\nabla . \mathrm{v} = 0 \tag{3.37}$$

3.4.7. Momentum korunumu denklemi

Bir kontrol hacmine etki eden kuvvetler, kontrol hacminin tüm gövdesine uygulanan kütlesel kuvvetler (yerçekimi vb.) ve kontrol yüzeyine uygulanan yüzeysel kuvvetler (basınç, viskoz kuvvetler vb.) olarak iki gruba ayrılır. Kütlesel kuvvetler, kontrol hacminin her noktası üzerinde etkili olduğundan, toplam net kütlesel kuvveti hesaplamak için hacim integrali alınır. Benzer şekilde, kontrol yüzeyine etki eden toplam yüzey kuvveti, yüzey boyunca alan integrali alınarak belirlenir [103].

Yüzey kuvvetleri ise hem normal hem de teğetsel bileşenlerden oluşur. Akışkanın bir noktasındaki yüzey gerilimlerini tanımlayabilmek için ikinci derece bir gerilme tensörü kullanılır. Gerilme tensörünün diyagonal bileşenleri, yüzeye dik yöndeki normal gerilmeleri temsil eder ve bunlar basınç ile viskoz gerilmelerden oluşur. Diyagonal olmayan bileşenler ise kesme gerilmeleri olarak adlandırılır. Basınç yüzeye normal olarak etki ettiğinden, kesme gerilmeleri tamamen viskoz gerilmelerden kaynaklanır. Momentum korunumunun genel ifadesi aşağıdaki gibi tanımlanır [103].

$$\sum \vec{F}_{net} = \sum \vec{F}_{kütlesel} + \sum \vec{F}_{yüzeysel} \tag{3.38}$$

Kontrol hacmi ve kontrol yüzeylerine integral işlemi uygulanırsa aşağıdaki eşitlik elde edilir.

$$\sum \vec{F}_{net} = \int_{CV} \rho \mathrm{f} dV + \int_{CS} \sigma . \mathrm{n} dA = \int_{CV} \frac{\partial}{\partial t} (\rho \mathrm{v})\, dV + \int_{CS} (\rho \mathrm{v}) \mathrm{v} . \mathrm{n}\, dA \tag{3.39}$$

Burada σ gerilme tensörünü ve f birim kütledeki kütlesel kuvveti ifade eder. Momentumun korunumunun diferansiyel formunu elde etmek için bu eşitliğe diverjans teoremini uygulanır. Diverjans teorimi uygulanması sonucunda tekrar düzenlenirse aşağıdaki denklem elde edilir [103].

$$\rho \frac{\partial \mathrm{v}}{\partial t} + \rho (\mathrm{v} . \nabla) \mathrm{v} = \rho \mathrm{f} + \nabla . \sigma \tag{3.40}$$

3.4.8. Navier-Stokes denklemi

Eş. 3.40, fazla sayıda bilinmeyen bileşen içerdiği için kullanımı pratik değildir. Gerilme tensörü, basınç ve viskoz gerilmeleri içermektedir. Bu kapsamda Newton tipi akışkan için Eş. 3.41'de ifade edilen basınç ve viskoz gerilmeleri kullanılarak Eş. 3.40 yeniden düzenlendiğinde Eş. 3.42 elde edilir [103].

$$\sigma = -P\mathrm{I} + \tau \tag{3.41}$$

$$\rho\frac{\partial \mathrm{v}}{\partial t} + \rho(\mathrm{v}.\nabla)\mathrm{v} = -\nabla P + \nabla.\tau + \rho\mathrm{f} \tag{3.42}$$

Burada $-P\mathrm{I}$ tensör formunda yüzeye dik etki eden basıncı ve τ teğetsel ve normal bileşenleri olan viskoz gerilmeleri ifade eder. Bu denklem, Eş. 3.43'te viskozitesi μ olan ve sıkıştırılamaz kabul edilen akışkanlar için yeniden düzenlendiğinde, sıkıştırılamaz Newton tipi akışkanlar için Navier–Stokes denklemi Eş. 3.44'te elde edilir [103].

$$\tau = \mu(\nabla\mathrm{v} + (\nabla\mathrm{v})^T) \tag{3.43}$$

$$\rho\frac{\partial \mathrm{v}}{\partial t} + \rho(\mathrm{v}.\nabla)\mathrm{v} = -\nabla P + \mu\nabla^2\mathrm{v} + \rho\mathrm{f} \tag{3.44}$$

3.5. Damar Duvarı ve Kan Akışı Etkileşimi

Kanın basıncı sebebiyle oluşan gerilim damarı duvarına transfer edilir. Gerilimin damar duvarına etkisini incelemek için Eş. 3.40'ta verilen eşitlik kullanılır [104].

$$\rho\frac{\partial \mathrm{v}}{\partial t} + \rho(\mathrm{v}.\nabla)\mathrm{v} = \rho\mathrm{f} + \nabla.\sigma_s \tag{3.45}$$

Buradaki σ_s Cauchy gerilim tensörü Eş. 3.12 ve Eş. 3.23 ile bağlantılıdır. Aşağıda verilen ifadede, Eş. 3.41'de tanımlanan basınç ve viskoz kaynaklı gerilmeler, damar duvarında ortaya çıkan Cauchy gerilim tensörüne eşitlenir [99].

$$\sigma_s.\mathrm{n} = (-P\mathrm{I} + \mu(\nabla\mathrm{v} + (\nabla\mathrm{v})^T)\,).\mathrm{n} \tag{3.46}$$

Kaymama koşulu sebebiyle damar duvarı sınırında kan hızı $\mathbf{v}_f$ ile duvarın hızı $\mathbf{v}_s$ birbirine eşittir [99].

$$\mathrm{v}_f = \mathrm{v}_s \tag{3.47}$$

3.6. Manyetik Hall Sensörü

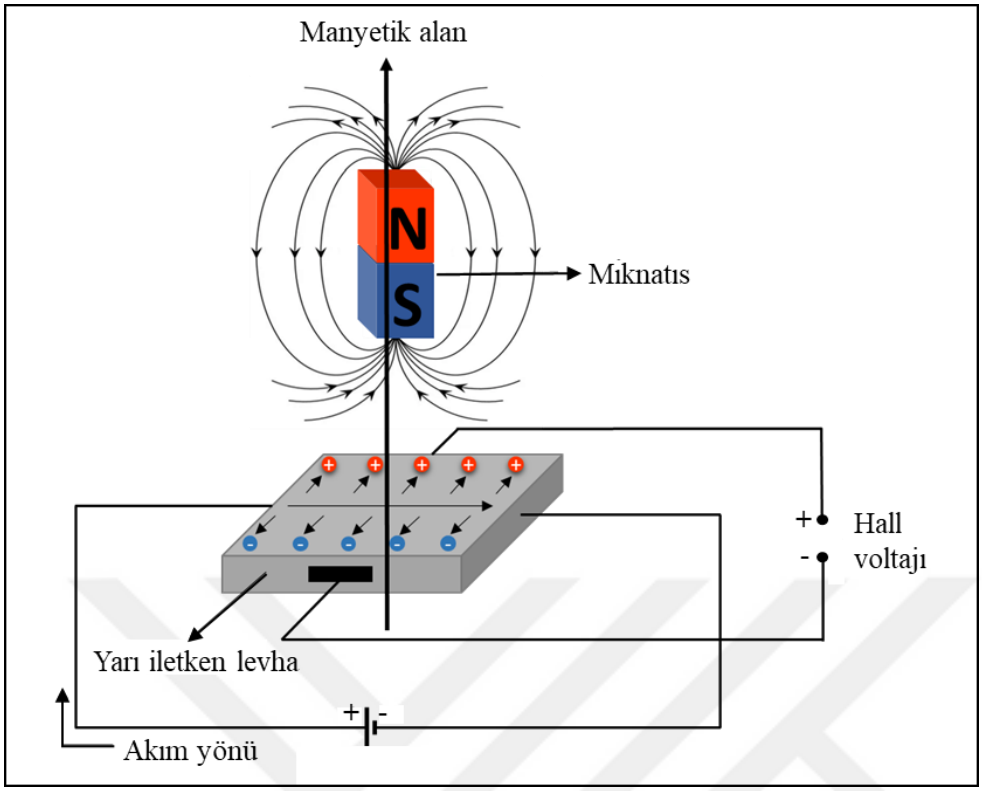
Hall sensörler, kalıcı bir mıknatıstan ve ya bir elektromıknatıstan üretilen bir manyetik alanın büyüklüğünü ve sensör tipine bağlı olarak bu alanın yönünü tespit etmek kullanılan yarı iletken tabanlı sensörlerdir. Bu sensörler, manyetik alan tarafından taşınan yük taşıyıcılarında oluşan Hall gerilimini algılayarak çalışır. Hall prensibi sayesinde konum, hız ve elektrik akımı ölçümü gibi temassız algılama uygulamalarında yaygın olarak kullanılır. Sağlam tasarımları ve sızdırmazlık özellikleri sayesinde titreşim, toz ve neme karşı yüksek dayanım gösterirler. Bu nedenle bakım ihtiyaçları düşüktür [105].

3.6.1. Hall sensörü çalışma prensibi

Şekil 3.9'da gösterilen Hall etkisi prensibine göre, mıknatısın oluşturduğu manyetik alan çizgileri yarı iletken levha olan Hall elemanının eksenine dik konumlandığında ve akım levha boyunca akacak şekilde uygulandığında, levha içerisindeki yük taşıyıcıları manyetik alanla etkileşime girer. Bu etkileşim, yük taşıyıcılarının manyetik alan içerisinde maruz kaldığı Lorentz kuvvetinin bir sonucudur. Yük taşıyıcıları üzerinde ortaya çıkan bu manyetik kuvvetin büyüklüğü aşağıda verilen ifade ile hesaplanır [106].

$$\mathrm{F} = q_0(\mathrm{v} \times \mathrm{B}) \tag{3.48}$$

Burada F Lorentz kuvveti (N), q_0 yükün büyüklüğü (C), v yükün hızı (m/s) ve B manyetik akı yoğunluğunu (T) gösterir.



Şekil 3.9. Hall etkisinin şematik gösterimi

Manyetik alanın etkisi altında kalan yük taşıyıcıları levhanın kenarlarına doğru hareket eder. Bu yük birikimi, levhanın iki kenarında zıt işaretli yüklerin birikmesine neden olarak bir kenarda pozitif, diğer kenarda negatif yük yoğunluğunu artırır ve böylece levha boyunca bir elektrik alan oluşur. Oluşan elektrik alan, Lorentz kuvvetine karşı etki ederek yük taşıyıcılarının hareketini sınırlar ve bu durumunda taşıyıcılar üzerinde etkiyen toplam kuvvet aşağıdaki biçimde ifade edilir.

$$\mathrm{F} = q_0 \mathrm{E_T} + q_0(\mathrm{v} \times \mathrm{B}) \tag{3.49}$$

Burada $\mathrm{E_T}$ elektrik alanı temsil eder. Bu alan, yük taşıyıcılarının levha boyunca daha dengeli bir dağılıma yönelmesine neden olur ve levha boyunca ölçülebilen bir gerilim oluşturur. Manyetik kuvvetin yük taşıyıcılarını kenarlara doğru itmesi ile elektrik alanın onları geri doğru çekmesi birbirini dengelediğinde aşağıdaki eşitlik kullanılır.

$$\mathrm{F} = q_0 \mathrm{E_H} + q_0(\mathrm{v} \times \mathrm{B}) = 0 \tag{3.50}$$

Burada E_H Hall etkisi sonucu denge durumunda levha içinde oluşan elektrik alanı temsil eder. Eş. 3.50'den E_H ifadesi denge koşulunda aşağıdaki eşitlikle elde edilir.

$$E_H = -(v \times B) \tag{3.51}$$

Algılayıcı elektrotlar arasındaki mesafenin w olduğu kabul edilirse Hall voltajı aşağıdaki şekilde ifade edilir.

$$V_H = -wvB \tag{3.52}$$

Bu eşitlikte V_H Hall voltajını temsil eder. Taşıyıcı sürüklenme hızı Eş. 3.53 ile belirlenir. Eş. 3.52 ile birlikte değerlendirildiğinde genel Hall voltajı eşitliği elde edilir.

$$v = \frac{I}{q_0 NA} \tag{3.53}$$

$$V_H = \frac{IB}{q_0 Nd} \tag{3.54}$$

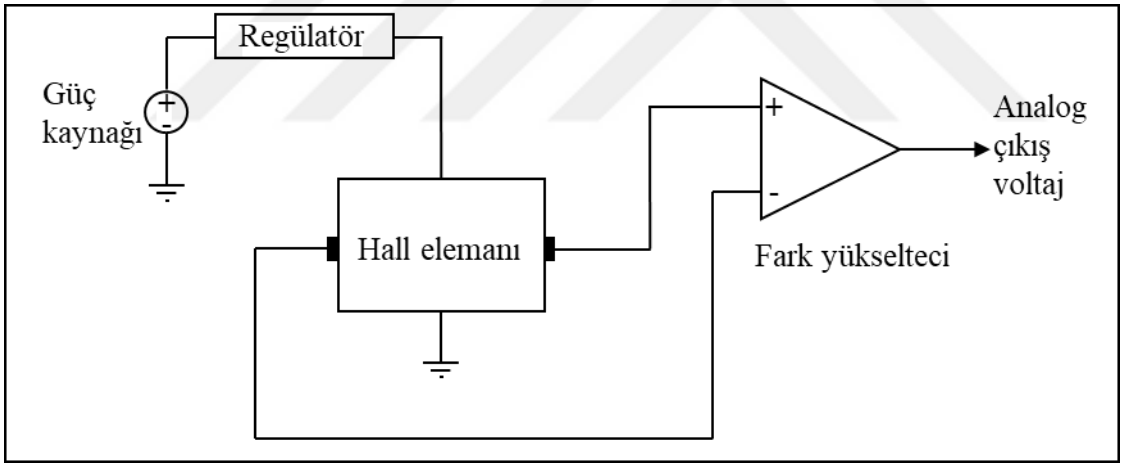
Burada I akımı (A), N taşıyıcı yoğunluğunu (m^{-3}), A levhanın alanını (m^2) ve d levhanın kalınlığını (m) ifade eder. Hall voltajı oldukça küçüktür ve yüksek manyetik alan şiddetinde bile yeterli seviyede voltaj elde edilemeyebilir. Bu nedenle yarı iletken levhadan alınan Hall voltajı bir işlemsel yükseltece verilerek yüksek genlikli bir çıkış voltajı elde edilir. Eş. 3.54 incelendiğinde Hall voltajının levhadan geçen akım ve uygulanan manyetik alan şiddetine bağlı olduğu görülür. Hall sensörlerinde çıkış voltajının kararlı ve doğru olabilmesi için sensör sabit bir gerilimle veya sabit bir akımla beslenir. Sabit gerilimle beslemede sensör uçlarına belirli bir gerilim uygulanır ve bu gerilimle orantılı bir akım oluşur. Sabit akımla beslemede ise sensörden geçen akım sabit tutularak Hall voltajı yalnızca manyetik alanla doğru orantılı hâle gelir. Her iki besleme yönteminde de regülatör veya aktif kontrol devreleri kullanılarak Hall voltajının duruma göre akım ve gerilim dalgalanmalarından etkilenmesi engellenir ve sensör çıkışı manyetik akı yoğunluğunu doğru şekilde yansıtır [106].

Analog ve dijital olmak üzere iki tür Hall sensörü vardır. Ayrıca bu iki tür sensörler tek kutuplu ve çift kutuplu formlarda bulunur. Tek kutuplu tip, sensörün çalışması esnasında

mıknatısın güney ve kuzey kutbunu kullanır. Çift kutuplu formundaki sensör ise yalnızca mıknatısın güney kutbunu kullanır [105].

3.6.2. Analog Hall sensörü

Analog sensörlerde elde edilen sinyal doğrudan işlemsel yükseltecin çıkışından alınır. Bu sensörler, güçlü bir manyetik alanla artan ve zayıf bir manyetik alanla azalan sürekli bir voltaj sinyali üretir. Manyetik akı yoğunluğu arttıkça işlemsel yükseltecin çıkış voltajı güç kaynağı tarafından belirlenen sınırlara kadar yükselir ve doygunluğa ulaşır. Doyuma ulaştıktan sonra manyetik akı yoğunluğundaki ek artış çıkış voltajını değiştirmez fakat sensörü daha fazla doygunluğa yönlendirir. Bu doygunluk işlemsel yükselteçte meydana gelir, Hall elemanında oluşmaz. Bu nedenle Analog Hall sensörleri yüksek manyetik alanlarda çalışsa dahi zarar görmez. İşlemsel yükselteç olarak genellikle fark yükselteci kullanılır. Analog Hall sensörün temel blok diyagramı Şekil 3.10'da gösterilmiştir [106].



Şekil 3.10. Analog Hall sensörünün temel blok diyagramı

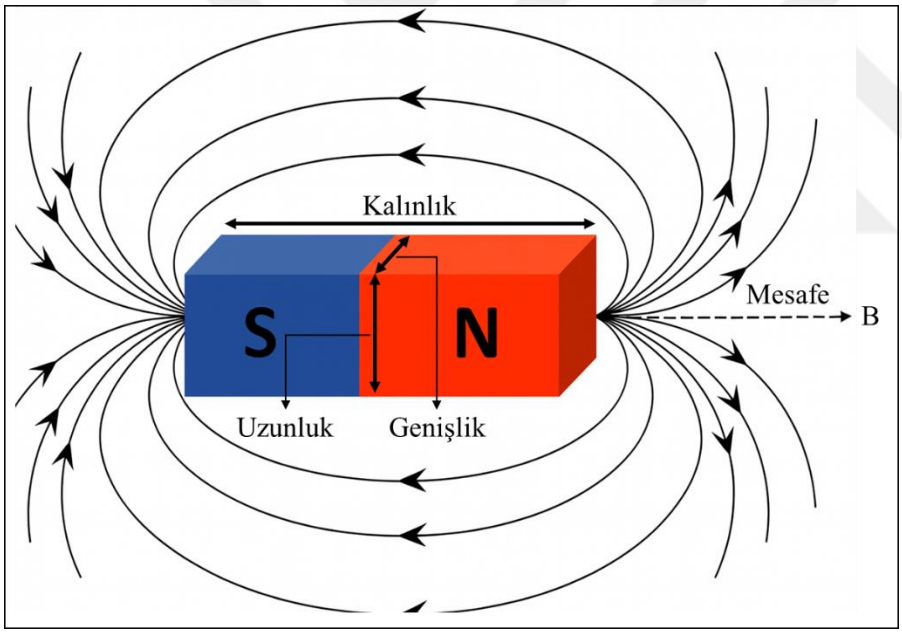
3.6.3. Mıknatıs

Mıknatıslar, manyetik özellikleri sıcaklıktan etkilenen ferromanyetik malzemelerden üretilir. Her malzemenin bir maksimum çalışma sıcaklığı, artık akı yoğunluğu ve manyetik zorlayıcılık değeri bulunur. Bir mıknatısın artık akı yoğunluğu ile boyutları, üç boyutlu uzayda oluşturduğu manyetik akı yoğunluğunu belirler. Uygulamalarda silindir, dikdörtgen blok ve küp biçimindeki mıknatıslar sıklıkla tercih edilir. Boyutları ve ürettiği manyetik akı yoğunluğu çizgilerinin şematik çizimi Şekil 3.11'de gösterilen dikdörtgen blok bir

mıknatısın merkezinden belirli bir uzaklıktaki manyetik akı yoğunluğu aşağıdaki eşitlikle hesaplanır [107].

$$B = \frac{B_r}{\pi}\left(\arctan\left(\frac{WL}{2D\sqrt{4D^2 + W^2 + L^2}}\right) - \arctan\left(\frac{WL}{2(D+T)\sqrt{4(D+T)^2 + W^2 + L^2}}\right)\right) \quad (3.55)$$

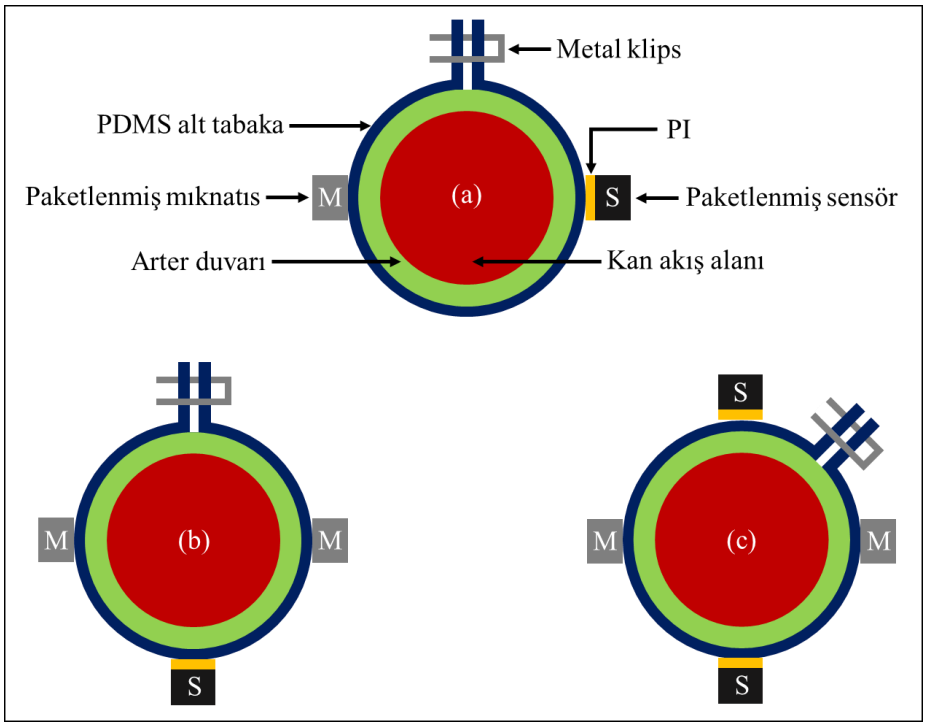
Bu eşitlikte W mıknatısın genişliğini, L mıknatısın uzunluğunu, T mıknatısın kalınlığını, B ilgili noktada hesaplanan manyetik akı yoğunluğunu, D manyetik akı yoğunluğu hesaplanan noktanın mıknatısa olan mesafesini ve B_r mıknatısın artık akı yoğunluğunu ifade eder.



Şekil 3.11. Dikdörtgen blok mıknatısın şematik görseli

4. SENSÖR MODÜLÜ TASARIMI

Kan basıncı takibi amacıyla arter etrafına implante edilecek sensör modülünün tasarımında, Hall sensörü ve mıknatıs seçiminin yanı sıra, bu bileşenleri bir arada tutan alt tabaka yapısı ve biyouyumlu kaplama süreci de kritik önem taşır. Sensör modülünün, arter boyunca anastomoz bölgesi ile yeni nakledilen organ arasındaki bir noktaya yerleştirilmesi amaçlandı. Bu kapsamda ele alınan ve Şekil 4.1a'da gösterilen sensör modülü, esnek bir alt tabaka üzerine monte edilen bir Hall sensörü ve kalıcı bir mıknatıstan oluşur. Alt tabakanın iki ucu, dairesel arter çevresine uyum sağlayacak şekilde metal klipsle birleştirilir. Hem alt tabaka hem de bileşenlerin paketlenmesi için biyouyumlu malzemeler kullanılır. Çalışma sırasında kan basıncı dalgası arter çapını değiştirir. Mıknatıs ile sensör arasındaki göreli konumlar kayar ve sensör voltajında salınımlar oluşur. Bu salınımlar kanın, arter duvarının ve sensörün akışkan, mekanik ve manyetik özellikleri aracılığıyla kan basıncı dalgasına dönüştürülür. Sensör modülü implante edildikten sonra, cerrahi sınıf bir kan basıncı sensörü kullanılarak sistolik ve diyastolik basınçlar ile istenen ara veri noktaları sensör voltajlarıyla eşleştirilir. Bu ilk kalibrasyonun ardından sürekli kan basıncı izleme yapılabilir.



Şekil 4.1. Sensör modülü tasarımlarının şematik gösterimleri, (a) T_0 - tek mıknatıs ve tek sensörden oluşan temel tasarım, (b) T_1 - bir sensör ve iki mıknatıs ile tasarım, (c) T_2 - iki mıknatıs ve iki sensör ile tasarım

Hedef arter çapının yaklaşık 5 mm olduğu ve normal kan basıncı değişimi için maksimum göreli arter genişlemesinin yalnızca %15'e kadar çıkabileceği göz önüne alındığında [108], basınç dalgalarına karşı yüksek voltaj değişimi sağlayacak kompakt ve yüksek hassasiyetli bir Hall sensörü seçilmelidir. Biyouyumlu Hall sensörünün üretimi teknik olarak mümkün olsa da, ticari olarak satılan ve arter üzerine implante edilebilecek küçük boyutlu ve yüksek hassasiyete sahip sensörler mevcuttur. Bu doğrultuda, harici biyouyumlu kaplaması yapılmak üzere 200 mV/mT hassasiyetine sahip, 5 V'a kadar çalışabilen ve 1,3×2,92×1,12 mm boyutlarında bir ticari tek kutuplu doğrusal Hall etkisi sensörü (DRV5056A1QDBZT, Texas Instruments) tercih edildi. Sensörün ayrıca, birkaç Hz mertebesindeki nabızlı kan akışı frekansının çok üzerinde olan 20 kHz bant genişliği vardır. Sensör, mekanik destek sağlamak ve sensör pinlerine elektrik bağlantılarını mümkün kılmak amacıyla biyouyumlu poliimid (PI) üzerine monte edildi. Yüksek manyetik akı yoğunluğu sağlamak için mıknatıs kaynağı olarak ortalama 1,39 T artık akı yoğunluğuna sahip neodyum (NdFeB) mıknatıslar tercih edildi. Mıknatısların boyutu, sensörün boyutuna yakın olacak şekilde seçilerek nispeten homojen bir kütle dağılımı ve mekanik denge elde edildi. Mıknatıslar ve poliimid üzerindeki sensör, sensör modülünün arter etrafında tamamen sarılmasını sağlayan esnekliği ve uyumu sunan polidimetilsiloksan (PDMS) alt tabakaya monte edildi. Arter üzerine yerleştirilen sensör modülünün şeması Şekil 4.1'de sunulmuştur. Burada PDMS alt tabakanın iki ucu metal klipslerle sabitlendi. Görüntü netliği açısından açıkça gösterilmemiş olsa da, sensör ve mıknatıs bileşenleri biyouyumlu epoksi ile paketlendi. Bu paketleme, bağışıklık sistemi tepkilerini azaltır ve sensör modülü bileşenlerinin vücut sıvılarına maruz kalmasını engeller. Epoksi ayrıca, geometrik keskinlikleri düzleştirerek çevredeki dokulara mekanik zarar riskini en aza indiren uyumlu bir kaplama sağlar.

Birim arter genişlemesine karşı yüksek voltaj değişimi elde etmek için çeşitli tasarım ve konfigürasyonlar araştırıldı. Şekil 4.1a, tek bir sensör ve tek bir mıknatısın doğrudan birbirinin karşısına yerleştirildiği temel tasarımı (T_0) göstermektedir. Bu tasarımın benzeri, daha önce farklı sensör ve mıknatıs ile alt tabaka olarak poliimid kullanılarak 0,65 mV/mmHg hassasiyetle rapor edildi [82, 83]. Sensör modülünün arter çevresindeki dayanıklılığını ve hassasiyetini artırmak amacıyla, PDMS üzerinde daha fazla bileşen içeren farklı sensör-mıknatıs konfigürasyonları incelendi. Şekil 4.1b, mıknatısların aynı kutuplarının radyal olarak içe bakacak şekilde T konfigürasyonunda yerleştirildiği, bir sensör ve iki mıknastan oluşan daha gelişmiş tasarımı (T_1) göstermektedir. Bu konfigürasyon, manyetik alan çizgilerini bükerek sensörden geçmesini sağlar ve arter

genişlediğinde daha büyük alan değişimine olanak tanır. Bu tasarım, geometrik simetri sayesinde yeni eklenen sensörde de aynı voltajın üretilmesini sağlayacak şekilde Şekil 4.1c'de gösterildiği gibi iki sensörü içerecek biçimde geliştirildi (T_2). Her iki sensörün voltajlarının toplamı teorik olarak sensör modülünün hassasiyetini iki katına çıkarabilir. Arter çevresine farklı bileşen yerleşimleri ve zıt mıknatıs kutuplarının birbirine bakması gibi diğer kombinasyonlar, sensörlerde daha düşük manyetik alan oluşmasına veya mıknatısların birbirlerini daha fazla çekmesine yol açmaktadır. Sensör modülündeki bileşen sayısının artırılması alan kısıtlamaları ve itici manyetik kuvvetler nedeniyle uygulanabilir değildir.

4.1. Sensör Modülü Bileşenleri

4.1.1. Polidimetilsiloksan

PDMS berrak, biyouyumlu, kimyasal olarak tepkimeye girmeyen ve toksik olmayan bir polimerdir. Bu özellikleri sayesinde biyomedikal sensörlerde alt tabaka veya kaplama malzemesi olarak yaygın şekilde kullanılmaktadır [109-113]. PDMS film üretimi ve kaplama süreçlerinde, birçok mikro-nano üretim yöntemine göre daha kolay ve düşük riskli olması nedeniyle genellikle yumuşak litografi tekniği tercih edilir [114, 115]. PDMS üretiminde bileşenleri olan silikon elastomer ile sertleştirici belirli oranlarda karıştırılır. Karışım, mikro kabarcık oluşumunu önlemek amacıyla bir desikatörde gazdan arındırılır. Ardından PDMS çözeltisi kalıp üzerine dökülür ve fırında kürlenir. Kalıp, boyut hassasiyeti gözetilerek fotolitografi yöntemiyle ya da üç boyutlu yazıcı ile hazırlanır. Sertleşme süresi bileşen oranlarına, fırının sıcaklığına ve PDMS örneğinin boyutuna bağlıdır. Sıcaklık arttığında kürlenme süresi kısalır. Kürleme tamamlandıktan sonra katılaşan PDMS yapısı kalıptan çıkartılarak istenen film elde edilir. Silikon elastomer ile sertleştirici maddenin farklı oranlarda karıştırılması, PDMS'in mekanik, optik ve gaz geçirgenliği gibi çeşitli özelliklerini değiştirebilir. Sertleştirici oranın artırılması, daha hızlı bir sertleşme süresine ve daha kırılgan bir PDMS yapısına yol açar. Buna karşılık sertleştirici miktarının azaltılması, sertleşme süresinin uzamasına ve daha dayanıklı mekanik özelliklere sahip bir PDMS numunesinin oluşmasına neden olur [116-121].

Düşük üretim maliyeti ve üretim sırasında daha az emek gerektirmesinin yanı sıra PDMS'in Young modülü arter dokusuna yakındır. Bu uyum, PDMS'in arter etrafına

sarıldığında dokuyla mekanik olarak uyumlu hareket etmesini sağlar. PDMS, kendi elastik yapısı sayesinde yırtılmadan önce büyük deformasyonlara uğrayabilen hiperelastik bir davranış sergiler [122]. Arter dokularında da gözlenen bu hiperelastik özellik, PDMS'i arter etrafına alt tabaka olarak yerleştirmeye uygun bir materyal hâline getirir [123]. Kimyasal olarak tepkimeye girmemesi ise fizyolojik ortamda uzun süre kararlı kalmasını, biyolojik bozunmaya karşı direnç göstermesini ve yüksek biyouyumluluk sunmasını sağlar [124]. Hidrofobik yapısı bakteriyel yapışmayı azaltarak biyolojik kirlenmeyi önleyici bir yüzey oluşturur. Ayrıca termal olarak kararlı olması, PDMS'in geniş bir sıcaklık aralığında yapısının bozulmadan kalmasını sağlar.

4.1.2. Poliimid

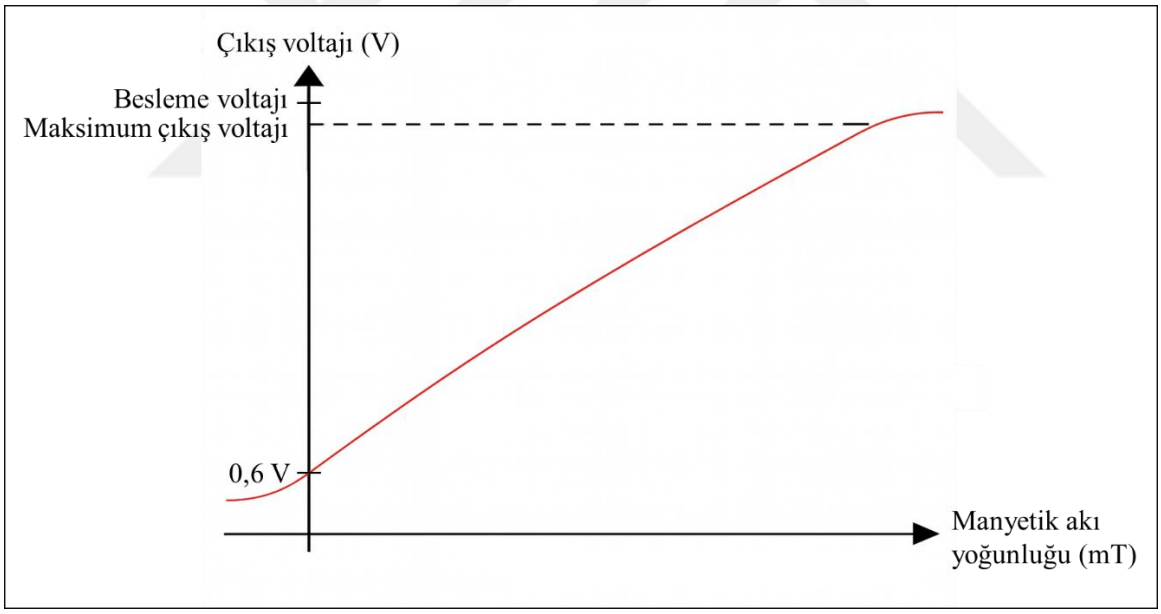
Esnek baskılı devre kartlarında alt tabaka olarak kullanılan poliimid yüksek kimyasal direnci, biyouyumluluğu, üstün dielektrik mukavemeti, esneklik ve termal kararlılık gibi özellikleri ile bilinmektedir [125]. Bu özellikler, poliimidin implante edilebilir cihazlarda kullanımına uygun bir malzeme olmasını sağlar. Poliimid kaplama, yaygın olarak çözelti hâlindeki poliimidin alt tabaka üzerine uygulanıp ardından kürlenmesiyle elde edilir [126]. Daldırmalı kaplama, döndürmeli kaplama ve buhar biriktirme gibi çeşitli yöntemler bulunsa da [127-130], döndürerek kaplama nispeten kolay ve kaliteli sonuç vermesi nedeniyle genellikle tercih edilir.

Çözelti formuna ek olarak, poliimid ticari olarak hazır film ve yarı kürlenmiş film hâlinde de bulunur [131]. Çözelti formundan üretilen poliimidin malzeme özellikleri değiştirilebilir ve uyarlanabilir olması, malzemenin çok yönlü olmasını sağlarken maliyetini artırır. Bu nedenle, kullanım amacı ve boyutuna uygun, istenilen malzeme özelliklerine sahip film formu tercih edildiğinde poliimidin maliyeti azalır. Öte yandan poliimidin pürüzsüz yüzeyi ve yüksek yapışma kabiliyeti, üzerine metal biriktirilmesini kolaylaştırır [132-134]. Yapısında bulunan imid ve eter bağlantılarının oksitlenmiş yapısı ve yüksek sınırlayıcı oksijen indeksi, poliimidlerin termal oksidasyon direncini arttırır [132]. Poliimidler, düşük dielektrik sabiti, yüksek elektrik yalıtımı ve düşük termal genleşme katsayısı gibi üstün dielektrik özellikleri sayesinde elektronik uygulamalar için uygun bir malzemedir [134]. Bu özellikler, poliimid üzerine uygun boyutlarda elektronik entegrelerin veya devrelerin yerleştirilmesini mümkün kılar. Bununla birlikte, nispeten yüksek Young modülü, poliimidi PDMS'e göre daha az esnek bir malzeme haline getirir [135]. Bu sebeple,

esnekliğin önemli olduğu uygulamalarda PDMS ile birlikte kullanılacağı durumlarda poliimidin boyutları, yapının genel esnekliğini sınırlamayacak şekilde optimize edilmelidir.

4.1.3. Manyetik algılama ve paketleme

DRV5056, manyetik bir güney kutbunun akı yoğunluğu ile orantılı tepki veren doğrusal bir Hall sensörüdür. Tek kutuplu manyetik tepki özelliği sayesinde analog voltaj çıkışı, manyetik alan olmadığında 0,6 V değerindedir ve manyetik güney kutbu uygulandığında artış gösterir. Bu yanıt, bir manyetik kutbu algılayan uygulamalarda çıkış dinamik aralığını maksimize eder. Hall sensörünün üzerine uygulanan manyetik alan ve bu manyetik alana cevaben sensörden elde edilen çıkış voltajını içeren manyetik tepki grafiği Şekil 4.2'de görülmektedir [107].



Şekil 4.2. DRV5056 Hall sensörünün manyetik tepki grafiği

DRV5056 Hall sensörünün çıkış voltajı aşağıdaki eşitlikle hesaplanır.

$$V_{OUT} = V_Q + B\ x\ \left(Hassasiyet_{(25°C)}\ x\ \left(1 + S_{TC}\ x\ (T_A - 25°C)\right)\right) \quad (4.1)$$

Burada V_Q durgun durum voltajı olan 0,6 V, B sensör üzerine etkiyen manyetik akı yoğunluğu, $Hassasiyet_{(25°C)}$ sensör opsiyonlarına bağlı hassasiyet, S_{TC} mıknatıs için

sıcaklık değişimlerine karşı hassasiyetin sıcaklık kompanzasyonu, T_A ortam sıcaklığı ve V_{OUT} sensörün ürettiği çıkış voltajıdır [107].

Dört farklı hassasiyet seçeneği, gerekli algılama aralığına bağlı olarak çıkış salınımını artırır. Sensör 3,3 V veya 5 V güç kaynaklarıyla çalışabilir. Sensörün 25 °C çalışma sıcaklığında 5 V ile çalışan farklı opsiyonlarının özellikleri Çizelge 4.1'de gösterilir [107].

Çizelge 4.1. DRV5056 Hall sensörünün farklı opsiyonlarının özellikleri

Sensör Kodu	Opsiyon (5 V)	Hassasiyet (mV/mT)	Menzil (mT)
DRV5056	A1/Z1	200	20
	A2/Z2	100	39
	A3/Z3	50	79
	A4/Z4	25	158
	A6	100	39

Sensör, yüzeye monte edilebilen SOT-23 ve delikten monte edilebilen TO-92 paketleri ile sunulur. Bu paketlerin boyutları Çizelge 4.2'de verilir [107].

Çizelge 4.2. DRV5056 kodlu Hall sensörünün paket türleri ve boyutları

Sensör Kodu	Paket Türü	Sensörün Gövde Boyutları (mm)
DRV5056	SOT-23	2,92 x 1,3 x 1,12
	TO-92	4 x 3,15 x 1,52

Sensör, harici analogdan dijitale dönüştürücü (ADC) referansı için aynı besleme voltajını kullandığında besleme voltajı toleransından kaynaklanan hatayı en aza indirebilen bir oranmetrik mimari kullanır. Ek olarak, sensör geniş bir sıcaklık aralığında doğrusal performans göstermesi için mıknatısların sıcaklıktan kaynaklı değer kaymasını dengelemeye yönelik sıcaklık kompanzasyonuna sahiptir. Bu özelliğe sahip olmayan aynı kodlu sensör seçenekleri de mevcuttur. Bu özelliğe sahip opsiyonlar A1, A2, A3, A4, A6 ve sahip olamayanlar ise Z1, Z2, Z3 ve Z4'tür. Ayrıca sensör 20 kHz bant genişliğine sahiptir [107].

DRV5056 Hall sensörünün SOT-23 paketi, TO-92 paketine kıyasla daha küçük boyutludur. SOT-23 paketi sensörün poliimid üzerine pin bağlantılarıyla sabitlenmesi için daha uygun olması ve sensörün arter etrafına yerleştirileceği göz önünde

bulundurulduğunda daha kompakt bir yapı sağlar. Hedef arter çapının 5 mm olarak belirlendiği durumda, en düşük menzile sahip A1 opsiyonu, uygun bir mıknatıs ile diğer opsiyonlara göre daha yüksek hassasiyetli çıkış voltajının elde edilmesine olanak tanır. Ayrıca A1 opsiyonunun kullanılan mıknatısların sıcaklık değişimlerine bağlı manyetik akı yoğunluğu kayıplarını azaltan sıcaklık kompanzasyonuna sahip olması, bu opsiyonu sensör modülü için daha uygun bir tercih hâline getirir. Tüm bu özellikler dikkate alındığında, DRV5056 Hall sensörünün A1 opsiyonu ve SOT-23 paketi, arter etrafından kan basıncının ölçülmesi için en uygun seçenek olarak değerlendirilir.

DRV5056 Hall sensörünün arter etrafında hali hazırda kapladığı alan, benzer boyutlarda bir mıknatısın yerleştirilmesine olanak sağlamaktadır. Bu nedenle mıknatıs boyutunun sensöre eşit ya da ona yakın olacak şekilde seçilmesi damardaki mekanik yük artışını kısıtlar. Hall sensör ile benzer boyutlarda ve yüksek artık akı yoğunluğuna sahip mıknatıslar NdFeB türünde mevcuttur. DRV5056 Hall sensörü A1 opsiyonunun çalışma esnasında doyuma gitmemesi ve düşük-yüksek kan basıncıyla değişen arterin çap değeri hesaba katıldığında yaklaşık 1,39 T artık akı yoğunluğuna sahip NdFeB mıknatıs sensörden yüksek hassasiyetli voltaj çıkışı elde edilmesine imkan sağlar.

NdFeB yüksek korozyon direnci göstermemesi, bu mıknatısların vücut içine implante edilmesi durumunda koruyucu bir kaplama ile kullanılmasını zorunlu kılar. Hall sensörünün elektrik bağlantılarının da nemli ve sıvı ortamda korunması gerekir. Ayrıca arterde basınçlı kan akışı sebebiyle meydana gelen yükün, sensör modülü üzerinde konumlandırılan manyetik bileşenlerin düzenini bozmaması önemlidir. Bu sebeplerden ötürü, yüksek yapışma gücüne sahip biyouyumlu epoksi kullanılarak manyetik bileşenlerin hem kaplanması hem de alt tabakaya sağlam biçimde yapıştırılması sensör modülünün bütünlüğünü ve uzun dönem kararlılığını artırır. Epoksinin biyouyumlu olması ise yerleştirilen sensör modülünün vücutta bir bağışıklık tepkisi oluşturmamasını sağlar. Epoksinin Young modülü değerinin hem damar hem de arter duvarınınkinden yüksek olması nedeniyle kaplama aşamasında kullanılan miktarın dikkatle kontrol edilmesi gerekir. Aşırı miktarda epoksi uygulanması, sensör modülünden elde edilen voltaj hassasiyetinin olumsuz etkilenmesine yol açar.

4.2. Sensör Modülünün Sonlu Elemanlar ile Analizi

Şekil 4.1'de yer alan her bir tasarımın, belirli bir basınç aralığında ürettiği voltaj seviyelerini ve duyarlılık değerlerini karşılaştırmak için simülasyonlar gerçekleştirilmiştir. İlk olarak, basınç değişimlerine karşı arter genişlemesi, COMSOL sonlu elemanlar simülasyon yazılımının Akışkan-Yapı Etkileşimi (FSI) modülü kullanılarak modellenmiştir. Bu modelde, sıvı fizyolojik olarak anlamlı bir aralıkta arterin iç duvarına radyal yönde dışa doğru basınç uygular ve bunun sonucunda arter çapında artış meydana gelir. FSI simülasyonlarından elde edilen ve farklı basınç değerlerine karşılık gelen genişlemiş çaplar, manyetik simülasyonlar için gerekli arter geometrilerini tanımlamak üzere kullanılmıştır. Manyetik simülasyonlar, AC/DC modülünün Magnetic Fields, No Currents arayüzü kullanılarak gerçekleştirilmiştir.

4.2.1. Önerilen tasarımların lateks boru kullanılarak sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi

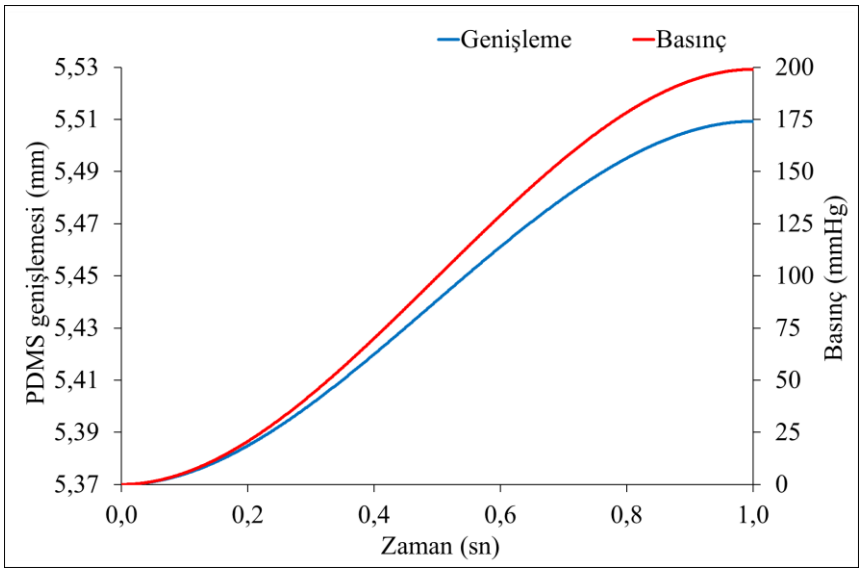
Önerilen tasarımların kapsamlı testleri haftalar süren bir çalışma gerektirmektedir. Ayrıca bu testlerin, kan akışına sahip gerçek bir arterde ve arter yapısının korunması için uygun bir biyolojik ortamda yapılması zorunludur. Kapsamlı testler için böyle bir ortama erişim bulunmaması sebebiyle daha sonra elde edilecek test sonuçlarıyla doğrudan karşılaştırma yapabilmek için bu bölümdeki simülasyonlarda arter ve kan yerine lateks boru ve su kullanılmıştır. Bu yaklaşım, söz konusu malzemelerin mekanik ve akışkan özelliklerinin benzer olması nedeniyle yaygın biçimde kullanılmaktadır [47,67-68]. FSI simülasyonlarında kullanılan parametreler, literatürde bildirilen malzeme özelliklerine dayanılarak seçilmiş ve Çizelge 4.3'te verilmiştir [136, 137].

Su sıkıştırılamaz, laminer ve Newton tipi akışkan özelliklere sahip olacak şekilde modellenmiş, su ve lateks arasına kaymama sınır koşulu uygulanmıştır. Simülasyonda kullanılan lateks ve PDMS boyutları, tutarlılık olması için testlerdeki gerçek bileşenlerin boyutlarıyla aynı olacak şekilde belirlenmiştir. Beklenen deformasyonların küçük olması nedeniyle lateks, doğrusal elastik bir malzeme olarak modellenmiş ve sabit bir Young modülü tanımlanmıştır. Tüm arter yapısının modellenmesi hesaplama açısından zorlayıcı olacağından, yalnızca 30 mm'lik bir bölüm dikkate alınmıştır. Sensörler ve mıknatıslar, radyal genişlemeyi etkilemedikleri için bu analize dahil edilmemiştir.

Çizelge 4.3. Lateks için FSI simülasyon parametreleri

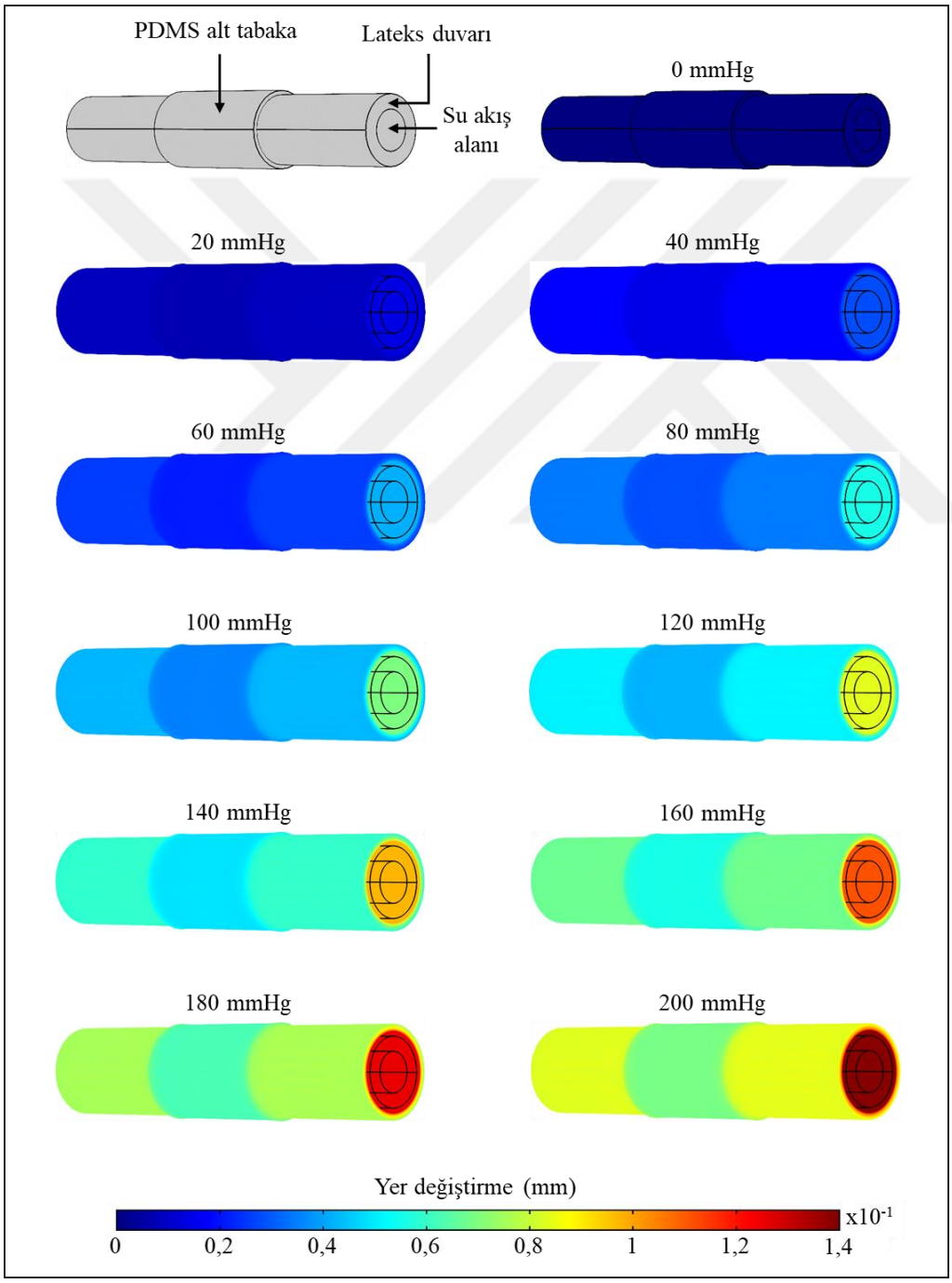
Parametre	Değer	Parametre	Değer
Lateks Young modülü	1200 kPa	PDMS Young modülü	750 kPa
Lateks Poisson oranı	0,44	PDMS Poisson oranı	0,49
Lateks yoğunluğu	960 kg/m^3	PDMS yoğunluğu	970 kg/m^3
Lateks uzunluğu	30 mm	PDMS çapı x uzunluğu	5,37 mm x 10 mm
Lateks dış yarıçapı	4,77 mm	PDMS kalınlığı	0,3 mm
Lateks duvar kalınlığı	1 mm	Su yoğunluğu	997 kg/m^3
Simülasyon süresi	1 sn	Su viskositesi	0,001 Pa.s

Lateks içindeki sıvı basıncı, insan vücudunda yaygın olarak gözlenen 80-120 mmHg aralığını tamamen kapsamak ve aşmak amacıyla 200 mmHg'ye kadar artırılmıştır. Basıncın 0 mmHg'den 200 mmHg'ye yükselme süresi 1 sn olarak tanımlanmış ve basınç profili sürekli ikinci türev düzgünlüğü sağlayacak biçimde oluşturulmuştur. Daha kısa yükselme süreleri doğrusal basınç artışıyla birlikte yakınsama sorunlarına yol açarken, daha uzun süreler veya daha karmaşık profiller sonuçları anlamlı şekilde değiştirmemiştir. PDMS'in, dolayısıyla sensörler ve mıknatısların belirtilen basınç aralığında zamana bağlı yer değiştirmesi Şekil 4.3'te çizilmiştir.



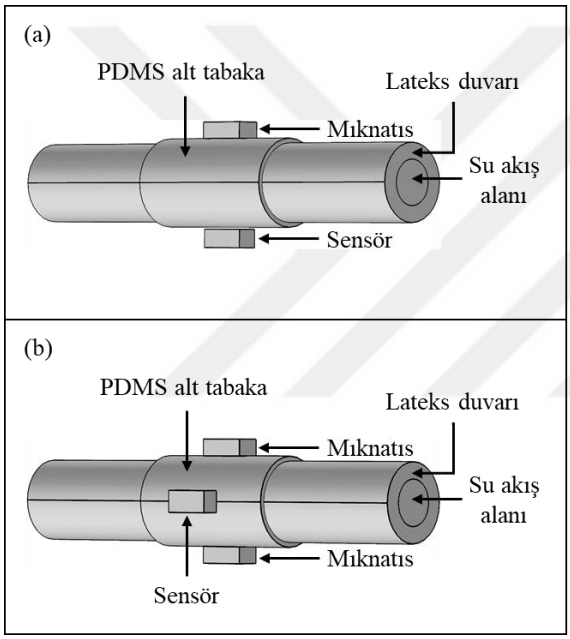
Şekil 4.3. Uygulanan basınç profili ve bunun sonucunda zamanla değişen PDMS çapının lateks üzerindeki genişlemesi

Simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile lateks ve PDMS yer değiştirme dağılımları ise Şekil 4.4'te gösterilmiştir. Maksimum 200 mmHg basınçta lateks 0,17 mm genişleyerek 4,77 mm'den 4,94 mm'ye, PDMS ise 0,14 mm genişleyerek 5,37 mm'den 5,51 mm'ye ulaşmıştır. Beklendiği üzere, toplam kalınlığının daha büyük olması ve buna bağlı olarak genel esnekliğin azalması nedeniyle PDMS bölgesi, lateksin geri kalanına kıyasla daha az genişlemektedir.



Şekil 4.4. Simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile lateks ve PDMS yer değişimi dağılımları

Manyetik simülasyonlarda mıknatıslar ve sensörler, Şekil 4.5'te gösterildiği şekilde modellere eklenmiştir. Sensörün altındaki poliimid katmanı simülasyonda fiziksel olarak modellenmemiştir. Sensör, poliimid kalınlığını temsil etmek amacıyla PDMS yüzeyinden 0,13 mm uzağa yerleştirilmiştir. Sensörler ve mıknatısların dairesel konumları, FSI simülasyonları sonucunda elde edilen değerler doğrultusunda her 20 mmHg artış için güncellenmiş ve sensör yüzeylerinde oluşan manyetik akı yoğunluğu analiz edilmiştir. Manyetik simülasyonlarda kullanılan diğer geometrik ve malzeme parametreleri Çizelge 4.4'te listelenmiştir. Simülasyonda kullanılan sensör ve mıknatıs parametreleri, tutarlılık olması için testlerdeki gerçek bileşenlerle aynı olacak şekilde belirlenmiştir.

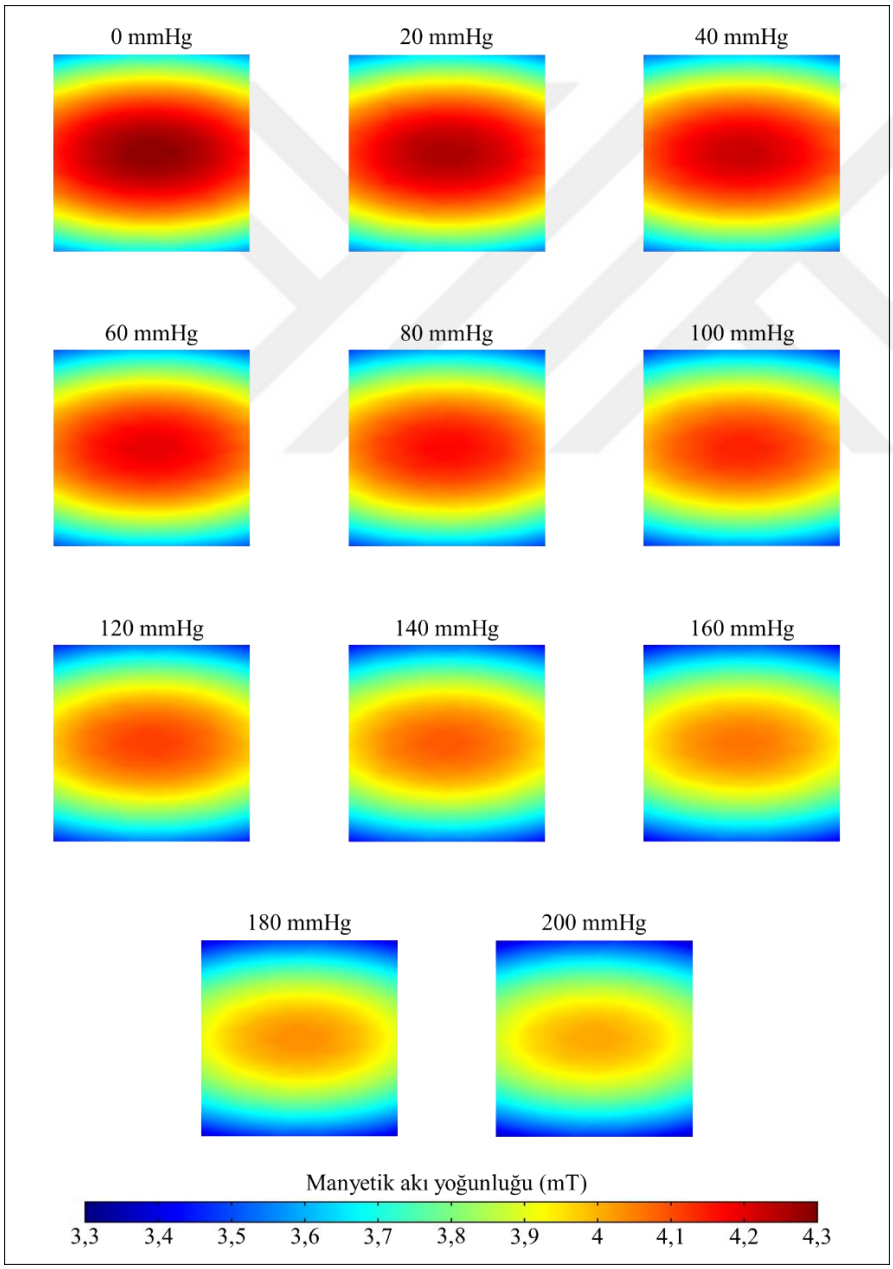


Şekil 4.5. Lateks için manyetik simülasyon modelleri, (a) T_0, (b) T_1

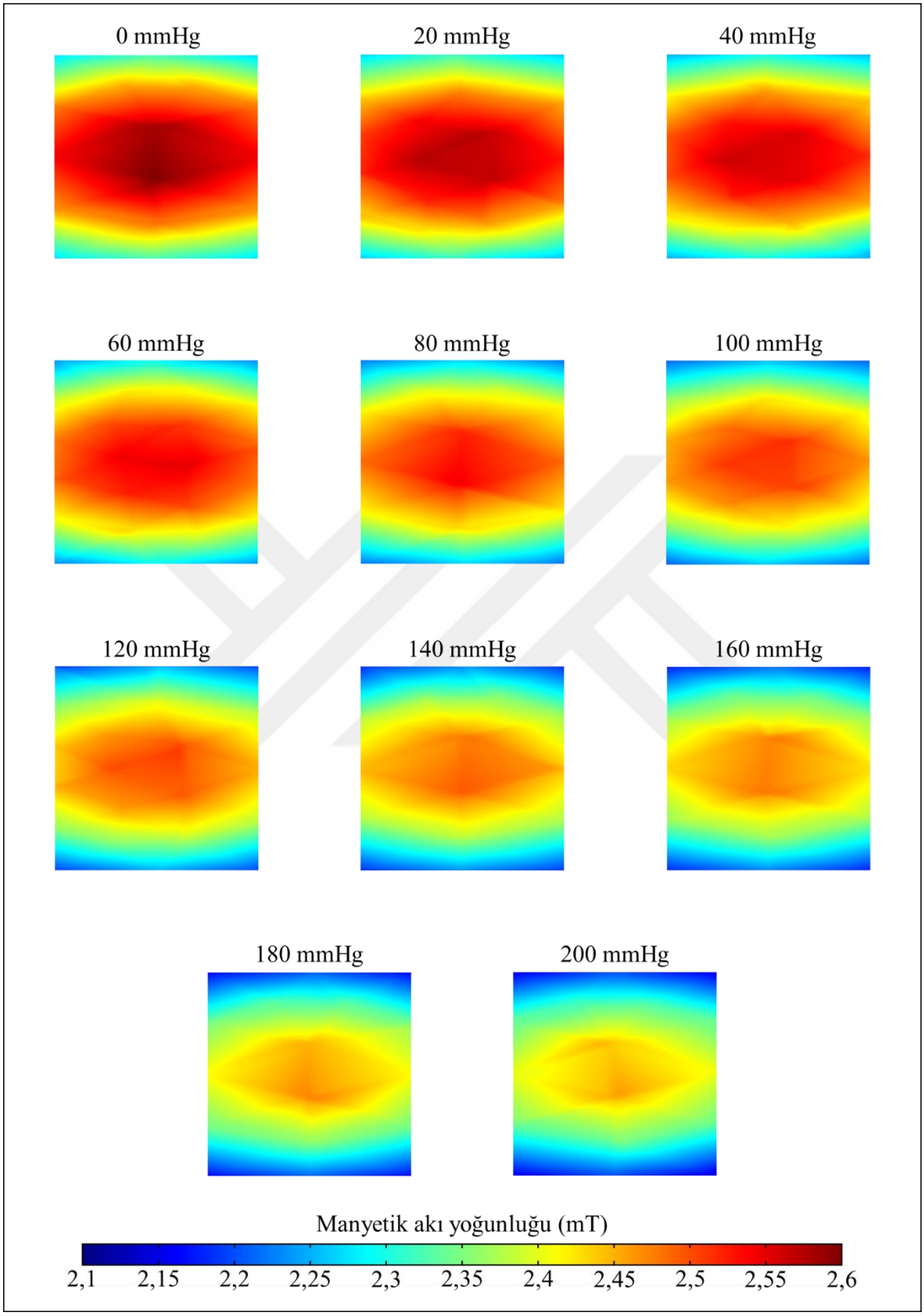
Çizelge 4.4. Lateks için manyetik simülasyon parametreleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
Sensör uzunluğu	2,92 mm	Bağıl geçirgenlik (tüm alanlar)	1
Mıknatıs uzunluğu	3 mm	PDMS genişlemesi	%2,6 (5,37→5,51)
Sensör genişliği	1,3 mm	Mıknatısın artık akı yoğunluğu	1,39 T
Mıknatıs genişliği	1,5 mm	Mıknatıs malzemesi	NdFeB
Sensör kalınlığı	1,12 mm	Yayılım ortamı	Hava
Mıknatıs kalınlığı	1 mm	Poliimid kalınlığı	0,13 mm

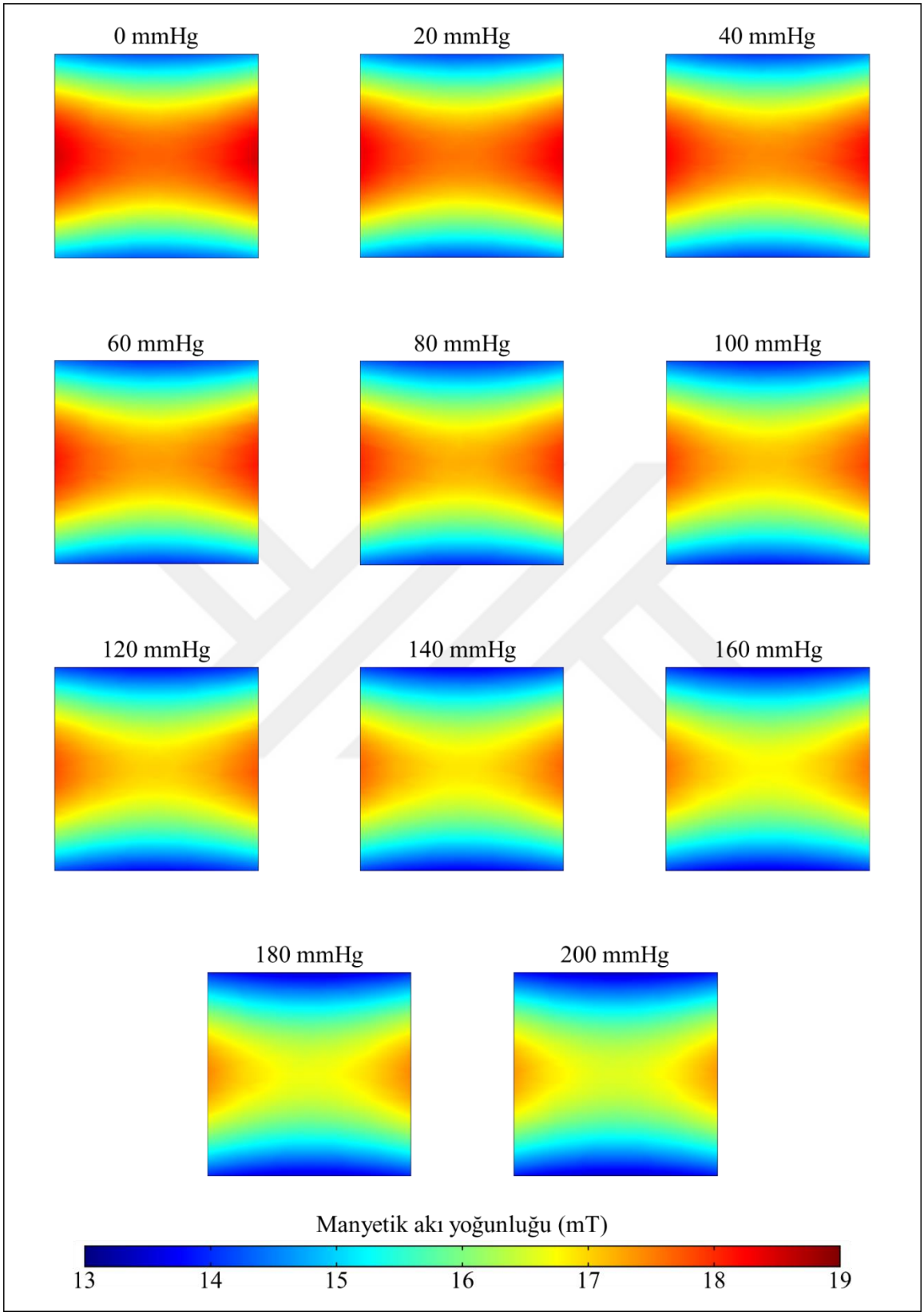
T_2 modelindeki sensörler, simetrik yapı nedeniyle aynı manyetik akı yoğunluğunu algılar. Ayrıca, T_1 modelindeki sensöre etkiyen manyetik akı yoğunluğu, tasarımdaki geometrik düzen nedeniyle T_2'deki her bir sensörde de aynı düzeydedir. Bu kapsamda, T_1 için gerçekleştirilen manyetik simülasyonların T_2 sonuçlarını da kapsaması sebebiyle T_2 için ek bir simülasyon yapılmamıştır. Sırasıyla T_0 ve T_1 tasarımları için 0-200 mmHg basınç aralığında ve her bir 20 mmHg adımda elde edilen sensörlerin alt ve üst yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu dağılımları Şekil 4.6, Şekil 4.7, Şekil 4.8 ve Şekil 4.9'da gösterilmiştir.



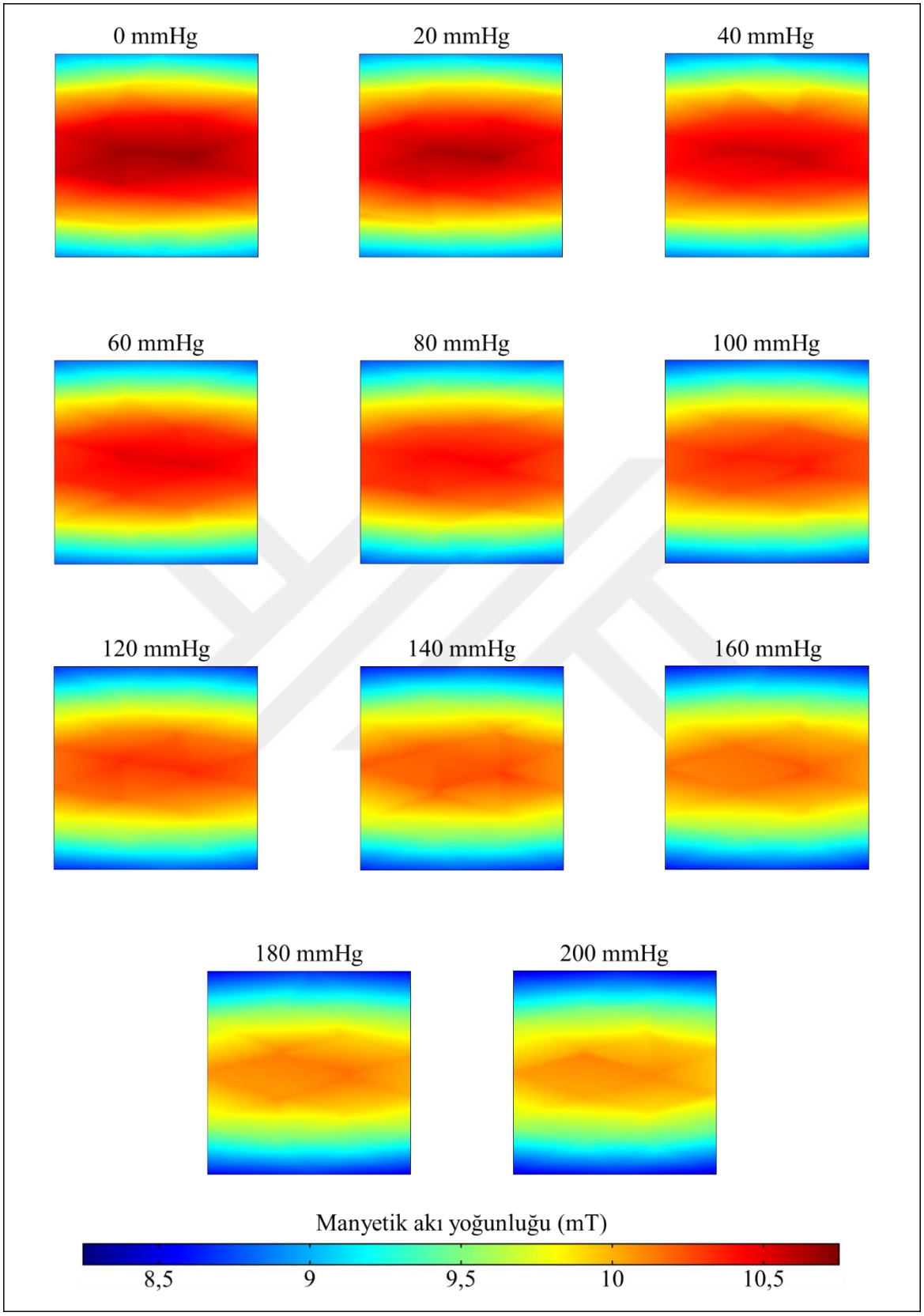
Şekil 4.6. Latekse sarılı T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



Şekil 4.7. Latekse sarılı T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları

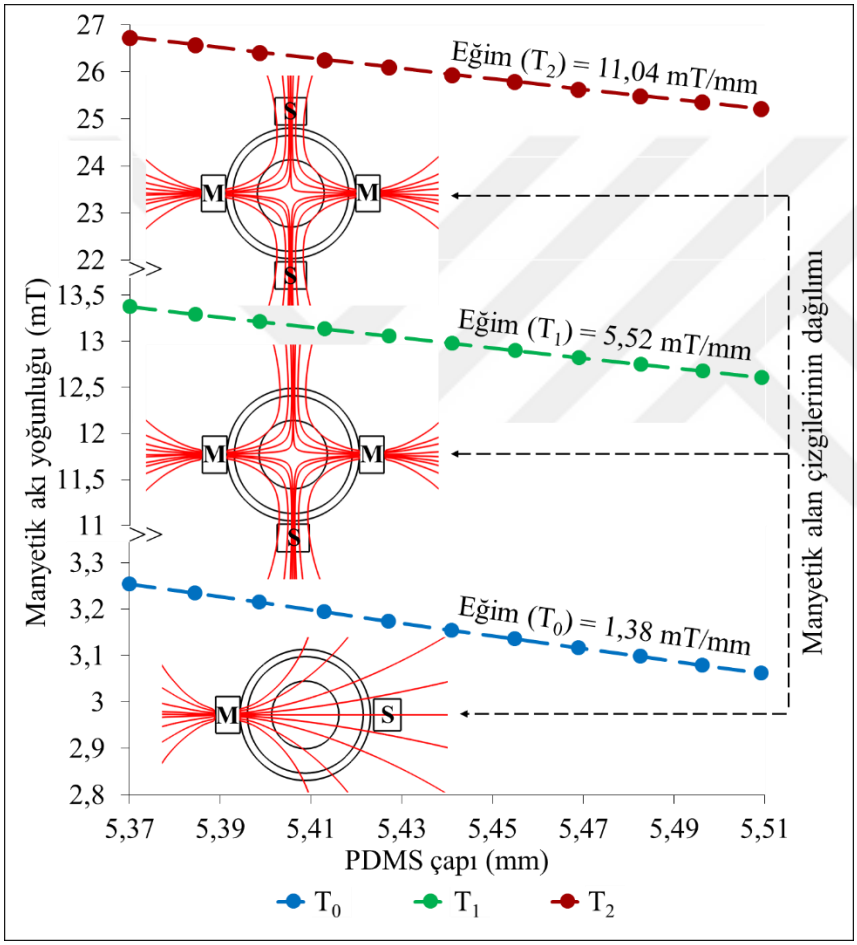


Şekil 4.8. Latekse sarılı T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



Şekil 4.9. Latekse sarılı T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları

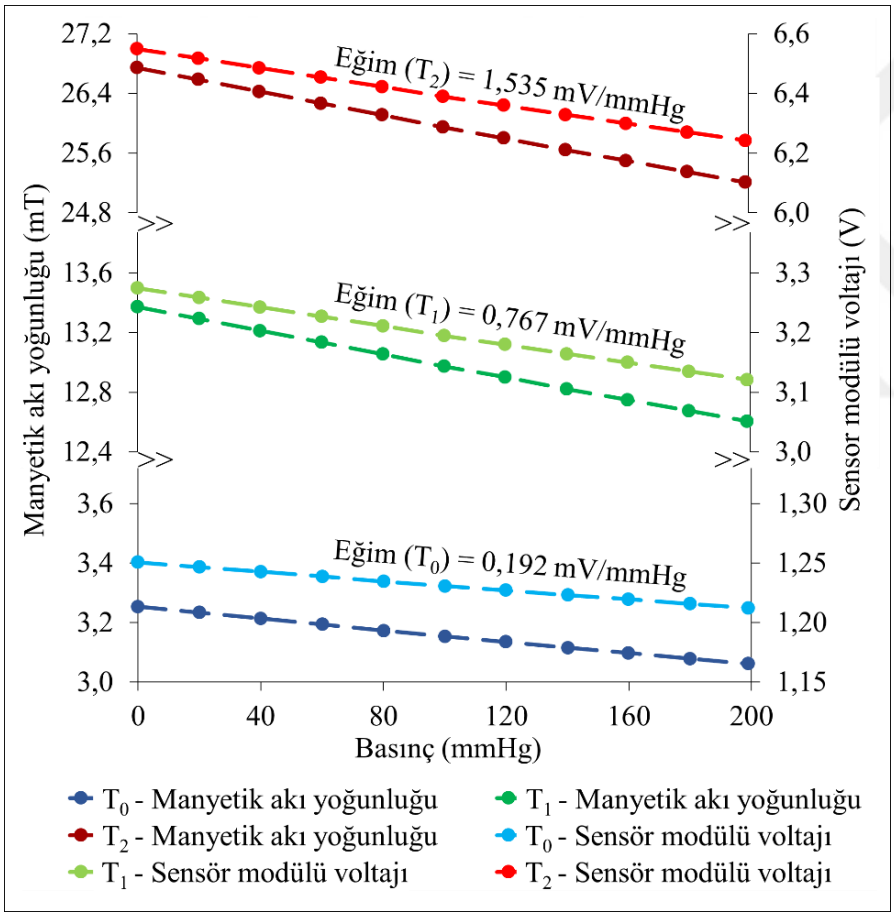
Sensörün alt ve üst yüzeylerine etkiyen manyetik akı yoğunlukları simüle edildikten sonra, tüm tasarımlar için bu değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her bir basınca tekabül eden tek bir akı değeri hesaplanmıştır. T_2 tasarımında sensörler seri bağlandığında daha yüksek çıkış gerilimi elde edildiğinden, iki sensördeki akılar toplanmıştır. Her bir tasarımın algıladığı ortalama manyetik akı yoğunluklarının PDMS genişlemesine karşı değişimi ve aynı zamanda sensör modülü içindeki temsilî manyetik alan çizgileri Şekil 4.10'da gösterilmiştir.



Şekil 4.10. Latekse sarılı tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki

Mıknatıs sayısı ve yerleşimi nedeniyle akı çizgilerinin T_1 ve T_2 sensörleri üzerinde daha etkili biçimde yoğunlaştığı açıktır. Tüm tasarımlar için manyetik akı değişimi doğrusal bir eğilim göstermektedir. Ortalama manyetik akı yoğunluğundaki toplam azalma T_0, T_1 ve T_2 için sırasıyla 0,192 mT, 0,767 mT ve 1,535 mT olarak belirlenmiştir. Her tasarımın algılama hassasiyeti, Şekil 4.10'da $\Delta B/\Delta Ø$ eğimleri olarak tanımlanabilir ve bu değer

tasarımlar arasında karşılaştırma yapılmasını sağlar. Buna göre T_0, T_1 ve T_2 için eğimler sırasıyla 1,38 mT/mm, 5,52 mT/mm ve 11,04 mT/mm'dir. Bu sonuç, T_1 ve T_2'nin T_0'a kıyasla sırasıyla yaklaşık olarak 4 ve 8 kat iyileşme sağladığını göstermektedir. Bu değerler, yalnızca iki kat mıknatıs kullanımıyla beklenen artışın ötesindedir ve önerilen tasarımların performans üstünlüğünü göstermektedir. Hall sensörünün Eş. 4.1'de verilen formülü ile sensör çıkış gerilimi hesaplanabilir. Bu doğrultuda, Hall sensörünün 200 mV/mT duyarlılığı ve 600 mV durgun durum voltajı ile Şekil 4.10'da verilen ortalama manyetik akı yoğunluğu değerleri kullanılarak, farklı basınçlar için her tasarımın çıkış gerilimleri hesaplanmış ve Şekil 4.11'de basınca karşı gösterilmiştir.



Şekil 4.11. Latekse sarılı tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi

Buna göre T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarının 200 mmHg basınç aralığında sırasıyla toplam 38,4 mV, 153,4 mV ve 306,8 mV gerilim farkı üretmesi beklenmektedir. Bu sonuçlar, ilgili basınç aralığında T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarının sırasıyla 0,192 mV/mmHg, 0,767 mV/mmHg ve 1,534 mV/mmHg basınç hassasiyetine sahip olduğunu göstermektedir. Ayrıca,

kullanılan Hall sensörlerinin durgun durum voltajına veya doyuma ulaşmaması, sistemdeki sensörlerin mevcut basınç aralığında manyetik alan yoğunluğunu doğru ve güvenilir bir şekilde ölçebileceğini ortaya koymaktadır.

4.2.2. Önerilen tasarımların arter kullanılarak sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmesi

İlerleyen bölümde sunulan kapsamlı testlerde lateks bir boru ve su kullanılmış olsa da, aynı dış çapa sahip gerçek bir arterin olası genişlemesini tahmin etmek önemlidir. Böylece cihazın gerçek bir arterde göstereceği performansa dair daha doğru bir değerlendirme yapılabilir. Arter duvarının mekanik davranışını tanımlamak için beş parametreli Mooney–Rivlin hiperelastik modeli kullanılmıştır. Arter duvarının doğrusal olmayan, homojen, sıkıştırılamaz ve izotropik bir malzeme olduğu dikkate alınmıştır. Kan ise sıkıştırılamaz, laminer ve Newton tipi özellikler gösteren bir akışkan olarak modellenerek arter ile arasına kaymama sınır koşulu uygulanmıştır. Bu çalışmada kullanılan c-parametre aralığı literatürde rapor edilen değerlerden [138, 139] alınmıştır. Söz konusu dış çapa karşılık gelen arter duvarı kalınlığı, doku yoğunluğu ve kan özellikleri ise [140, 141] kaynaklarından elde edilerek Çizelge 4.5, Çizelge 4.6 ve Çizelge 4.7'de verilmiştir. PDMS boyutları, tutarlılık olması için testlerdeki gerçek bileşenlerin boyutlarıyla aynı olacak şekilde belirlenmiştir.

Çizelge 4.5. Maksimum ve minimum arter genişlemesi için ortak FSI simülasyon parametreleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
PDMS Young modülü	750 kPa	PDMS çapı x uzunluğu	5,37 mm x 10 mm
PDMS Poisson oranı	0,49	PDMS kalınlığı	0,3 mm
PDMS yoğunluğu	970 kg/m^3	Kan yoğunluğu	1060 kg/m^3
Arter dokusu yoğunluğu	1120 kg/m^3	Kan viskositesi	0,0035 Pa.s
Arter uzunluğu	30 mm	Arter dış yarıçapı	4,77 mm

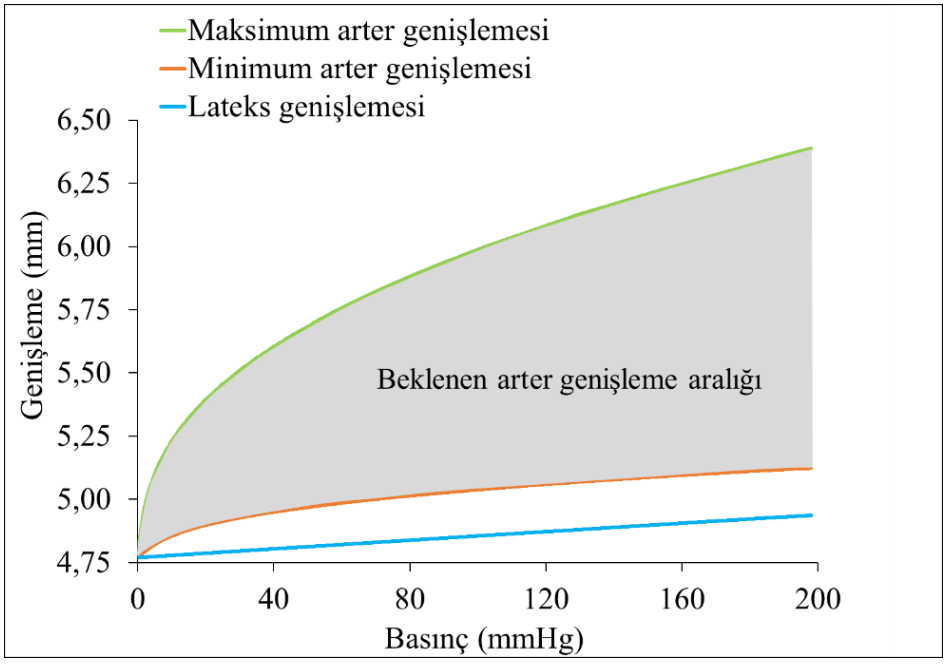
Çizelge 4.6. Maksimum arter genişlemesi için c-parametreleri ve arter duvar kalınlığı

Parametre	Değer	Parametre	Değer
C10	18,9 kPa	C01	2,75 kPa
C20	85,72 kPa	C11	590,43 kPa
C02	0 kPa	Arter duvar kalınlığı	0,125 mm

Çizelge 4.7. Minimum arter genişlemesi için c-parametreleri ve arter duvar kalınlığı

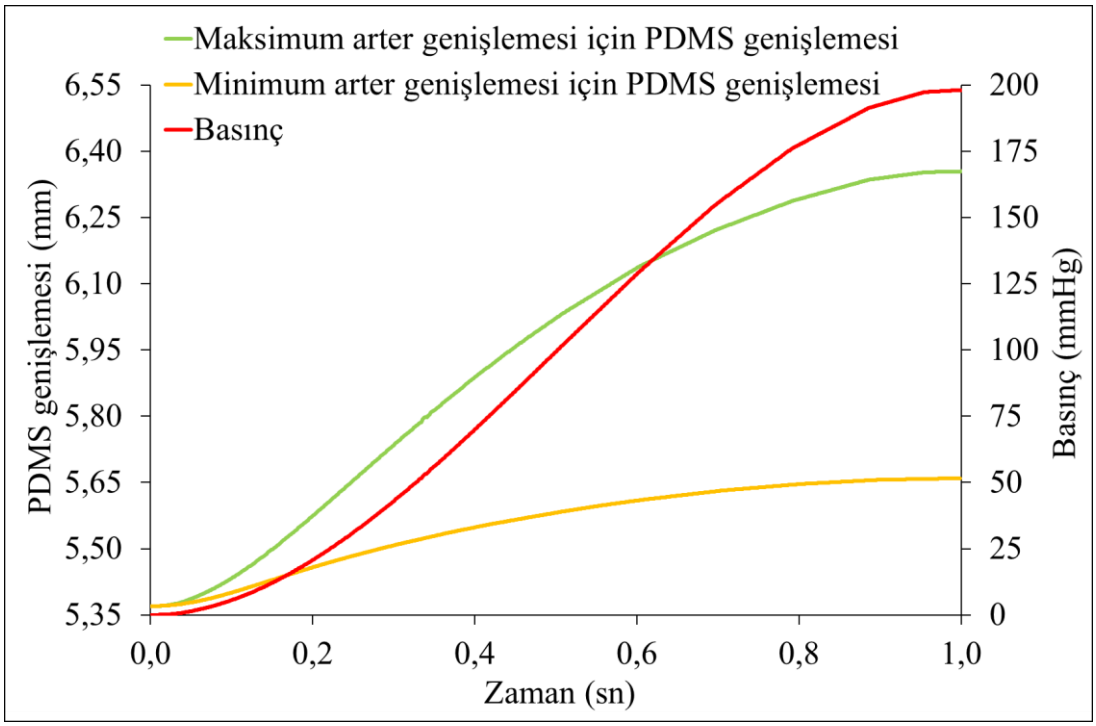
Parametre	Değer	Parametre	Değer
C10	18,9 kPa	C01	2,75 kPa
C20	590,42 kPa	C11	857,18 kPa
C02	0 kPa	Arter duvar kalınlığı	0,8 mm

Arter için FSI simülasyonları, lateks boruda kullanılan basınç sınırları ve adım aralıklarının aynısı uygulanarak tekrarlanmıştır. Modelde farklı c-parametreleri ve duvar kalınlıkları kullanılması sonucu, arter genişlemesine ilişkin bir değer aralığı elde edilmiştir. Bu aralık daha sonra lateksin duvar genişlemesi ile karşılaştırılmış ve sonuçlar Şekil 4.12'de gösterilmiştir.



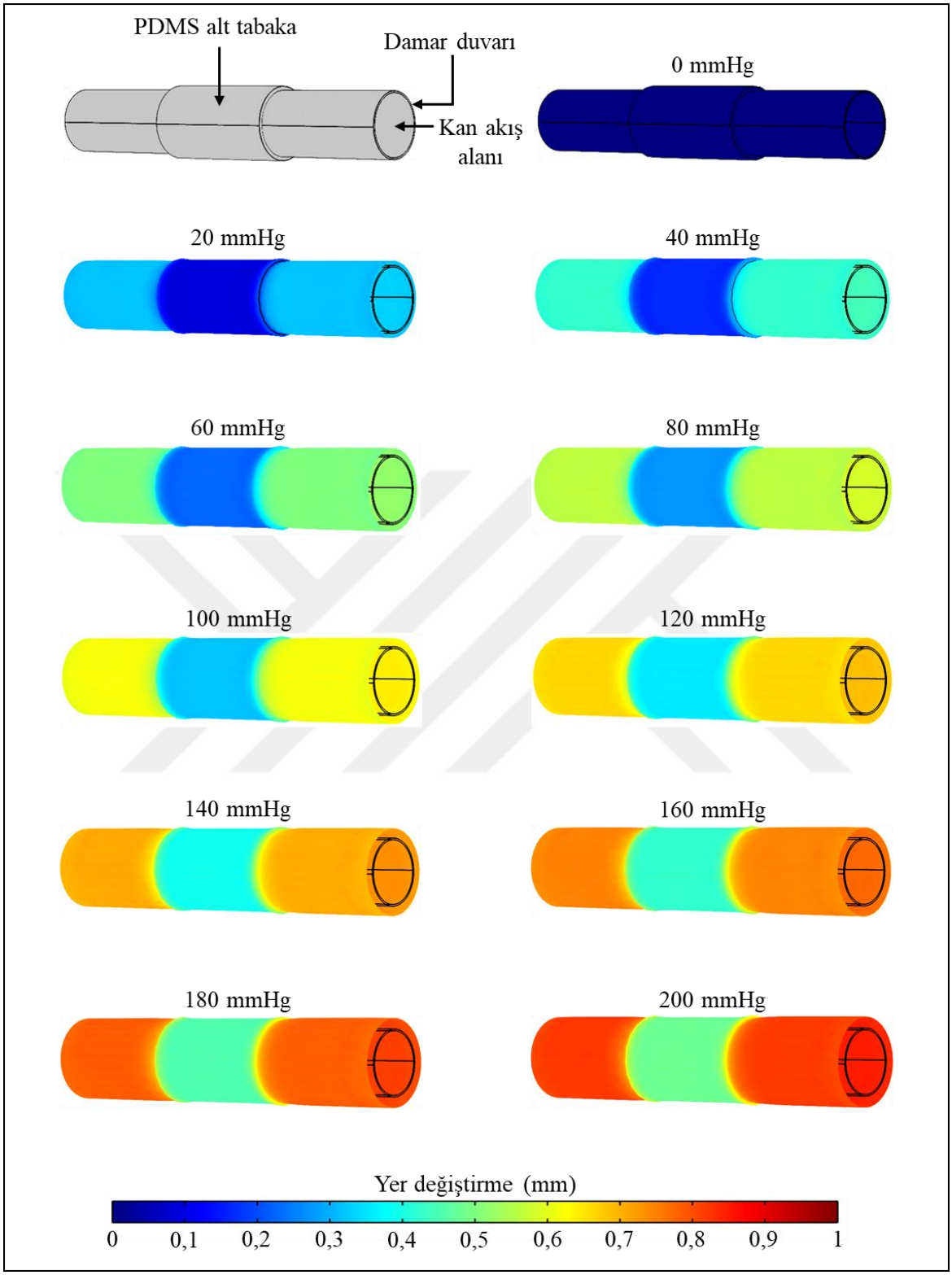
Şekil 4.12. Arter genişleme aralığının lateks ile karşılaştırılması

Bu bulgulara göre, lateks en fazla 4,94 mm çapa kadar genişleyebilirken arter 5,12-6,39 mm aralığında bir çapa ulaşabilmektedir. Bu değerler, sırasıyla 0,35-1,62 mm'lik mutlak çap artışına ve %7-34 arasında değişen oransal bir genişlemeye karşılık gelmektedir. Ayrıca, PDMS'in ve dolayısıyla sensörler ve mıknatısların belirtilen basınç aralığında zamana bağlı yer değiştirmesi, maksimum ve minimum arter genişlemesi durumları için Şekil 4.13'te çizilmiştir.

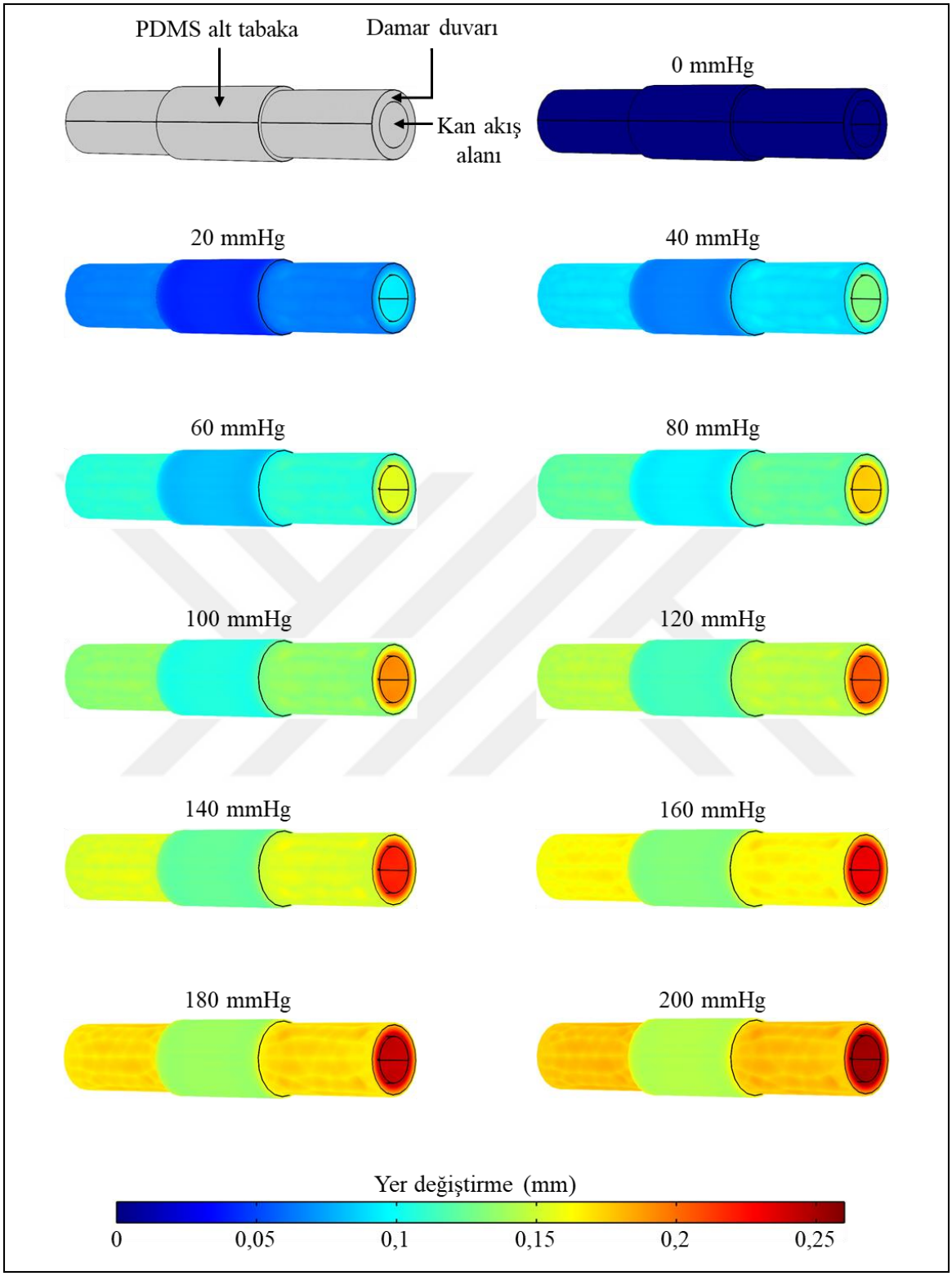


Şekil 4.13. Maksimum ve minimum arter genişlemesi için uygulanan basınç profili ve bunun sonucunda zamanla değişen PDMS çapının arter üzerindeki genişlemesi

İlgili basınç aralığında PDMS minimum 0,29 mm genişleyerek 5,37 mm'den 5,66 mm'ye, maksimum 0,98 mm genişleyerek 5,37 mm'den 6,35 mm'ye ulaşmıştır. Simülasyon modeli ile 20 mmHg'lık basınç artışları altında elde edilen arter ve PDMS yer değişimi dağılımları, maksimum ve minimum genişleme durumları için sırasıyla Şekil 4.14 ve Şekil 4.15'te gösterilmiştir. Lateks boru ile gerçekleştirilen simülasyonlarda olduğu gibi, toplam kalınlığının daha büyük olması ve buna bağlı olarak genel esnekliğin azalması nedeniyle PDMS bölgesi, arterin geri kalanına kıyasla daha az genişleme sergilemektedir.



Şekil 4.14. Maksimum arter genişlemesi için simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile arter ve PDMS yer değişimi dağılımları



Şekil 4.15. Minimum arter genişlemesi için simülasyon modeli ve 20 mmHg basınç adımları ile arter ve PDMS yer değişimi dağılımları

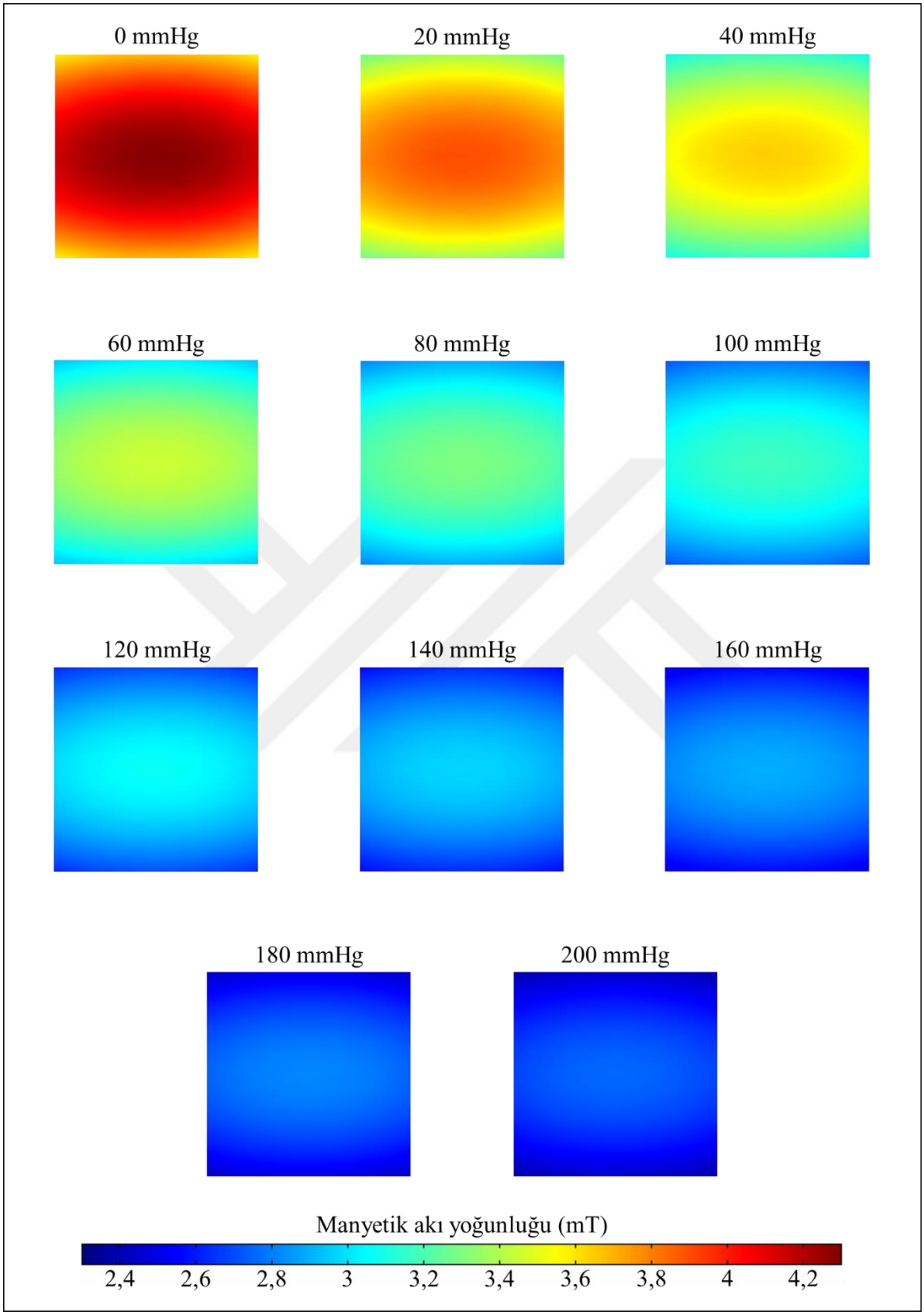
Aynı manyetik simülasyonlar ve hesaplamalar, lateks boru için daha önce anlatıldığı üzere PDMS'in arter üzerinde genişlemesi durumuna yönelik tekrarlanmıştır. Bu bağlamda

sensörler ve mıknatısların dairesel konumları, FSI simülasyonları sonucunda elde edilen değerler doğrultusunda her 20 mmHg artış için güncellenmiş ve sensör yüzeylerinde oluşan manyetik akı yoğunluğu analiz edilmiştir. Simülasyonlarda kullanılan diğer geometrik ve malzeme parametreleri Çizelge 4.8'de listelenmiş olup mıknatıslar ve sensörler, Şekil 4.5'te gösterilen modele maksimum ve minimum arter genişlemesi için eklenmiştir.

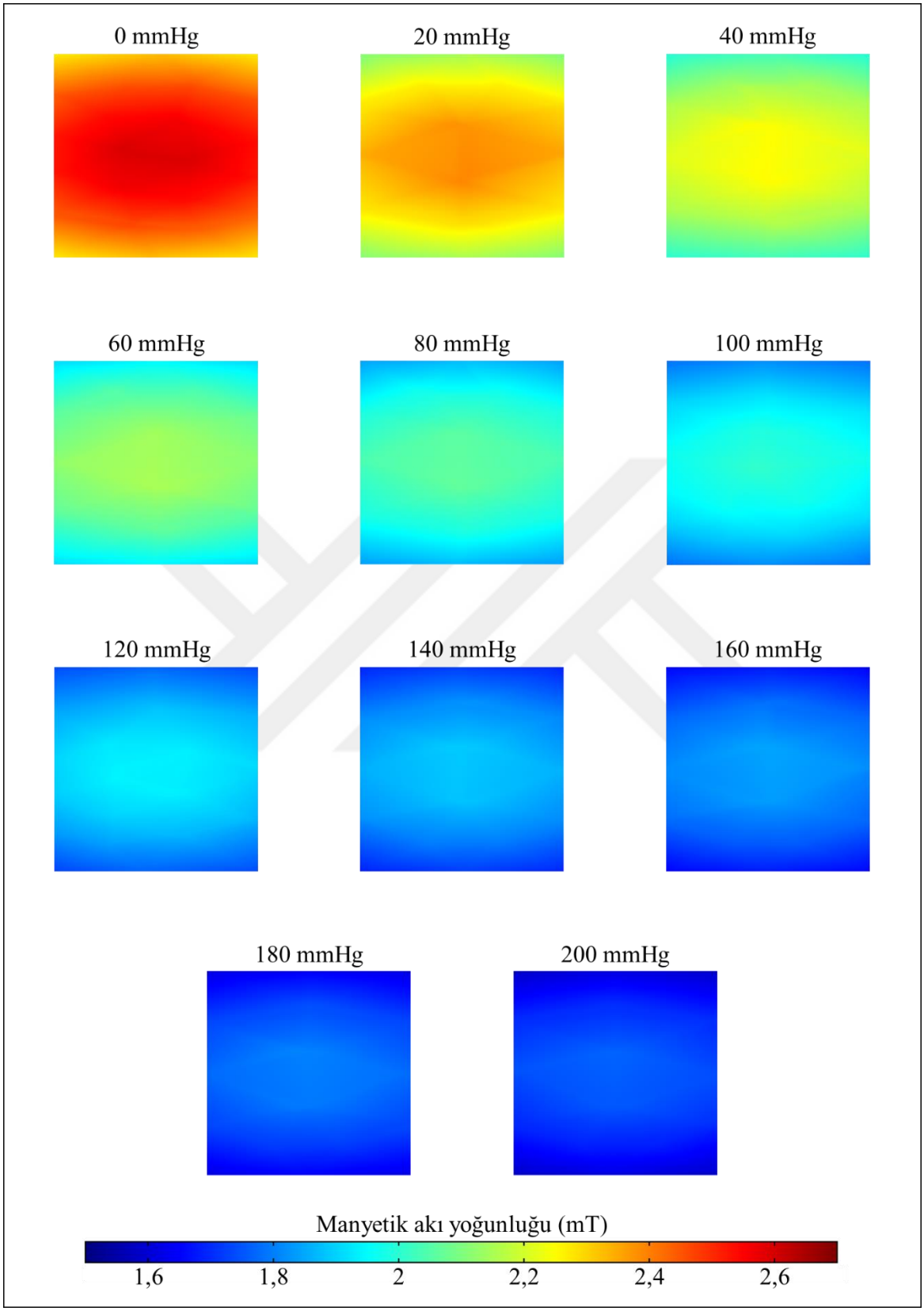
Çizelge 4.8. Arter için manyetik simülasyon parametreleri

Parametre	Değer	Parametre	Değer
Sensör uzunluğu	2,92 mm	Bağıl geçirgenlik (tüm alanlar)	1
Mıknatıs uzunluğu	3 mm	Maksimum PDMS genişlemesi	%18,2 (5,37→6,35)
		Minimum PDMS genişlemesi	%5,4 (5,37→5,66)
Sensör genişliği	1,3 mm	Mıknatısın artık akı yoğunluğu	1,39 T
Mıknatıs genişliği	1,5 mm	Mıknatıs malzemesi	NdFeB
Sensör kalınlığı	1,12 mm	Yayılım ortamı	Hava
Mıknatıs kalınlığı	1 mm	Poliimid kalınlığı	0,13 mm

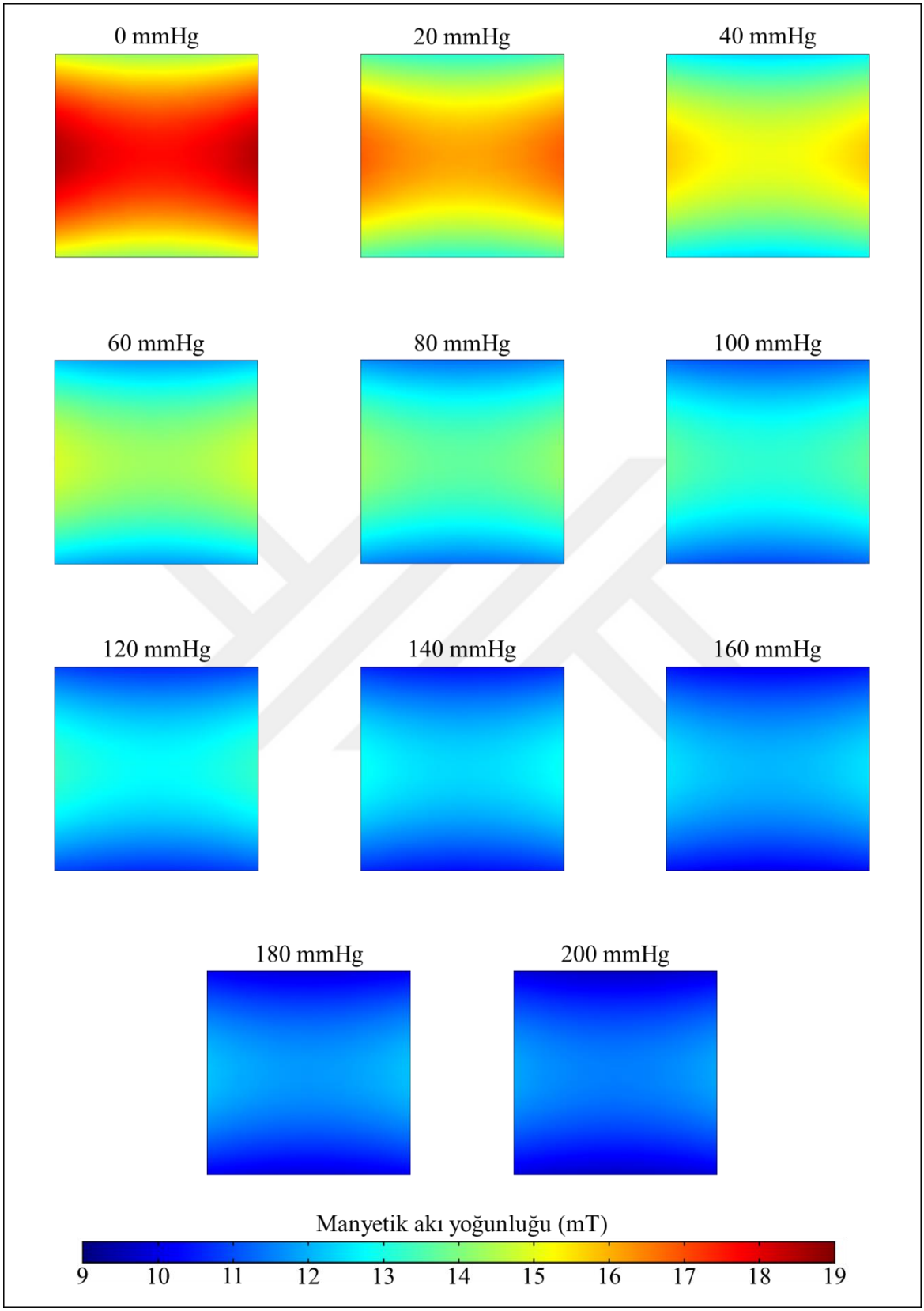
T_0 ve T_1 tasarımları için 0 - 200 mmHg basınç aralığında ve her bir 20 mmHg adımda elde edilen sensörlerin alt ve üst yüzeyindeki manyetik akı yoğunluğu dağılımları maksimum arter genişlemesi için sırasıyla Şekil 4.16, Şekil 4.17, Şekil 4.18 ve Şekil 4.19'da, minimum arter genişlemesi için sırasıyla Şekil 4.20, Şekil 4.21, Şekil 4.22 ve Şekil 4.23'te gösterilmiştir. Sensörün alt ve üst yüzeylerine etkiyen manyetik akı yoğunlukları simüle edildikten sonra, tüm tasarımlar için bu değerlerin aritmetik ortalaması alınarak her bir basınca tekabül eden tek bir akı değeri hesaplanmıştır. T_2 tasarımında, lateks üzerinde yapılan simülasyonlarda olduğu gibi, sensörlerin seri bağlanması daha yüksek bir çıkış gerilimi sağladığından iki sensörde ölçülen manyetik akı değerleri toplanmıştır. Her bir tasarımın algıladığı ortalama manyetik akı yoğunluklarının PDMS genişlemesine karşı değişimi maksimum ve minimum arter genişlemeri için sırasıyla Şekil 4.24 ve Şekil 4.25'te gösterilmiştir.



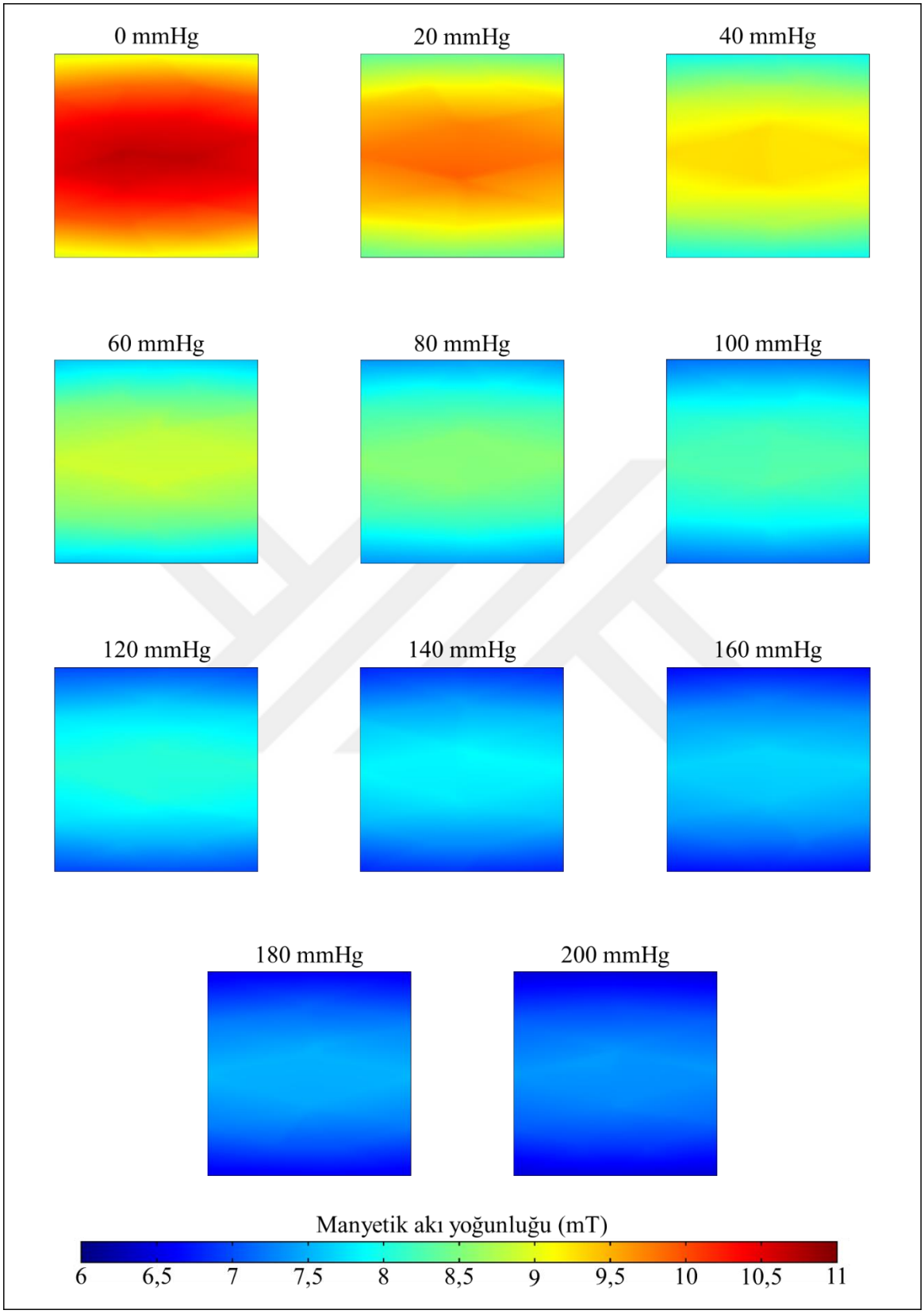
Şekil 4.16. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



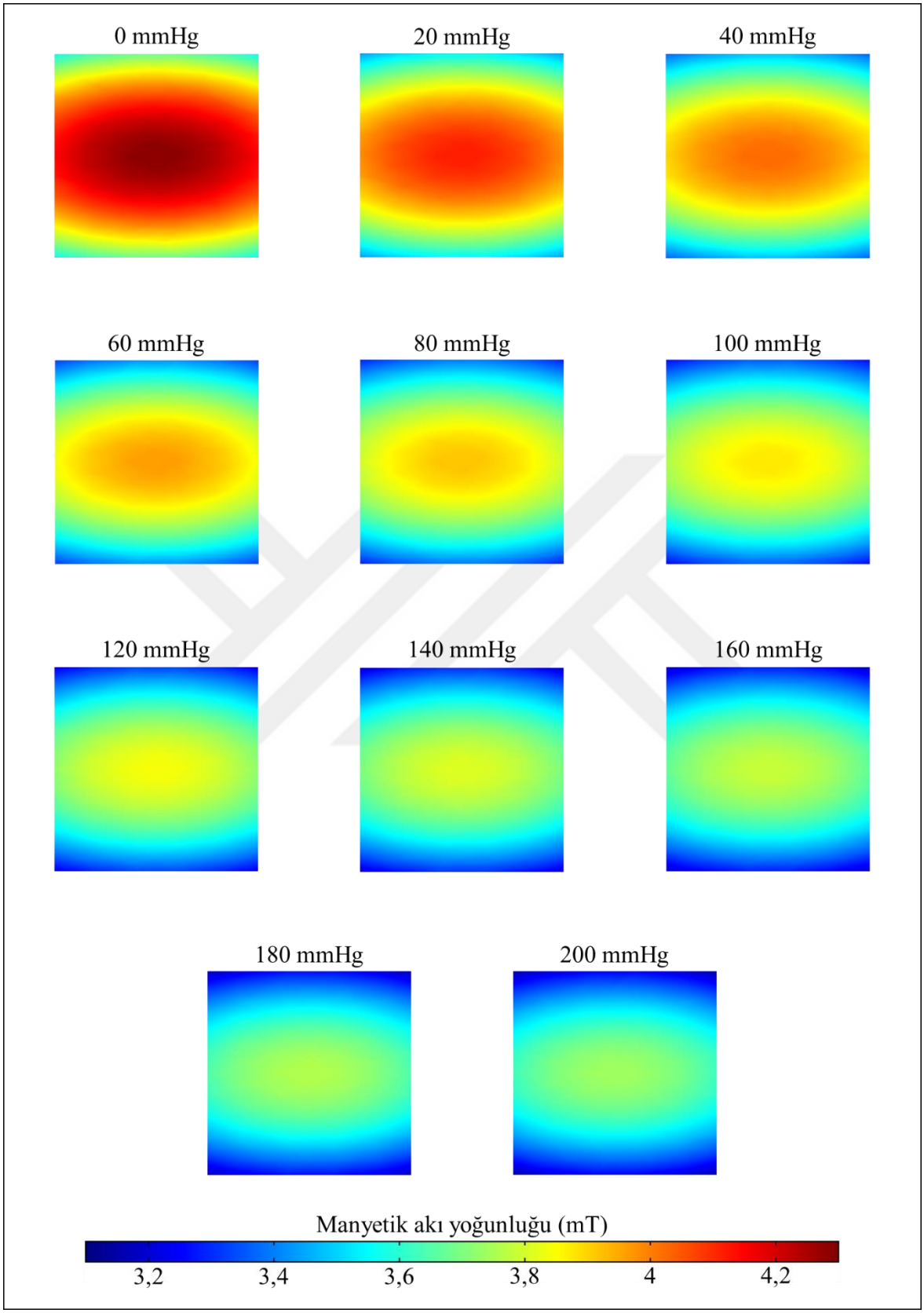
Şekil 4.17. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



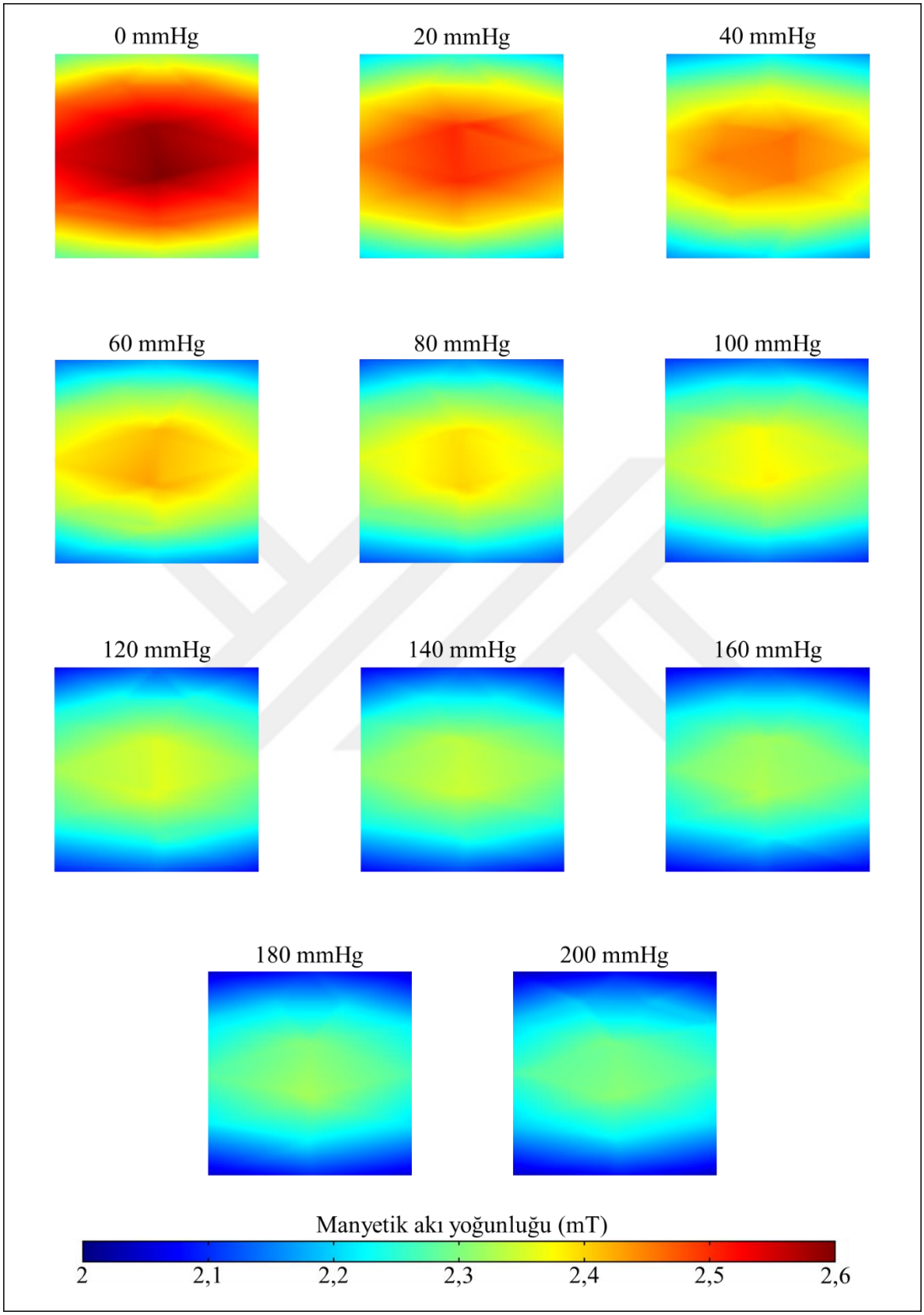
Şekil 4.18. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



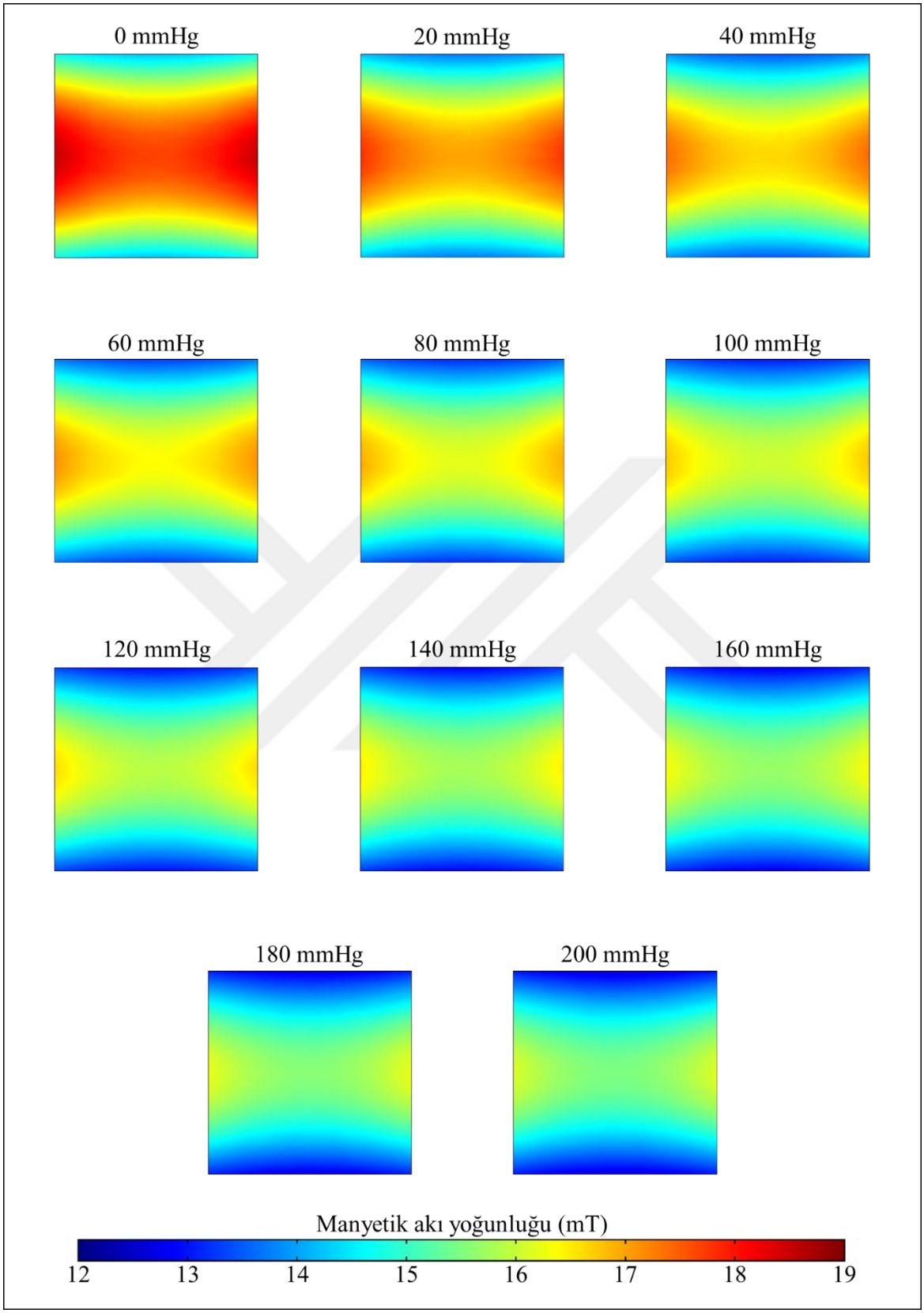
Şekil 4.19. Maksimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



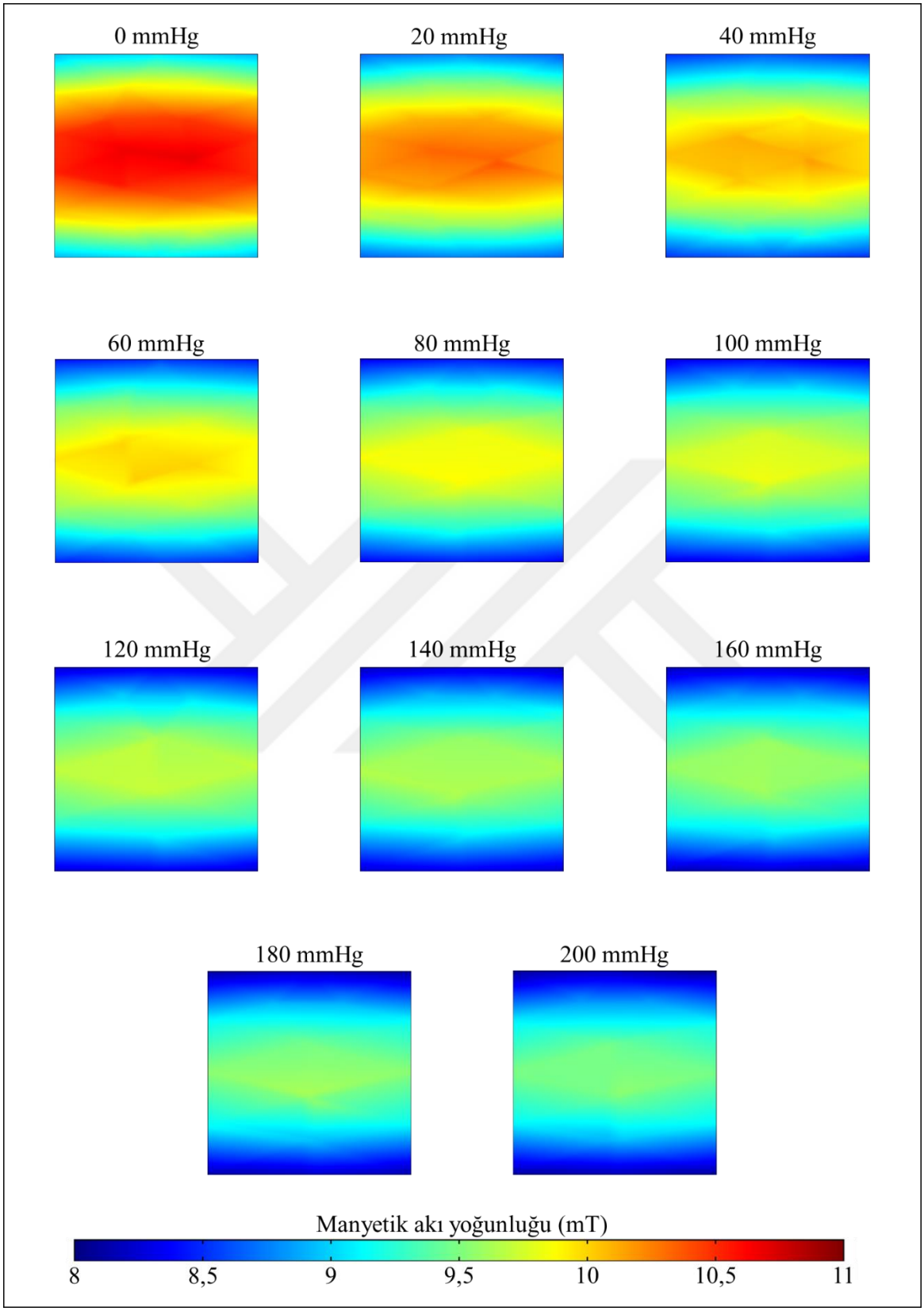
Şekil 4.20. Minimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



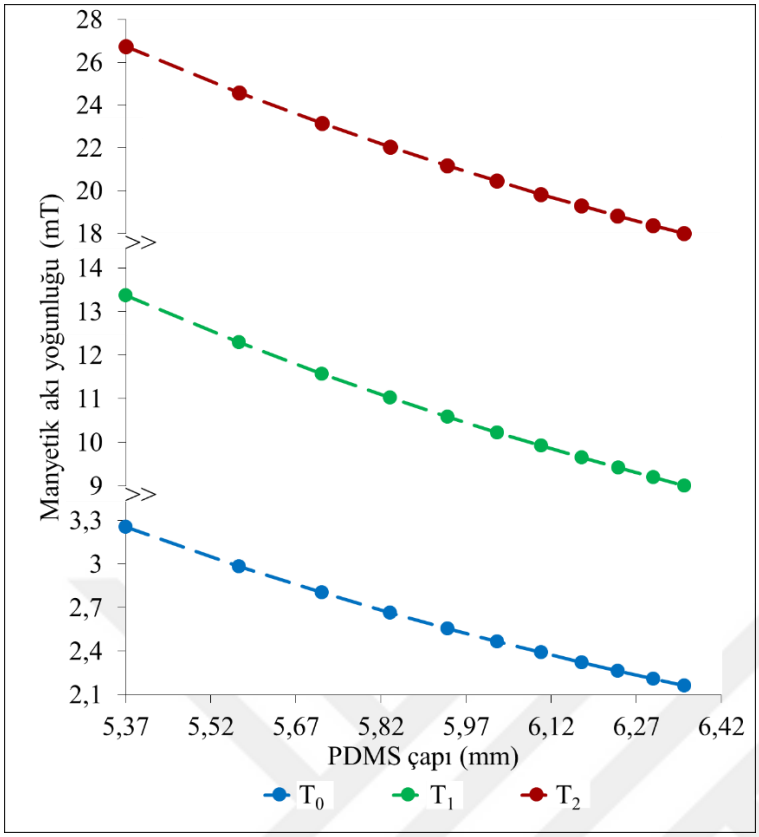
Şekil 4.21. Minimum arter genişlemesi durumunda T_0 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



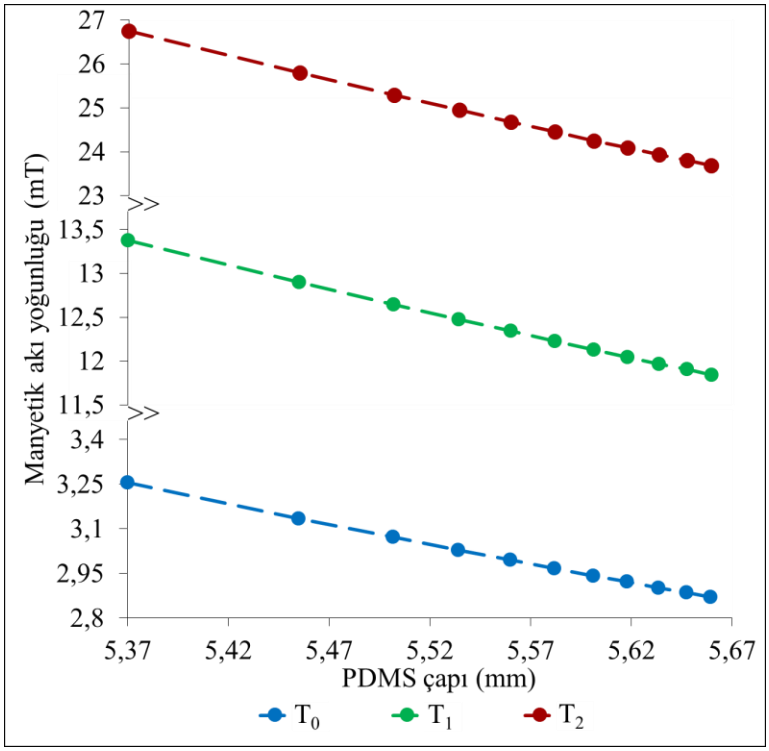
Şekil 4.22. Minimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün alt yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



Şekil 4.23. Minimum arter genişlemesi durumunda T_1 için 0 - 200 mmHg basınç aralığında sensörün üst yüzeyine etkiyen dikey manyetik akı yoğunluğu dağılımları



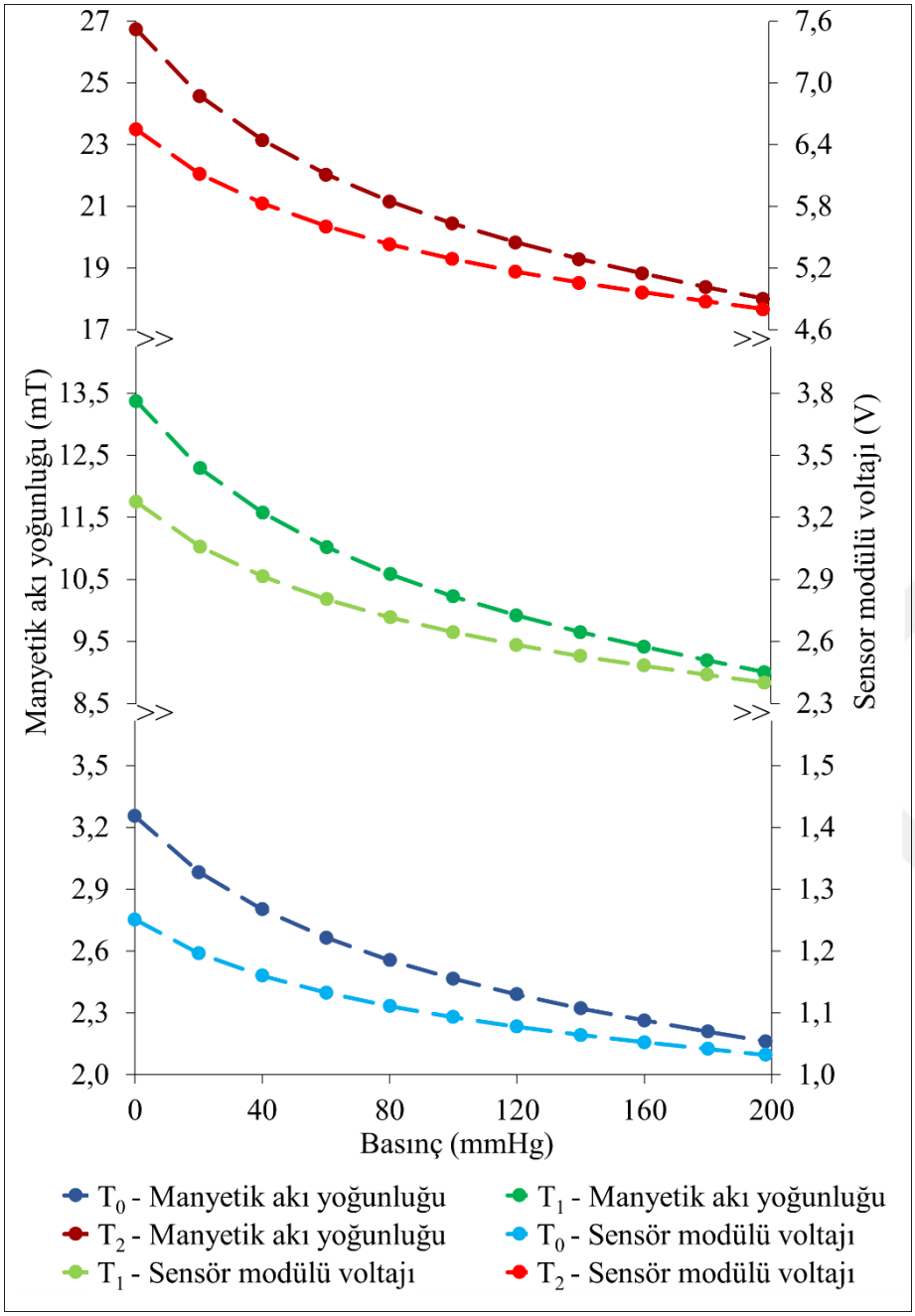
Şekil 4.24. Maksimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki



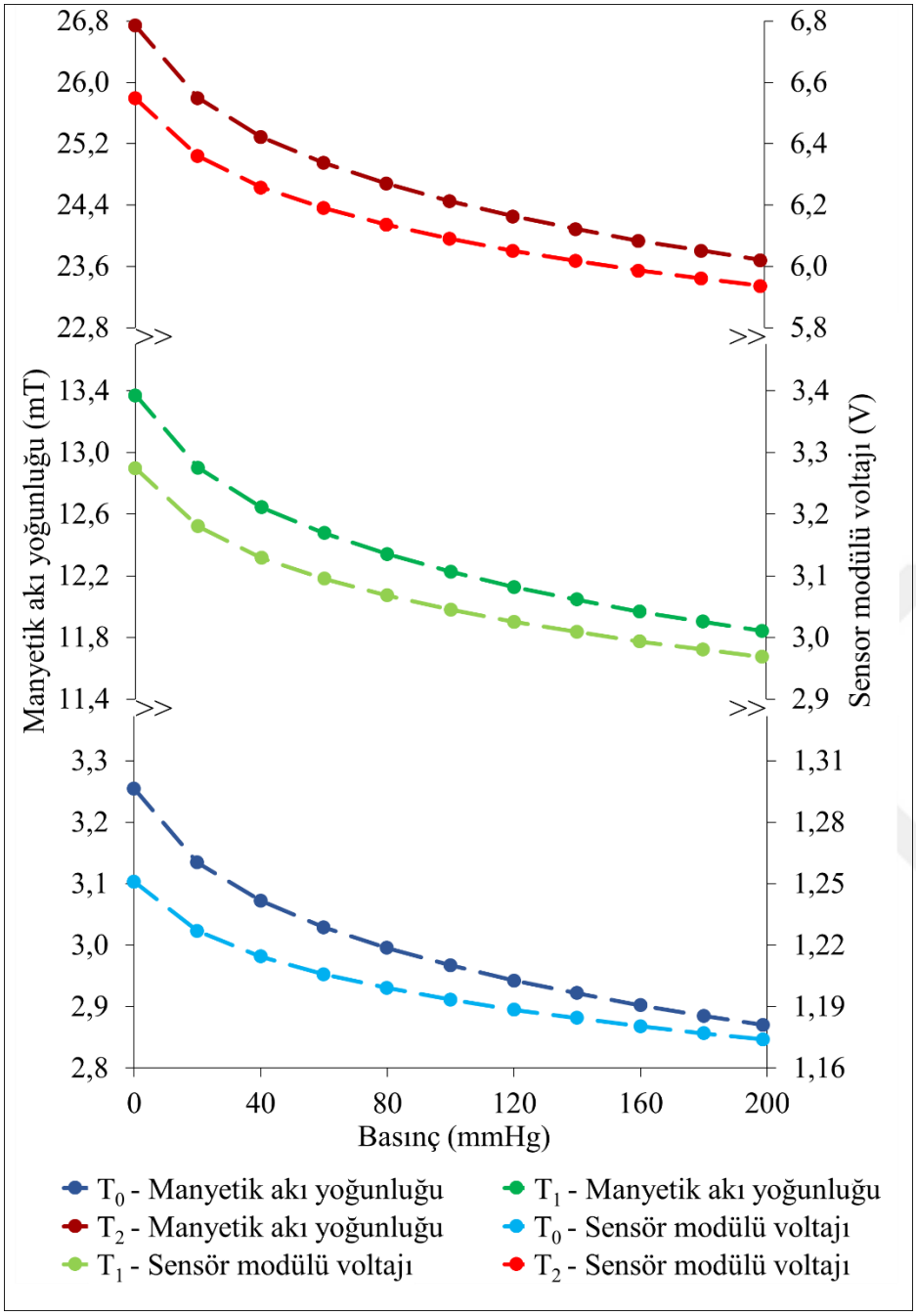
Şekil 4.25. Minimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için algılanan ortalama manyetik akı yoğunluğu ile PDMS çapı arasındaki ilişki

Minimum arter genişlemesi altında manyetik akı değişimi, maksimum arter genişlemesi durumuna göre daha düzenli bir eğri sunmakla birlikte, beklenildiği üzere her iki eğilim de lateks üzerinde elde edilen sonuçlara kıyasla daha zayıf bir doğruluksallık göstermektedir. Maksimum arter genişlemesi için T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarında ortalama manyetik akı yoğunluğundaki azalma sırasıyla 1,09 mT, 4,37 mT ve 8,74 mT olarak hesaplanmıştır. Minimum arter genişlemesi durumunda ise bu azalmalar sırasıyla 0,38 mT, 1,53 mT ve 3,06 mT olarak elde edilmiştir. Bu sonuçlar, önceki lateks simülasyonlarında olduğu gibi, T_1 ve T_2 tasarımlarının T_0'a kıyasla sırasıyla yaklaşık 4 kat ve 8 kat performans artışı sağladığını ortaya koymaktadır. Hall sensörünün Eş. 4.1'de verilen formülü ile ortalama manyetik akı yoğunluğu değerleri kullanılarak, farklı basınçlar için her tasarımın çıkış gerilimleri hesaplanmış ve maksimum ve minimum arter genişlemeleri için sırasıyla Şekil 4.26 ve Şekil 4.27'de basınca karşı gösterilmiştir.

Buna göre T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarının 200 mmHg basınç aralığında maksimum arter genişlemesi için sırasıyla toplam 218 mV, 874 mV ve 1,748 V, minimum arter genişlemesi için sırasıyla toplam 76 mV, 306 mV ve 612 mV gerilim farkı üretmesi beklenmektedir. Şekil 4.26 ve 4.27'de gösterilen basınca karşı voltaj değişimi profili doğrusal olmadığından, tüm basınç aralığı için geçerli tek bir hassasiyet değeri tanımlamak mümkün değildir. Bunun yerine, tüm basınç aralığındaki voltaj farkına dayalı ortalama bir hassasiyet hesaplanmıştır. Bileşenler arasındaki görece daha büyük yer değiştirmeler nedeniyle, PDMS genişleme aralıklarında elde edilen ortalama hassasiyet değerleri lateks ile elde edilenlerden daha yüksek bulunmuştur. Buna göre, T_0, T_1 ve T_2 tasarımları için ortalama hassasiyet maksimum arter genişlemesi için sırasıyla 1,09 mV/mmHg, 4,37 mV/mmHg ve 8,74 mV/mmHg, minimum arter genişlemesi için 0,38 mV/mmHg, 1,53 mV/mmHg ve 3,06 mV/mmHg olarak hesaplanmıştır. Elde edilen sonuçlar, maksimum ve minimum arter genişlemelerinde sensör hassasiyetlerinin, lateks ile ölçülen değerlerin sırasıyla yaklaşık 5,7 ve 2 katına eşit olduğunu göstermektedir. Bu bulgular, bir sonraki bölümde ele alınacak lateks testleriyle elde edilen hassasiyet değerlerinin, gerçek bir arterde daha yüksek olacağını ortaya koymaktadır.



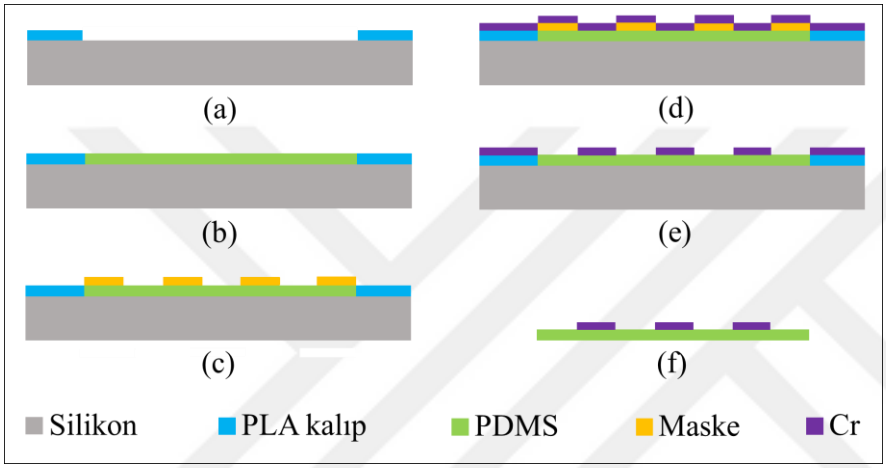
Şekil 4.26. Maksimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi



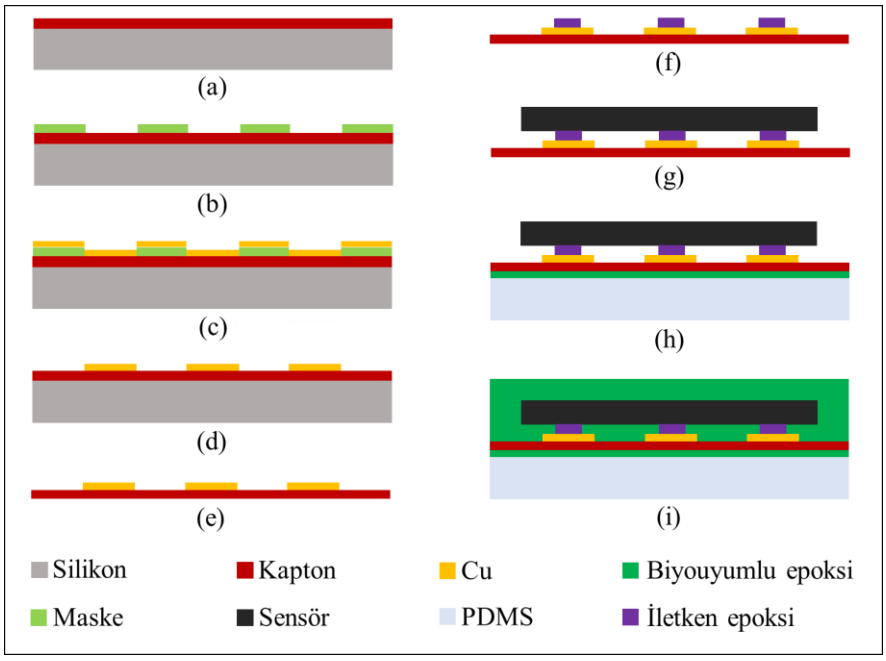
Şekil 4.27. Minimum arter genişlemesi durumunda tüm tasarımlar için manyetik akı yoğunluğu ve sensör modülü voltajlarının basınca karşı değişimi

5. SENSÖR MODÜLÜ ÜRETİMİ

Üretim süreci, PDMS alt tabakasının hazırlanmasını takiben sensör ve mıknatısın bu alt tabaka üzerine sabitlenmesi ve paketlenmesi aşamalarından oluşur. Şekil 5.1'de PDMS alt tabakasına, Şekil 5.2'de ise alt tabaka üzerine yerleştirilen sensör paketine ait mikro üretim akış diyagramları sunulmuştur. İzleyen alt bölümlerde, bu akış diyagramları ayrıntılı olarak ele alınacaktır.



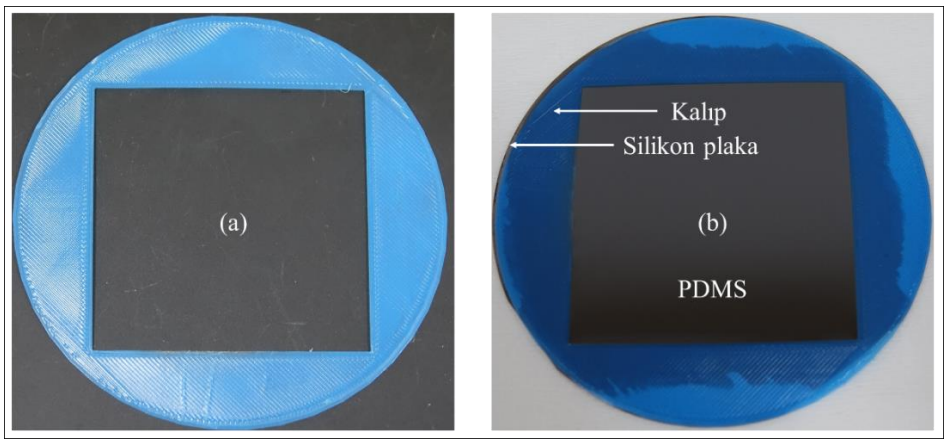
Şekil 5.1. Alt tabakanın mikro üretim akış diyagramı



Şekil 5.2. Sensör paketinin mikro üretim akış diyagramı

5.1. PDMS alt tabaka üretimi

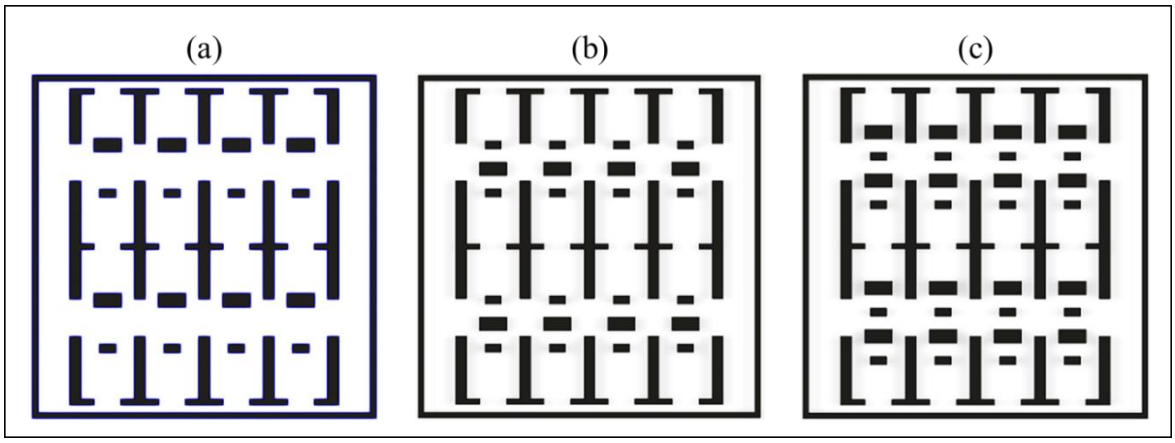
Üretim sürecinin ilk aşamasında, sensör modülünün alt tabakası olarak kullanılacak PDMS karışımının hazırlanması ve kürlenmesi işlemleri gerçekleştirilmiştir. Alt tabaka üretimi için silikon elastomer PDMS kiti (Sylgard 184, Dow Chemical Company) kullanılmıştır. Bu kit içerisinde bulunan PDMS elastomer bazı ve kürleme ajanı 10:1 oranında 10 dakika boyunca bir kap içerisinde karıştırılarak sıvı PDMS formu elde edilmiştir. PDMS'in yapısal özellikleri nedeniyle karıştırma işlemi sonrasında sıvı içerisinde hava kabarcıkları oluşmuştur. Bu kabarcıkların giderilmesi amacıyla, sıvı PDMS karışımı 20 dakika boyunca vakum altında tutulmuş ve sonucunda kürleme işlemine hazır hale getirilmiştir. PDMS'in katı forma dönüştürülmesi sırasında sıvıya istenen geometrinin kazandırılması amacıyla kullanılan kalıp, silikon plaka ile boyutsal uyumlu olacak şekilde üç boyutlu yazıcı kullanılarak polilaktik asit (PLA) malzemesinden üretilmiş ve Şekil 5.3a'da gösterilmiştir. Kalıp kalınlığı, alt tabakanın elde edilebilecek maksimum kalınlığını belirlediğinden bu parametre için farklı kalınlık değerleri değerlendirilmiştir. Yapılan denemeler sonucunda kalıp kalınlığı 0,5 mm olarak belirlenmiştir. Bu değerin altındaki kalıplarda, düz bir yüzey üzerinde sızdırmaz temas sağlanamadığı ve kürleme için gerekli sıcaklık koşullarında termal deformasyon oluştuğu tespit edilmiştir. Kalıp, silikon plaka üzerine yerleştirilip (Şekil 5.1a) kalıbın ortasındaki boşluktan silikon plaka üzerine PDMS sıvısı dökülmüştür. Yeterince döküldükten sonra kalıpta oluşabilecek erime veya şekil değiştirme durumları göz önünde bulundurularak sıvı PDMS kürleme işlemi için 75 derece sıcaklıkta 75 dakika boyunca ısıtıcı plaka üzerinde bekletilmiştir. Süreç sonunda Şekil 5.3b'de gösterilen katı formdaki PDMS elde edilmiştir (Şekil 5.1b).



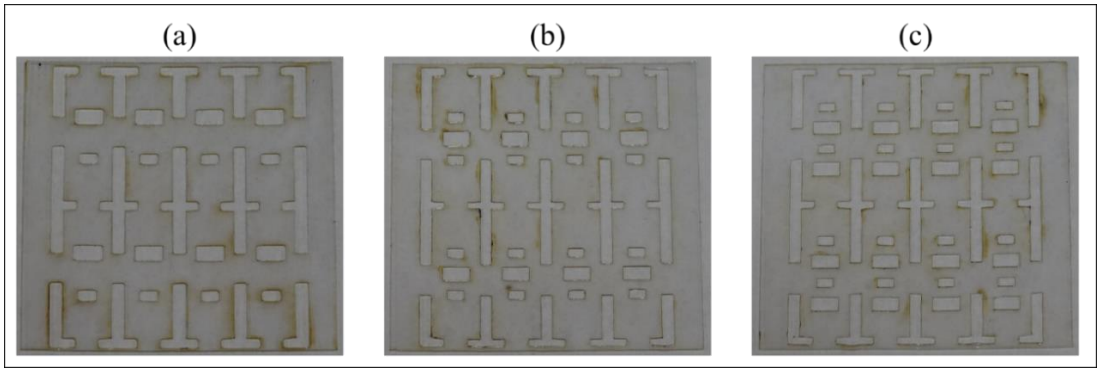
Şekil 5.3. (a) PDMS sıvısına şekil vermek için üretilen kalıp, (b) kürleme sonucu oluşan katı PDMS

T_0, T_1 ve T_2 tasarımları için ortalama 0,3 mm kalınlığında katı formda PDMS alt tabakaları üretilmiştir. Daha ince alt tabakalarda, sensör modülünün lateks etrafına sarılması sırasında paketlerin alt tabakadan ayrılma eğilimi gösterdiği gözlemlenmiştir. Buna karşılık, daha kalın alt tabakaların lateksin basınç altındaki genişlemesini kısıtladığı ve bunun sonucunda modül hassasiyetinde azalmaya neden olduğu tespit edilmiştir. Tasarımda, sensör ve mıknatısların yaklaşık 4,77 mm çapındaki lateksi karşılıklı olarak çevrelemesi hedeflenmiştir. Alt tabakanın lateks etrafına sarıldıktan sonra metal klips ile sabitlenebilmesi için her iki uçta pay bırakılmış ve bu kısıtlar doğrultusunda PDMS alt tabakasının boy uzunluğu 28 mm olarak belirlenmiştir. En uzunluğu, sensör ve mıknatısların biyouyumlu epoksi ile uygun şekilde paketlenmesine olanak sağlayacak biçimde 10 mm olarak seçilmiştir.

Üretilen katı PDMS'ten tasarımlara uygun alt tabakaların elde edilebilmesi amacıyla asetatlı kağıt kullanılarak gölge maske üretim aşamasına geçilmiştir. Gölge maske kullanılarak, alt tabaka üzerine yerleştirilecek tüm bileşenlerin konumları krom püskürtme işlemi ile hassas şekilde tanımlanmış ve damarın etrafında karşılıklı olacak biçimde konumlandırılması sağlanmıştır. Bu kapsamda maske tasarımları, lazer kazıma makinesine yüklenmek üzere Fusion 360 programında da çizilmiş ve T_0, T_1 ve T_2 için sırasıyla Şekil 5.4a, Şekil 5.4b ve Şekil 5.4c'de gösterilmiştir. Maske çizimlerinde tanımlanan siyah bölgeler kazıma için belirlenmiş ve asetatlı kâğıt lazer kazıma yöntemiyle işlenmiştir. Bu yöntemle üretilen gölge maskeler T_0, T_1 ve T_2 için sırasıyla Şekil 5.5a, Şekil 5.5b ve Şekil 5.5c'de gösterilmiştir.

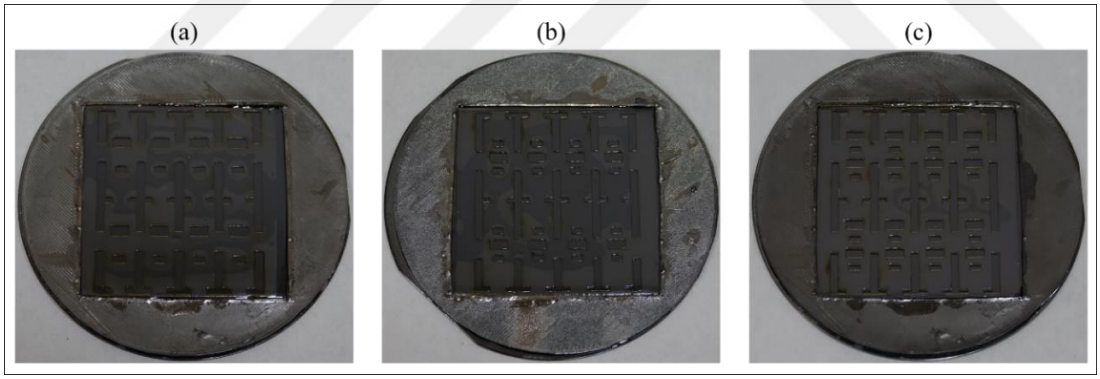


Şekil 5.4. Gölge maske üretimi için kullanılan çizim görselleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2

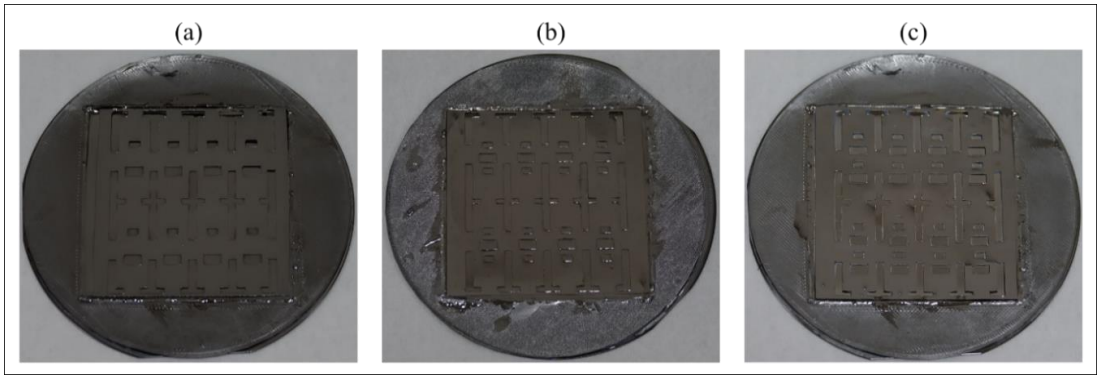


Şekil 5.5. Gölge maskeleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2

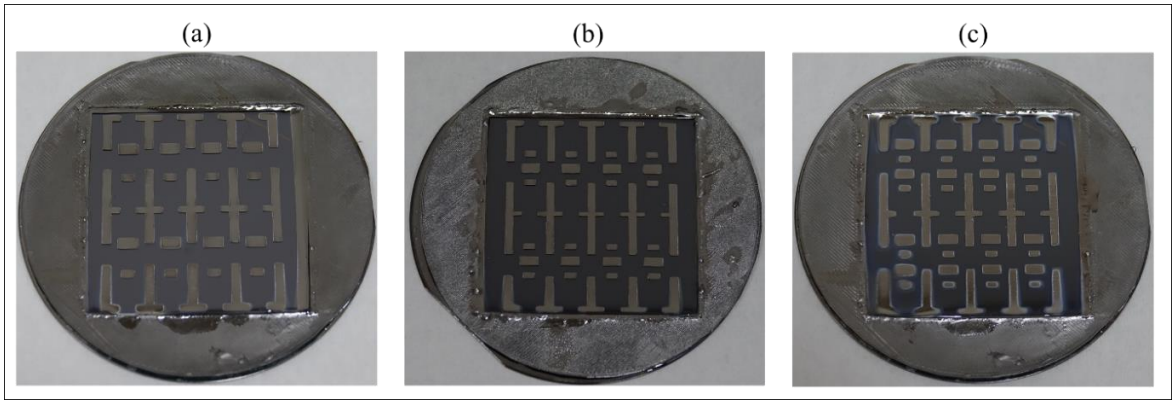
Gölge maske katı PDMS üzerine Şekil 5.6'da gösterildiği gibi sabitlenmiştir (Şekil 5.1c). Bu yapıya krom püskürtme işlemi uygulanmıştır (NVTS-400, Nanovak). Krom püskürtme sonucunda Şekil 5.7'de gösterilen her yeri kroma maruz kalmış yapı oluşmuştur (Şekil 5.1d). Gölge maskenin sökülmesiyle Şekil 5.8'de gösterilen, bileşenlerin yerleştirileceği alanları 100 nanometre kalınlıkta krom ile belirlenmiş PDMS alt tabakası elde edilmiştir (Şekil 5.1e).



Şekil 5.6. Üzerine gölge maske yerleştirilmiş PDMS görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2



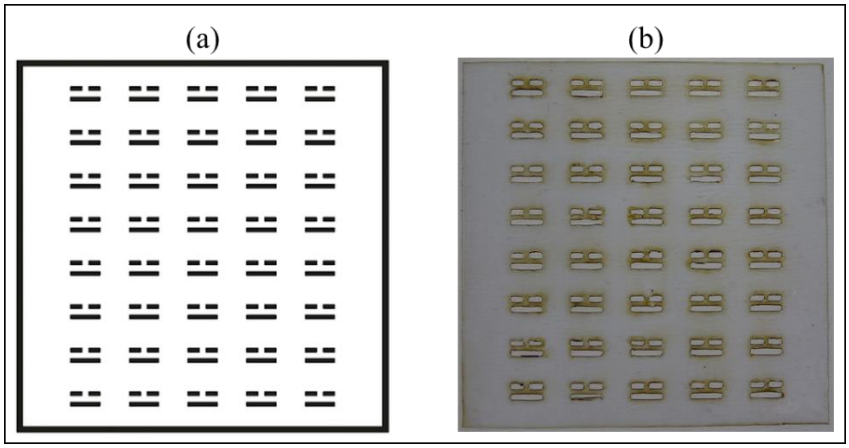
Şekil 5.7. Krom püskürtme sonrası PDMS-gölge maske görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2



Şekil 5.8. Krom püskürtme sonrası PDMS görüntüleri, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2

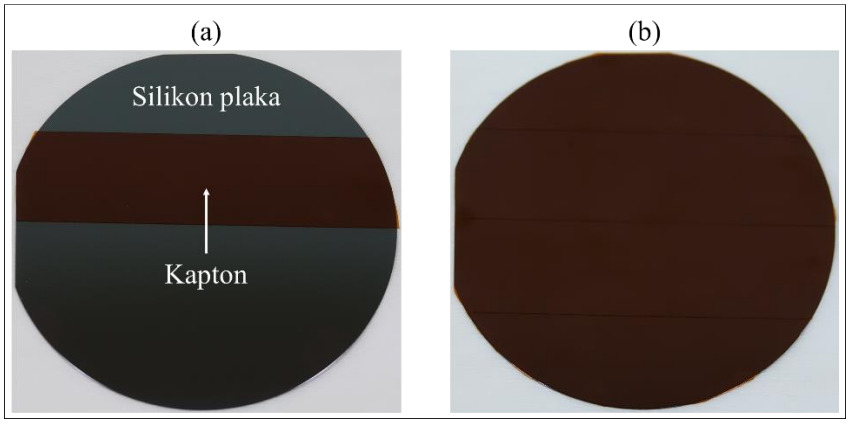
5.2. Alt Tabaka Üzerindeki Sensör ve Mıknatıs Paketlerinin Üretimi

Alt tabaka üretiminin tamamlanmasının ardından sensör ve mıknatıs paketlerinin üretim aşamalarına geçilmiştir. İlk aşamada, sensörün elektriksel bağlantılarının sağlanması için gerekli olan bakır iletken tabakaların üretimi planlanmıştır. Bu amaçla, hazır üretilmiş bir poliimid malzeme olan 0,13 mm kalınlığındaki Kapton film (18-S, CS Hyde Company) üzerine uygun boyutlarda bakır biriktirilmesi için sensör geometrisi ile uyumlu bir gölge maske tasarımı Fusion 360 yazılımı kullanılarak oluşturulmuştur. Hazırlanan bu tasarım doğrultusunda, lazer kazıma makinesinde işlenen asetatlı kâğıttan gölge maske elde edilmiştir. Gölge maske üretimi için kullanılan çizim Şekil 5.9a'da ve üretilen gölge maske Şekil 5.9b'de gösterilmiştir.

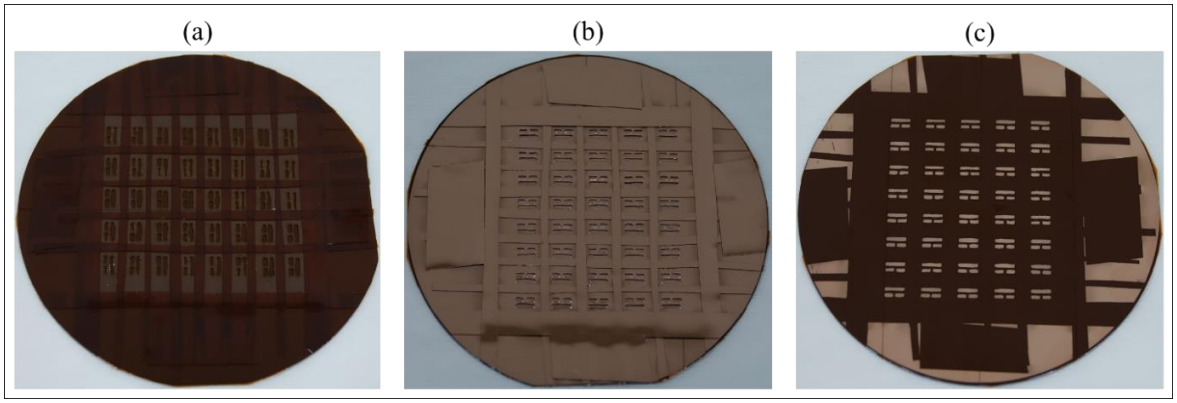


Şekil 5.9. (a) Bakır tabaka üretimi için kullanılan gölge maskenin çizim görseli, (b) üretilen gölge maske

Kapton film, uygun boyutlarda kesildikten sonra silikon plaka üzerine yapıştırılmıştır (Şekil 5.2a). Silikon plaka yüzeyinin tek şerit Kapton film ile bantlanması ve yüzeyin tamamen Kapton film ile kaplanması sonucu elde edilen görüntüler sırasıyla Şekil 5.10a ve Şekil 5.10b'de gösterilmiştir. Bu işlemin akabinde gölge maske Kapton üzerine bantlanarak sabitlenmiştir (Şekil 5.2b). Bakır tabakaların yeterli elektriksel iletkenliğe sahip olması amacıyla Kapton film üzerine termal buharlaştırma yöntemiyle 500 nanometre kalınlığında bakır biriktirilmiştir (NVTS-400, Nanovak) (Şekil 5.2c). Biriktirme işlemi sırasında hazne içi sıcaklığın yüksek değerlere ulaşabilme ihtimali göz önünde bulundurulmuş ve gölge maskenin termal dayanımı değerlendirilmiştir. Bu kalınlıkta gerçekleştirilen işlem sonucunda maskede herhangi bir erime veya deformasyon oluşmadığı gözlenmiştir. Biriktirme işlemi tamamlandıktan sonra gölge maske Kapton film üzerinden kaldırılmış ve 40 adet sensörün elektriksel bağlantıları için kullanılabilecek, Kapton film üzerinde bakır tabakalar elde edilmiştir (Şekil 5.2d). Şekil 5.11a'da Kapton film ve üzerine sabitlenen gölge maske yapısı, Şekil 5.11b'de termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton film ve üzerindeki gölge maske görüntüsü ve Şekil 5.11c'de termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton film görüntüsü gösterilmiştir.



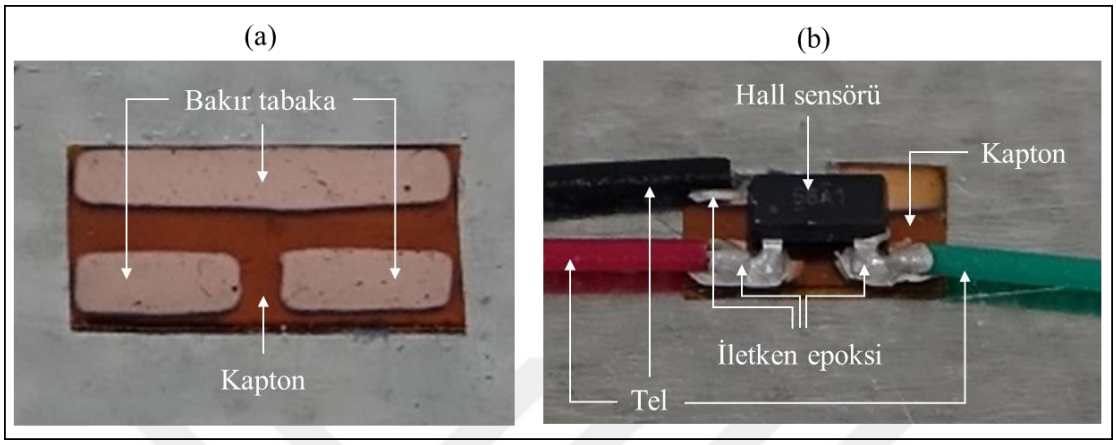
Şekil 5.10. (a) Silikon plaka yüzeyinin tek şerit Kapton film ile bantlanmasının görüntüsü, (b) silikon plaka yüzeyinin tamamen Kapton film ile kaplanmasının görüntüsü



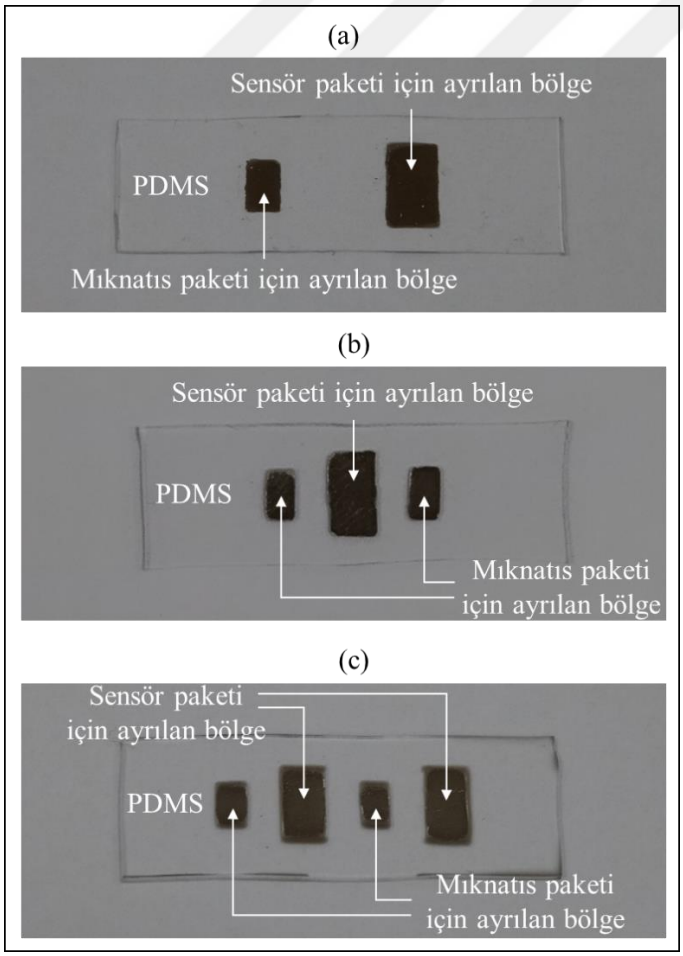
Şekil 5.11. (a) Kapton ve üzerine gölge maske yerleştirilmiş yapının görüntüsü, (b) termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton ve üzerindeki gölge maske görüntüsü, (c) termal buharlaştırma tekniği ile üzerinde bakır biriktirme işlemi gerçekleşmiş Kapton görüntüsü

Şekil 5.12a'da gösterilen tek sensör için gerekli olan bakır tabaka kaplı Kapton film silikon plaka üzerinden sökülerek elde edilmiştir (Şekil 5.2e). Bu aşamada kısa devre testi yapılarak sensör bağlantısı için gerekli olan 3 bakır tabaka üzerinde direnç ölçülmüştür. Ölçülen bakır tabakaların direnç seviyelerinin sensör bağlantıları açısından kabul edilebilir düzeylerde olduğu belirlenmiş ve sensör bağlantı aşamasına geçilmiştir. İletken epoksi kiti (EPO-TEK H20s, Epoxy Technology Inc.) bileşenleri ağırlıkça 1:1 oranında karıştırılarak kürleme işlemi için hazır hâle getirilmiştir. Hazırlanan iletken epoksi, bakır tabakaların uçlarına noktasal olarak uygulanmış ve sensör bacakları ile bağlantı telleri bu noktalara yerleştirilmiştir (Şekil 5.2f–g). Bu yapı 110 °C sıcaklıkta 90 dakika boyunca kürlenmiştir. Kürleme işlemi sonrasında bakır tabakalarda oksitlenme oluştuğu gözlenmiş ve bunun sonucunda kısa devre testinde yüksek direnç değerleri ölçülmüştür. Sensör bacağı ile bağlantı teli arasındaki bakır tabakanın oksitlenmesinin önlenmesiyle bu problemin giderilebileceği değerlendirilmiş ve bu aralıktaki bakır tabakanın hava ile temasının kesilmesi planlanmıştır. Bu doğrultuda, sensör bacağından bağlantı teline kadar olan bakır tabaka üzerine iletken epoksi uygulanmış ve aynı kürleme koşullarında işlem tekrarlanmıştır. Kürleme süreci sonunda her bir bakır tabaka üzerinde kısa devre testi yeniden gerçekleştirilmiş ve direnç değerlerinin düşük değerlerde olduğu doğrulanmıştır. Ayrıca, Şekil 5.12b'de gösterilen yapı için kürleme sırasında bakır tabakalar arasındaki mesafenin düşük olması nedeniyle iletken epoksinin sensör altındaki boşluktan akarak tabakalar arasında kısa devre oluşturma ihtimali dikkate alınmıştır. Bu nedenle üç bakır tabaka ikişerli gruplar hâlinde test edilerek kısa devre durumu incelenmiştir. Bakır tabakalar arasında kısa devre olmadığı doğrulandıktan sonra bu yapının alt tabaka üzerine

yerleştirilmesi ve kaplanması aşamalarına geçilmiştir. Önceki aşamada üretilen ve sensör ile mıknatıs bileşenlerinin yerleştirileceği alanları belirlenmiş olan PDMS alt tabakalar Şekil 5.13'te gösterilmiştir.

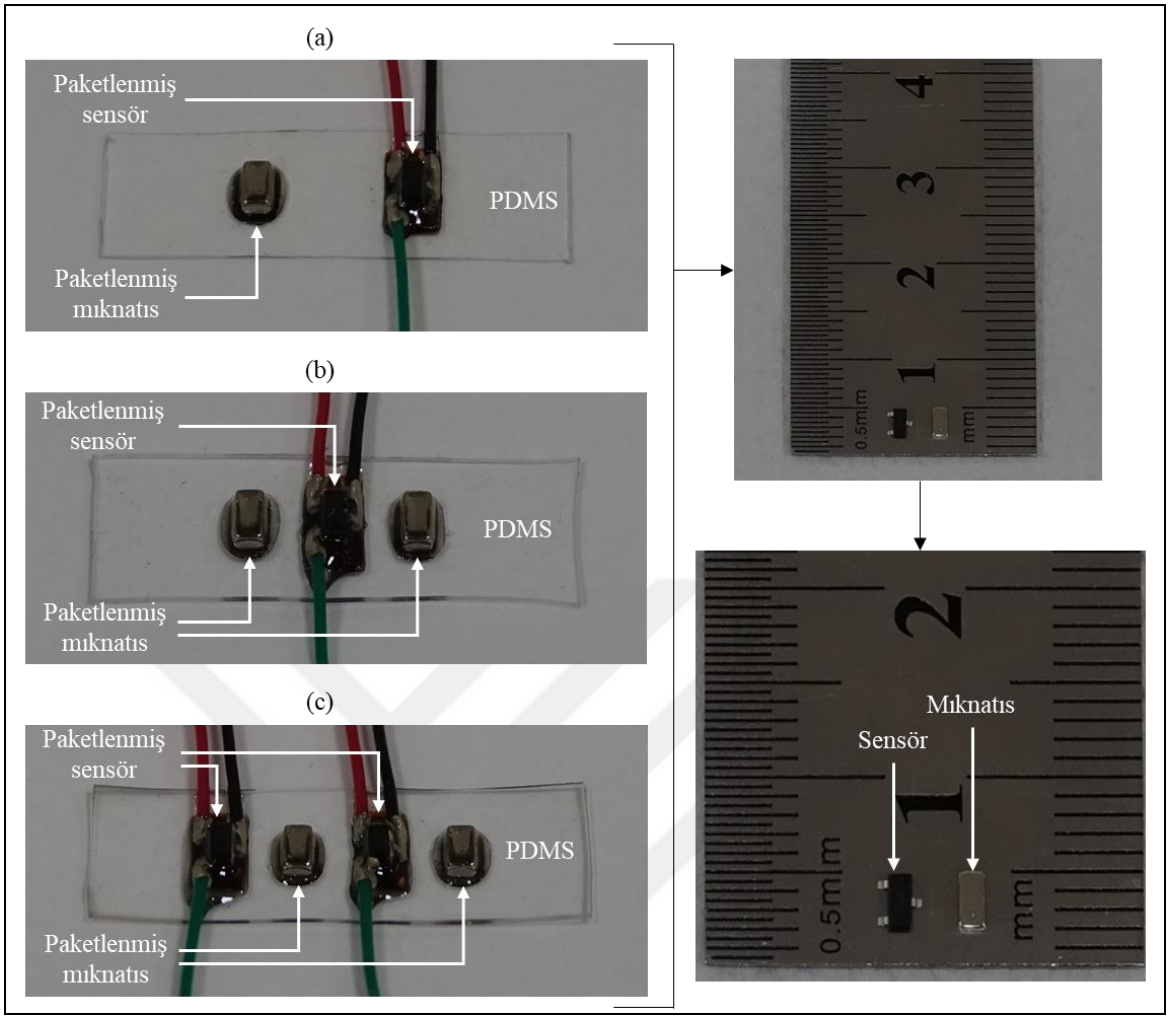


Şekil 5.12. (a) Kapton üzerinde biriktirilen bakır tabakaların görüntüsü, (b) sensör ve tellerin iletken epoksi ile bakır tabakalara yapıştırılmış görüntüsü

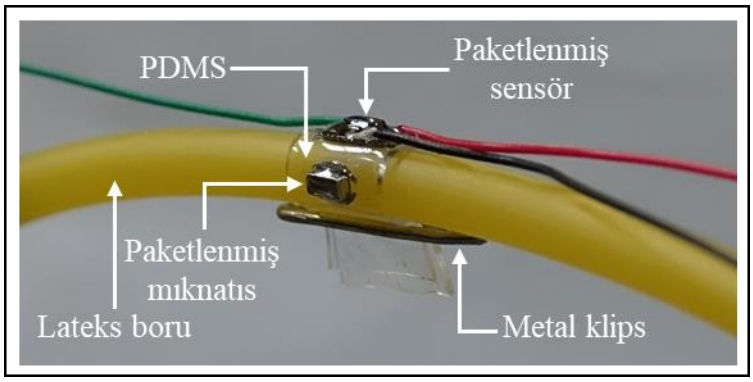


Şekil 5.13. PDMS malzemesinden üretilen alt tabakaların görüntüsü, (a) T_0, (b) T_1, (c) T_2

Yapıştırma ve kaplama aşamaları için alınan biyoyumlu epoxy kiti (EPO-TEK 302-3M, Epoxy Technology Inc.) içerisindeki baz ve kürleme ajanı ağırlıkça 10:4.5 oranında 10 dakika boyunca karıştırılmış ve biyouyumlu epoksi reçinesi elde edilmiştir. Şekil 5.13'te gösterilen alt tabakaların sensör paketi için ayrılan bölgelerine az miktarda hazırlanan epoksi reçinesi sürülmüş ve sonrasında Şekil 5.12b'de verilen yapı bu alan üzerine yerleştirilmiştir. Epoksi reçinenin katılaşması için kürleme işlemi gerçekleştirilmiş ve süreç sonunda Kapton'un alt tabaka üzerine sağlam bir şekilde sabitlendiği gözlemlenmiştir (Şekil 5.2h). Akabinde, sensör modülünün biyouyumluluğunu sağlamak ve Hall sensörüne vücut sıvılarının nüfuz etmesini engellemek amacıyla kaplama aşamasına geçilmiştir. Bu kapsamda, hazırlanan biyouyumlu epoksi reçinesi kullanılarak sensörün üst ve yan yüzeyleri kaplanmıştır (Şekil 5.2i). Alt tabaka alanının sınırlı olması nedeniyle kaplama işleminin kontrollü ve müdahaleye açık bir şekilde gerçekleştirilmesi gerektiği belirlenmiştir. Bu doğrultuda, epoksi reçinenin çevreye yayılmasını önlemek amacıyla uygulama sırasında toplu iğne kullanılmıştır. Bununla birlikte, kürleme süresi sabit bir zaman aralığına bağlı kalınmadan, kaplamanın düzgün ve homojen biçimde katılaşmasına göre belirlenmiştir. Sensör kaplama işlemi sonrasında, mıknatıs alt tabaka üzerine biyouyumlu epoksi kullanılarak yapıştırılmış ve kaplanmıştır. Kürleme sırasında mıknatısın manyetik alanının bozulmaması için sıcaklık 50 °C'nin altında tutulmuş, kaplama sürecinde mıknatısların birbirlerini etkilemesini önlemek amacıyla alt tabaka metal bir levha üzerine yerleştirilmiştir. Elde edilen kullanıma hazır sensör modüllerinin fotoğrafları Şekil 5.14'te ve örnek olması adına T_1'in lateks boru etrafına sarılmış görüntüsü Şekil 5.15'te gösterilmiştir.



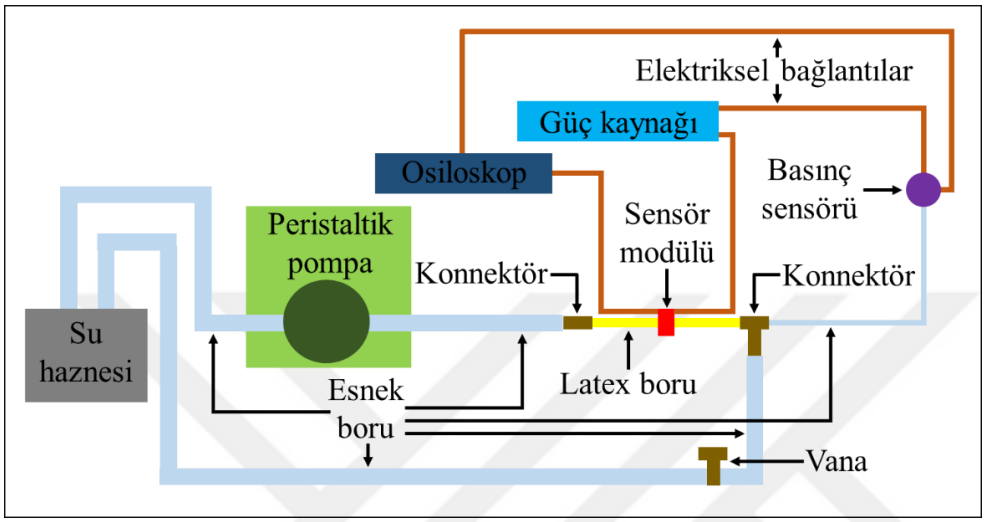
Şekil 5.14. Üretilen tasarımların görüntüleri, (a) T_1, (b) T_2, (c) T_3



Şekil 5.15. Lateks boru etrafına sarılmış T_1'in görüntüsü

6. DENEYSEL TESTLER

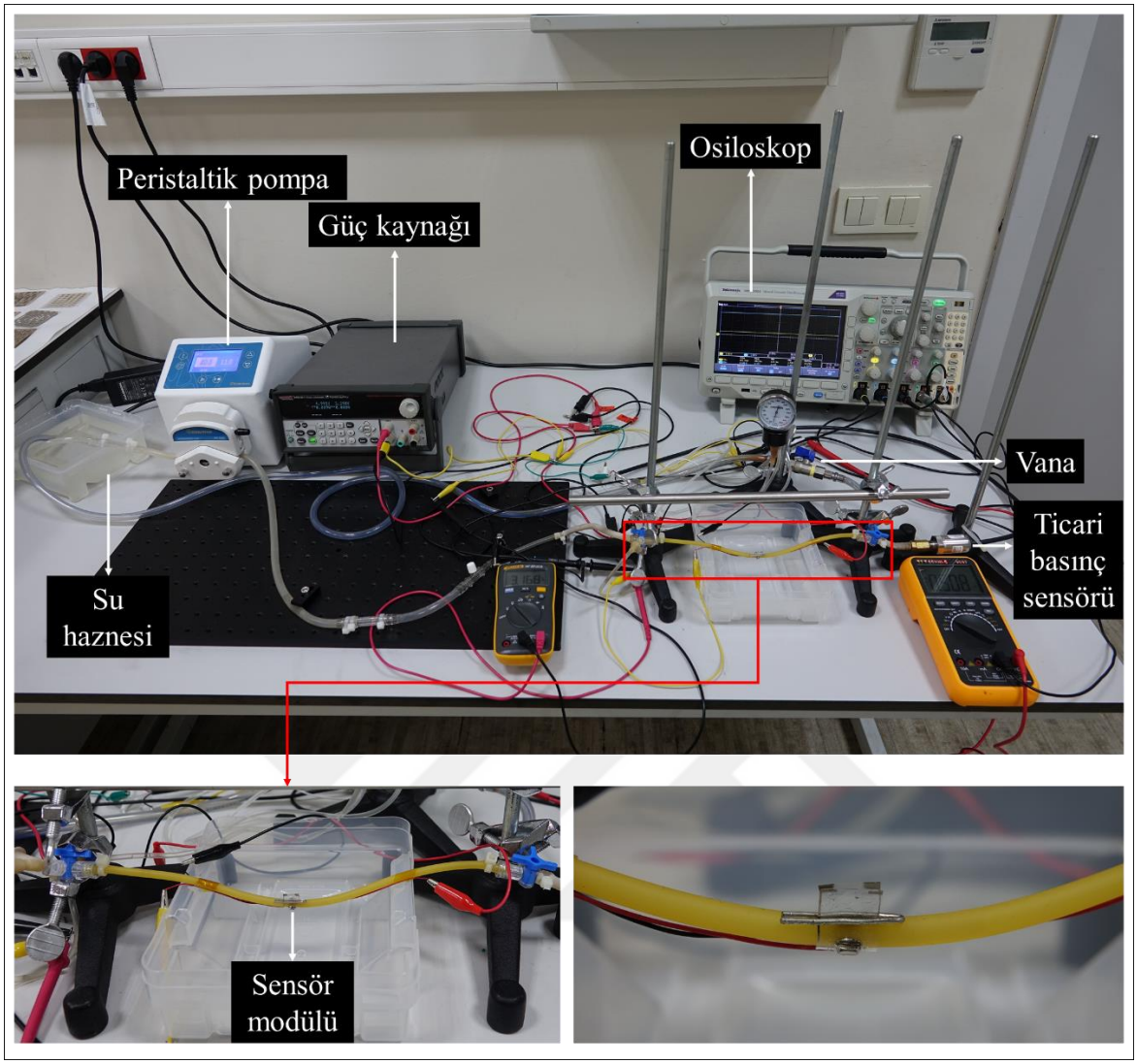
Önerilen tasarımların karakterizasyonu amacıyla çeşitli testler gerçekleştirilmiştir. Kullanılan test düzeneğinin şematik gösterimi Şekil 6.1'de gösterilmiştir.



Şekil 6.1. Test düzeneğinin şematik görseli

6.1. Lateks Boru ile Gerçekleştirilen Testler

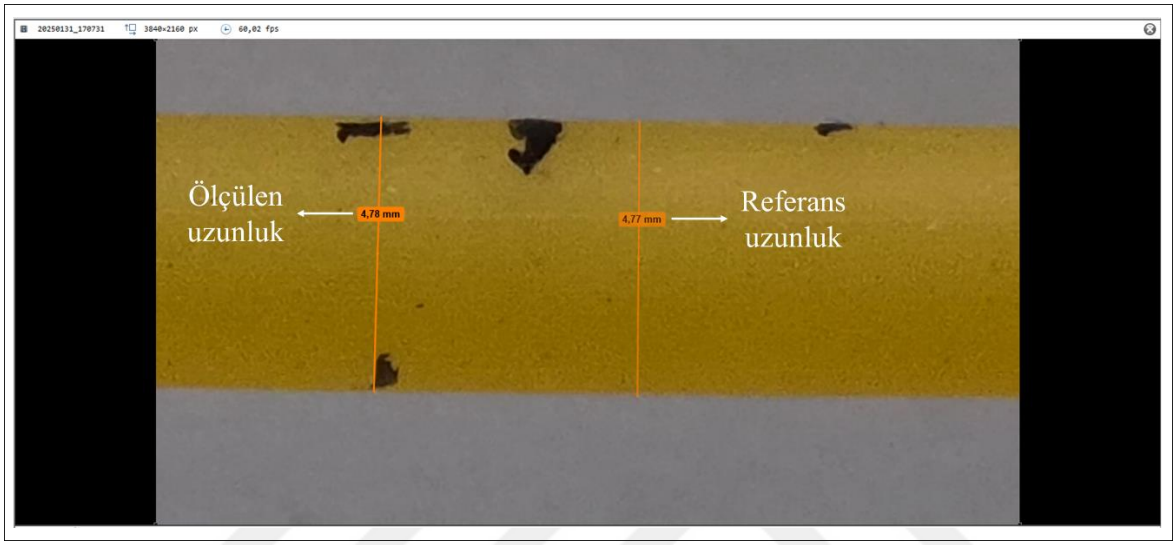
İlk aşamada, üretilen sensör modülleri, önceki bölümde açıklanan gerekçeler doğrultusunda gerçek bir arter yerine tercih edilen bir lateks boru etrafına sarılmış ve metal bir klips yardımıyla sabitlenmiştir. Lateks boru içerisinden su akışını sağlamak amacıyla bir peristaltik pompa (PT-500, Bimetron) kullanılmıştır. Tüm deneylerde pompa, 2,5 Hz frekansta darbe üretecek ve sisteme 40 ml/dk debi ile su sağlayacak şekilde ayarlanmıştır. Peristaltik pompanın çalışma prensibi gereği sistemde sabit bir basınç oluşturulamamakta, bunun yerine basınç seviyesinde periyodik salınımlar meydana gelmektedir. Bu salınımlar altında ortalama basınç seviyesinin ayarlanabilmesi için sisteme bir akış vanası eklenmiştir. Vananın kısılması veya açılması, lateks boru içerisindeki basıncın sırasıyla artmasına ya da azalmasına neden olmaktadır. Su basıncının ölçülmesi ve sensör modülü çıktıları ile ilişkilendirilmesi amacıyla lateks boru ticari bir basınç sensörü (P51, SSI Technologies) yerleştirilmiştir. Hall sensörü ve ticari basınç sensörü, bir güç kaynağı aracılığıyla 5 V ile beslenmiştir. Hall sensöründen elde edilen veriler, 100 Hz örnekleme hızında bir osiloskop (MDO3024, Tektronix) kullanılarak kaydedilmiştir. Test düzeneğine ait fotoğraf Şekil 6.2'de gösterilmiştir.



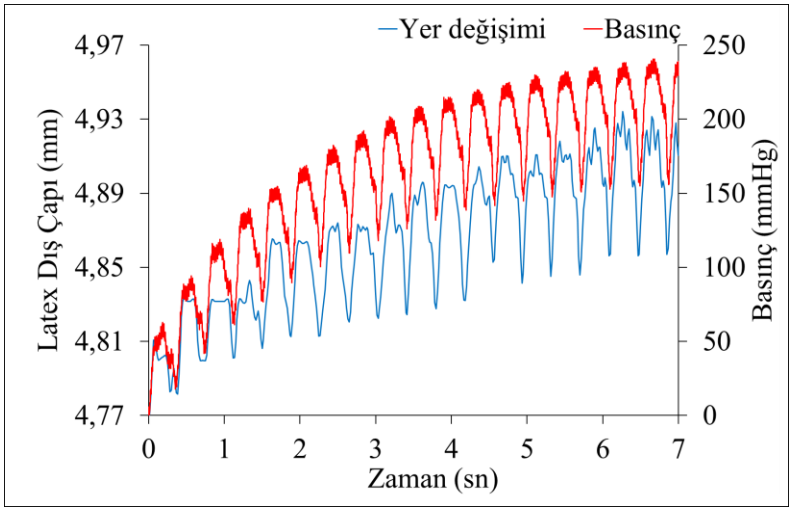
Şekil 6.2. Test düzeneğinin fotoğrafı

Lateksin genişleme miktarı nihai basınç hassasiyeti üzerinde kritik bir etkiye sahip olduğundan, pompalama sırasında lateks borunun radyal yer değiştirmesi yüksek çözünürlüklü bir kamera kullanılarak ölçülmüştür. Bu ölçümün gerçekleştirilebilmesi için ortalama su basıncı yavaşça 0'dan 200 mmHg'ye artırılmıştır. 200 mmHg seviyesinde basınç salınımlarının ±45 mmHg'ye ulaştığı gözlenmiştir. Ölçüm süresince lateks borudaki çap değişimi, 60 fps hızında çalışan bir kamera ile kaydedilmiş ve elde edilen görüntüler Kinovea yazılımı kullanılarak Şekil 6.3'te gösterilen kullanıcı arayüzünde analiz edilmiştir. Aynı anda, lateks boru içerisindeki basınç ticari bir basınç sensörü aracılığıyla ölçülmüştür. Şekil 6.4, çap değişimleri ile basınç ölçümleri arasında tüm basınç aralığı boyunca yakın bir uyum olduğunu göstermektedir. Lateksin dış çapının 0 mmHg basınçta 4,77 mm olduğu, 200 mmHg basınçta ise 4,89 mm'ye yükseldiği ve ölçüm hatasının ±0,04 mm

olduğu belirlenmiştir. Bu sonuçlar yaklaşık %2,6'lık bir genişleme oranına karşılık gelmektedir. Buna karşın, önceki bölümde sunulan simülasyonlarda bu oranın %3,56 olarak öngörülmüştür. Gözlenen farkın, ticari olarak temin edilen lateks borunun Young modülünün simülasyonlarda kullanılan teorik değeri tam olarak yansıtmamasından kaynaklandığı düşünülmektedir.



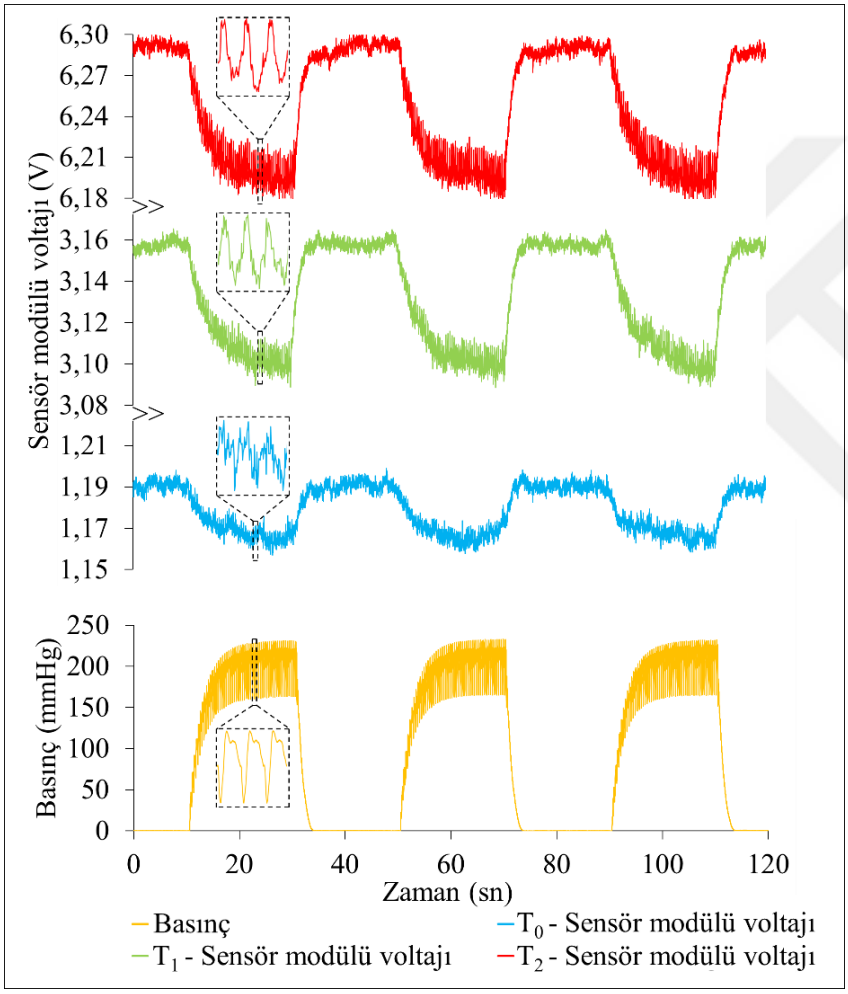
Şekil 6.3. Kinovea yazılımı kullanıcı arayüzünde lateks çapındaki değişimin ölçülmesi



Şekil 6.4. Lateks borunun dış çapı ve su basıncının zamana göre değişimleri

Lateks borunun genişleme oranı belirlendikten sonra, tüm tasarımların algılama performanslarını karşılaştırmak amacıyla testler gerçekleştirilmiştir. Test basınç aralığı, simülasyonlarda kullanılan aralıkla uyumlu olacak şekilde 0-200 mmHg olarak belirlenmiştir. Su basıncı, 40 saniyelik bir periyotla bu iki basınç seviyesi arasında

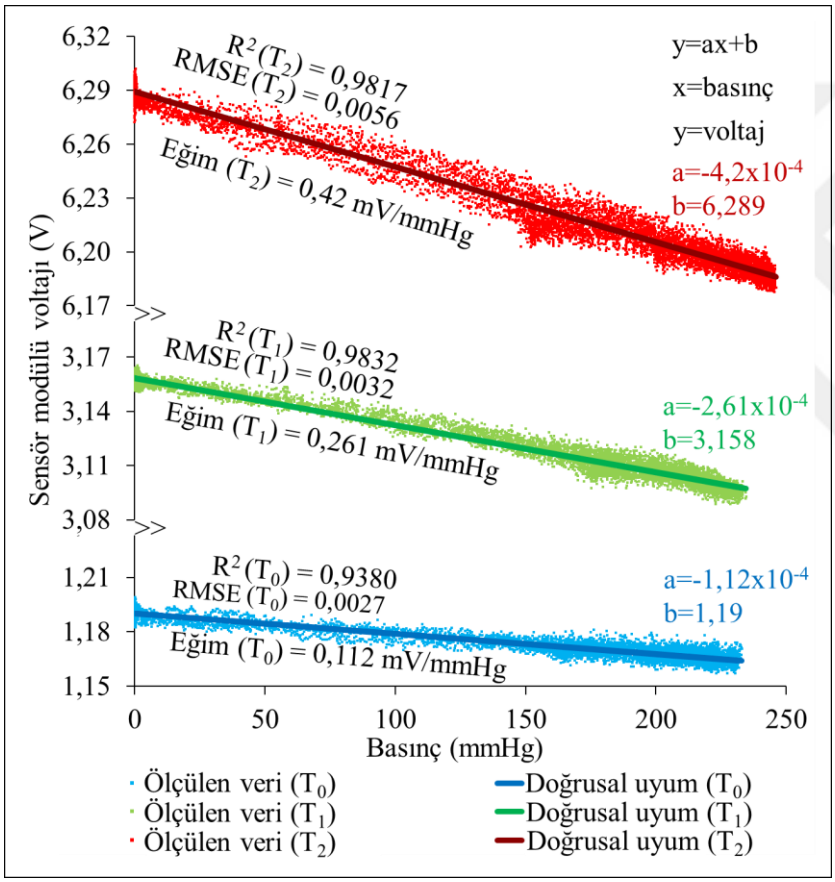
değiştirilmiştir. Şekil 6.5'te T_0, T_1 ve T_2 için sensör modülü voltajları ile uygulanan basıncın zamana göre değişimi gösterilmiştir. Grafiklerden, tüm sensör modüllerinde basınç ile sensör modülü voltajı arasında doğrudan bir ilişki olduğu açıkça görülmektedir. 0 mmHg basınç seviyesinde gözlenen voltaj dalgalanmalarının, maksimum 24 mV genliğe ulaşabilen sensör gürültüsünden kaynaklandığı değerlendirilmiştir. 200 mmHg seviyesinde gözlenen salınımlar ise peristaltik pompanın darbe üretme karakteristiği ile ilişkili olup 2,5 Hz frekansında gerçekleştiği belirlenmiştir.



Şekil 6.5. Tüm tasarımlar için hava ortamında sensör modülü voltajlarının ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi

Şekil 6.5'te gösterilen tüm veri noktaları, basınç–voltaj ilişkisi ve hassasiyetin hesaplanması için doğrusal regresyon analizinde kullanılmıştır. Şekil 6.6'da, T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarına ait sensör modülü voltajlarının uygulanan basınca bağlı değişimi ve bu verilere ait doğrusal uyum eğrileri birlikte gösterilmiştir. Sonuçlar, 0–200 mmHg basınç aralığında T_0, T_1 ve T_2'nin sırasıyla 22,4 mV, 52,2 mV ve 84 mV toplam voltaj farkı

ürettiğini göstermektedir. Bu değerler, nihai basınç hassasiyetlerinin sırasıyla 0,112 mV/mmHg, 0,261 mV/mmHg ve 0,42 mV/mmHg olduğunu ortaya koymaktadır. Bu da, T_1 ve T_2'nin T_0'a kıyasla 2,33 ve 3,8 kat iyileşme sağladığını göstermektedir. Her bir tasarıma ait belirleme katsayısı (R^2) değerleri hesaplanarak doğrusallıkta da bir iyileşme olduğu gözlenmiştir. Basınç–voltaj verileri arasındaki korelasyonun T_1 (R^2 = 0,9832) ve T_2 (R^2 = 0,9817) için T_0'a (R^2 = 0,9380) kıyasla daha güçlü olduğu grafiklerde görülmüştür. T_1 ve T_2'nin kök ortalama kare hataları (RMSE) sırasıyla 0,0032 V ve 0,0056 V olarak hesaplanmış olup, sırasıyla %5,24 ve %5,43 hata seviyelerine karşılık gelmektedir.

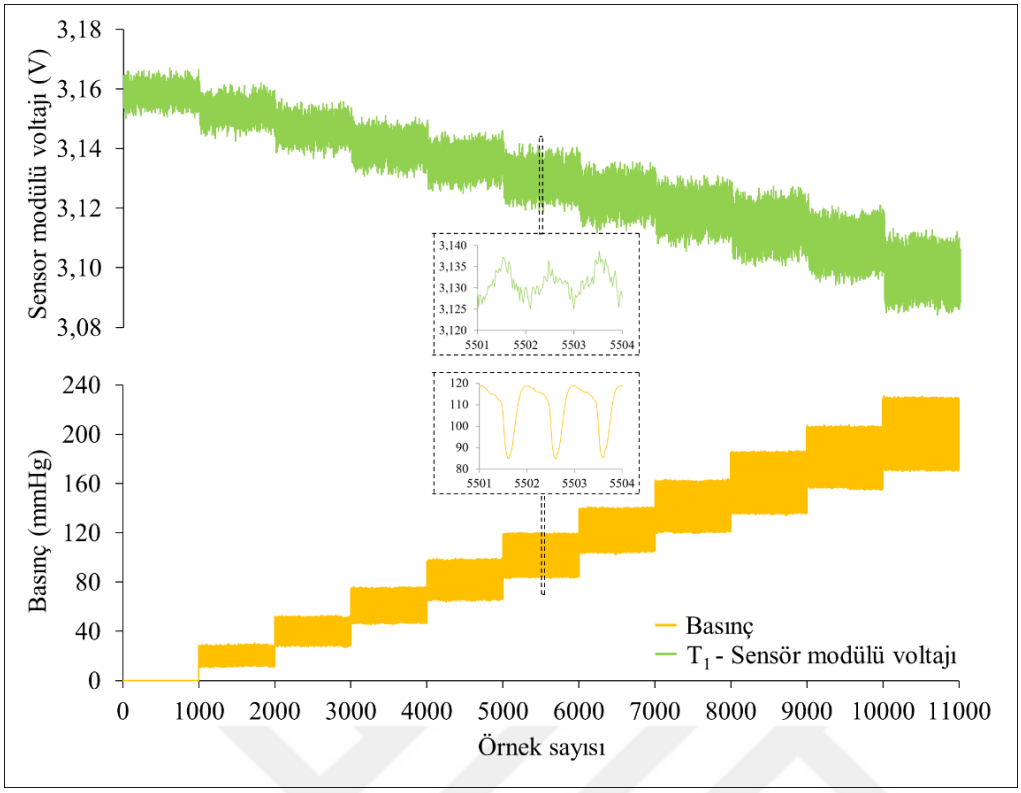


Şekil 6.6. Tüm tasarımlar için hava ortamında sensör modülü voltajlarının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait doğrusal uyum eğrileri

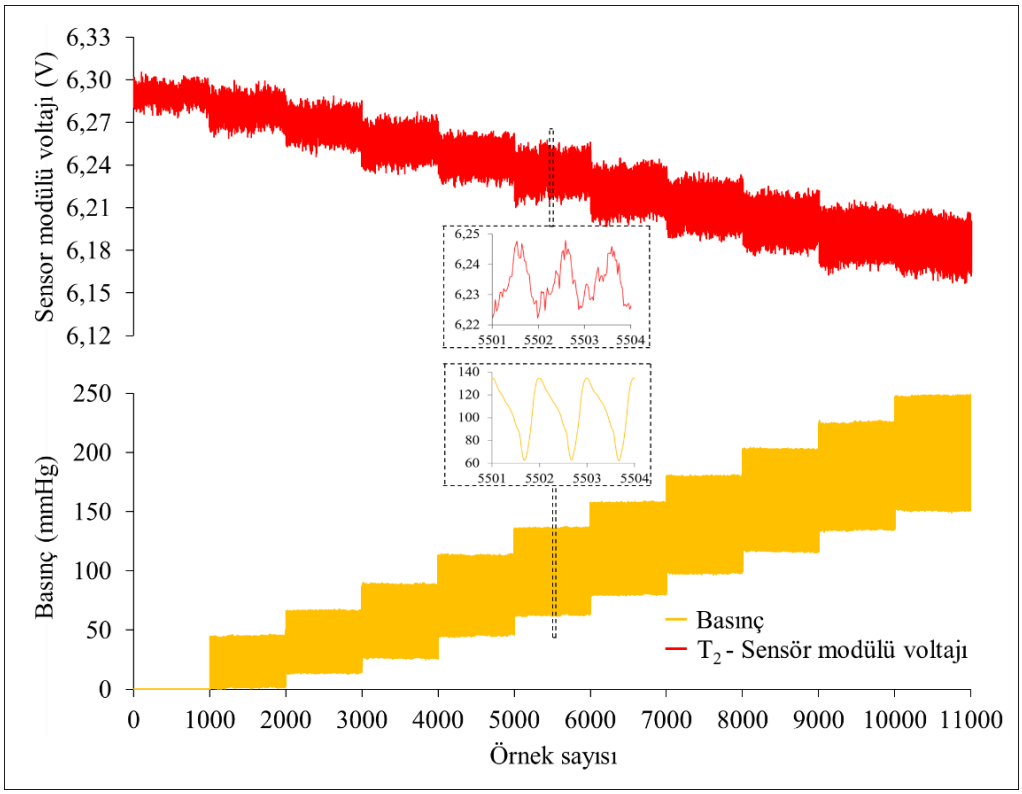
Simülasyon sonuçlarına göre T_2'nin hassasiyeti ideal olarak T_1'in iki katı olmalıdır. Ancak alt tabaka üzerine paketleme yapılması sırasında mıknatıs ve sensör yerleşimlerinin tam olarak mükemmel olmaması, manyetik akı toğunluğunun çap değişimine karşı hassasiyet değerini azaltarak bu sonuca yol açtığı düşünülmüştür. Bu koşullar altında, T_2 daha yüksek voltaj farkı üretmiş olsa da, T_1'in sensör başına daha iyi hassasiyet sunduğu sonucuna varılmıştır.

T_1 ve T_2 tasarımlarının ara basınç değerlerindeki kararlılığını değerlendirmek amacıyla, 0-200 mmHg basınç aralığında 20 mmHg'lik basınç adımlarıyla voltaj verileri toplanmıştır. Her bir basınç adımında 2,5 Hz frekansında 1000 adet darbe örneği kaydedilmiş ve elde edilen basınç-voltaj verileri sırasıyla Şekil 6.7 ve Şekil 6.8'de T_1 ve T_2 için gösterilmiştir. Grafiklerden anlaşılacağı üzere her bir basınç azalması adımında iki tasarımda da anlamlı voltaj artışları görülmüştür. Bu durumun yanında her bir sabit basınç değerinde sensör modülü voltajları hem T_1 hem de T_2 için genel olarak kararlılığını korumuştur. Sabit basınç değerlerindeki voltaj salınımları ise önceki testte belirtilen sensör gürültüsü ve pompa kaynaklı darbelerle ilişkilendirilmiştir. Sensör başına daha yüksek hassasiyet değeri sunmasının yanı sıra, bağlantı aşamasında ve ölçüm sürecinde kullanım kolaylığı sağlaması nedeniyle sonraki testlerde T_1 sensör modülünün kullanılmasına karar verilmiştir.

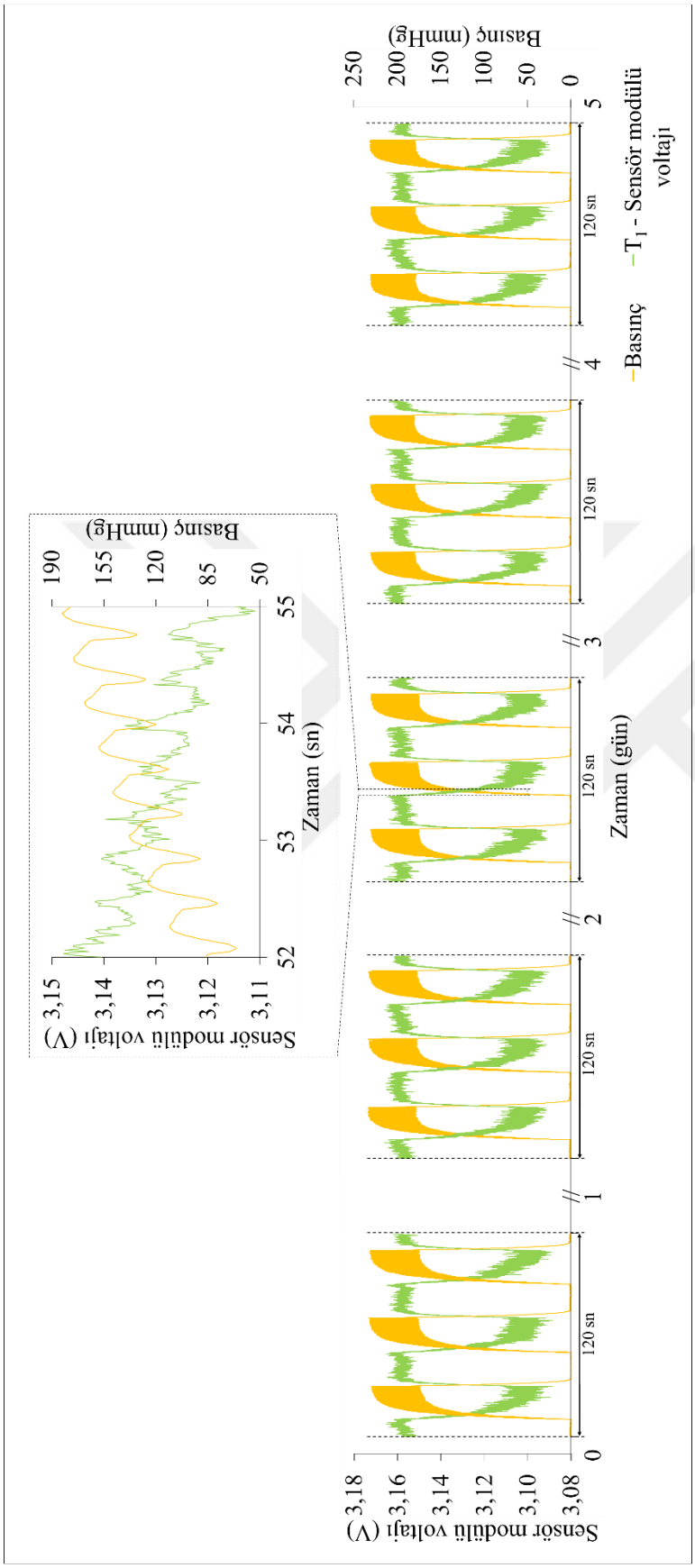
T_1'in güvenilirliğini incelemek amacıyla uzun dönem testleri gerçekleştirilmiştir. Bu kapsamda, 5 gün boyunca her biri 120 saniye süren ölçümlerde voltaj–basınç verileri toplanmış ve Şekil 6.8'de çizdirilmiştir. Şekil 6.9'da açıkça görüldüğü üzere, sensör modülü test süresi boyunca aynı voltaj tepkisini ve performansını korumuştur. T_1'in uzun dönem kararlılığındaki temel etken, PDMS ve lateksin basınç altında kalıcı mekanik deformasyona uğramadan birlikte elastik olarak gerilebilmesi ve sensör ile mıknatısların PDMS'e dengeli ve iyi yapışması olarak değerlendirilmiştir.



Şekil 6.7. T_1 için hava ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi

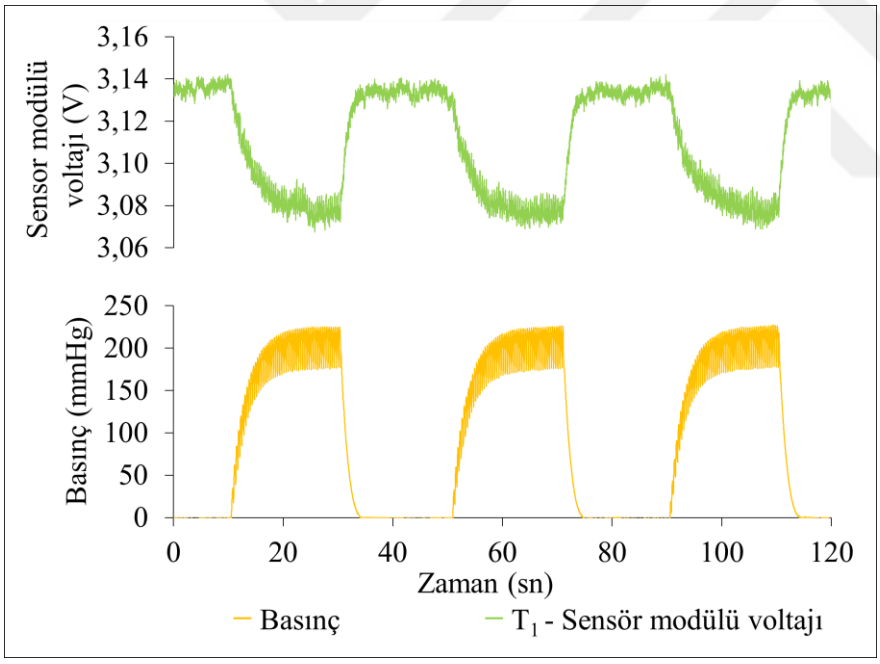


Şekil 6.8. T_2 için hava ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi



Şekil 6.9. T_1 sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncının hava ortamında 5 gün boyunca zamana göre değişimi

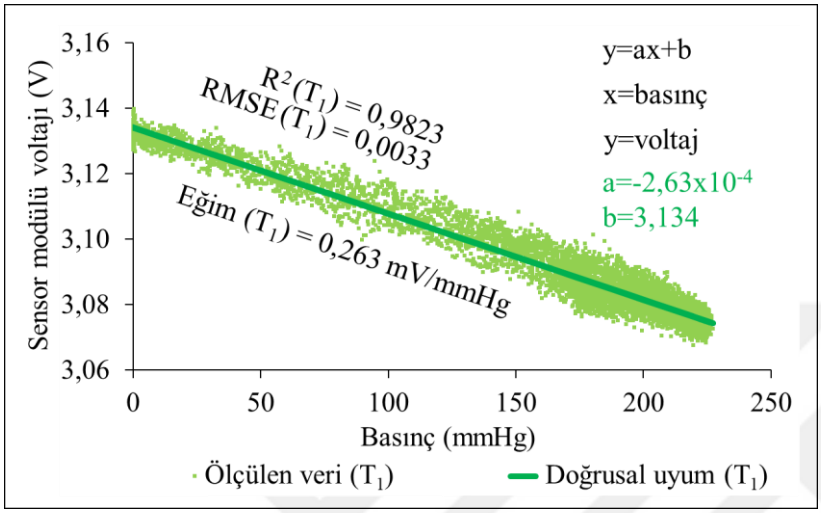
Hava ortamında elde edilen verilerin ardından, T_1 tasarımının dayanıklılığı ve sızdırmazlık güvenilirliği, vücut ortamını taklit eden fosfat tamponlu çözelti (PBS) içinde de incelenmiştir. Bu kapsamda, sensör modülü lateksin etrafına sabitlenmiş ve PBS içine (pH = 7,4) daldırılarak sıvı içinde algılama performansı takip edilmiştir. Şekil 6.10'da, T_1 için sensör modülü voltajı ile uygulanan basıncın zamana bağlı değişimi gösterilmiştir. Hava ortamında elde edilen Şekil 6.5'teki sonuçlara oldukça benzer bir korelasyon elde edilmiştir. Şekil 6.11'de verilen regresyon analizi, yüksek bir doğrusal ilişkiyi (R^2 = 0,9823), düşük hatayı (RMSE = 0,0033) ve havadaki performansla neredeyse aynı olan 0,263 mV/mmHg hassasiyet değerini ortaya koymaktadır. Bu durum, T_1'in yüksek ve düşük voltaj seviyelerinde hafif bir azalma olsa da duyarlılık ve doğrusallığın korunduğunu göstermektedir. Yüksek ve düşük voltaj seviyelerinde gözlenen hafif azalmanın, PDMS'in sıvı ortamda lateks yüzey üzerinde bulunmasından kaynaklanan olası kaymaya bağlı olduğu değerlendirilmiştir.



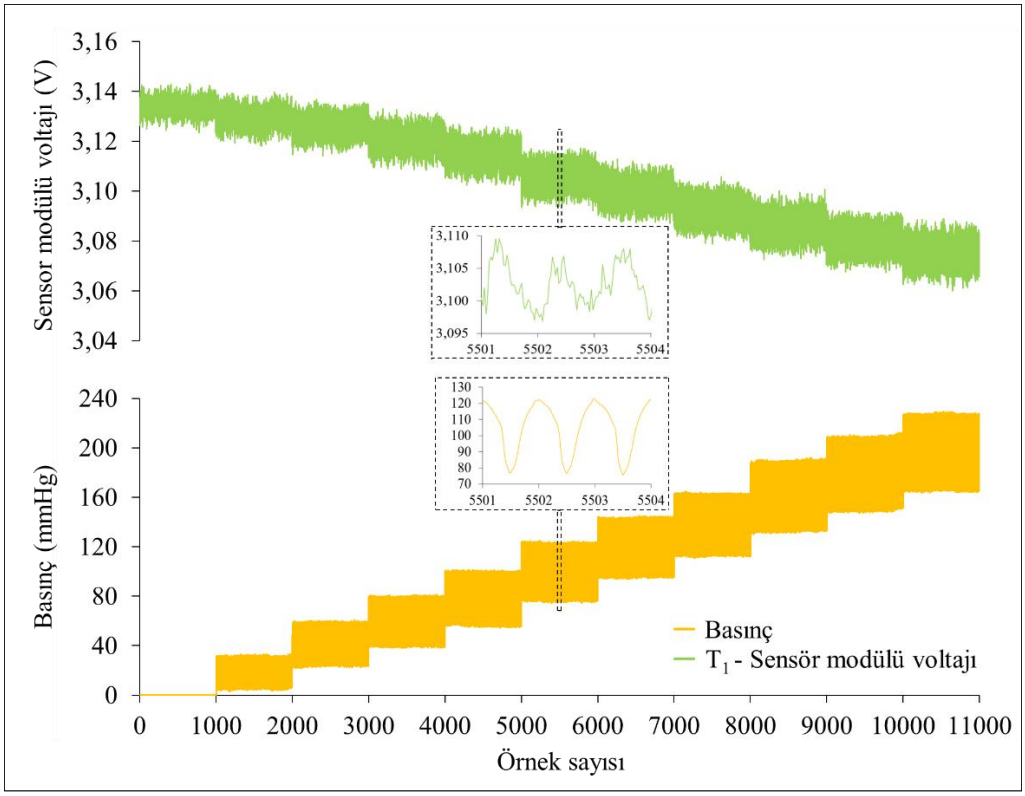
Şekil 6.10. PBS içine daldırılmış T_1 için sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi

Son olarak, T_1'in PBS ortamı içerisindeki kararlılığı araştırılmıştır. Bu kapsamda, farklı basınç değerlerinde fazla sayıda örnek alınarak voltaj-basınç verileri Şekil 6.12'de gösterilmiş ve genel kararlılığın korunduğu görülmüştür. Bunun yanı sıra, T_1'in uzun dönem testler gerçekleştirilmiş ve sonuçlar Şekil 6.13'te verilmiştir. Grafikten, sensör modülü voltajının 5 gün boyunca aynı eğilimi sürdürdüğü görülmektedir. Sensör

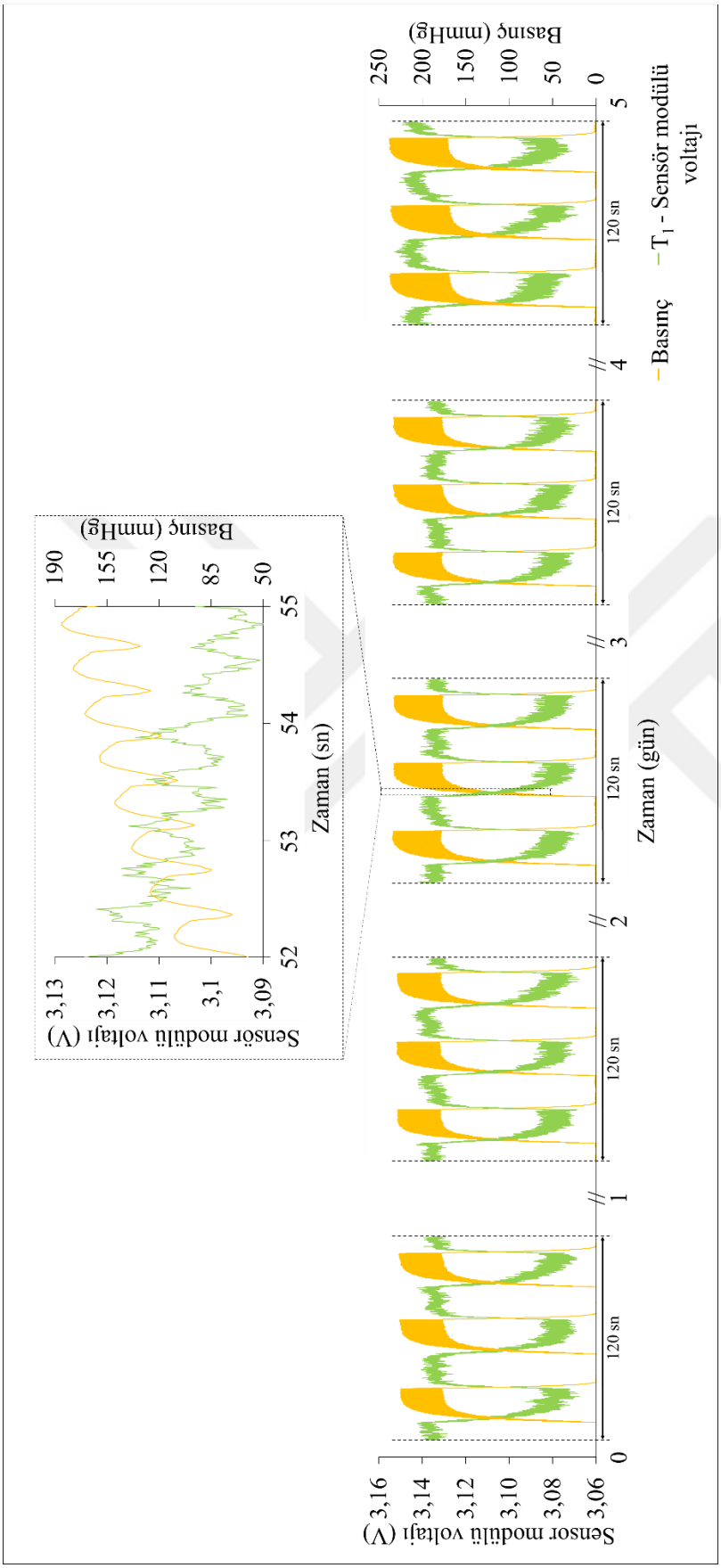
modülünde 5 günlük test süreci sonunda herhangi bir fiziksel değişiklik gözlemlenmemesi, PBS ortamındaki fiziksel dayanıklılığını destekleyen bir diğer bulgudur. Bu sonuçlar, biyouyumlu paketlemenin etkinliğini ve sensör modülünün vücut içinde kullanıldığında kararlı bir şekilde çalışabildiğini doğrulamaktadır.



Şekil 6.11. PBS içine daldırılmış T_1 için sensör modülü voltajının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait doğrusal uyum eğrisi



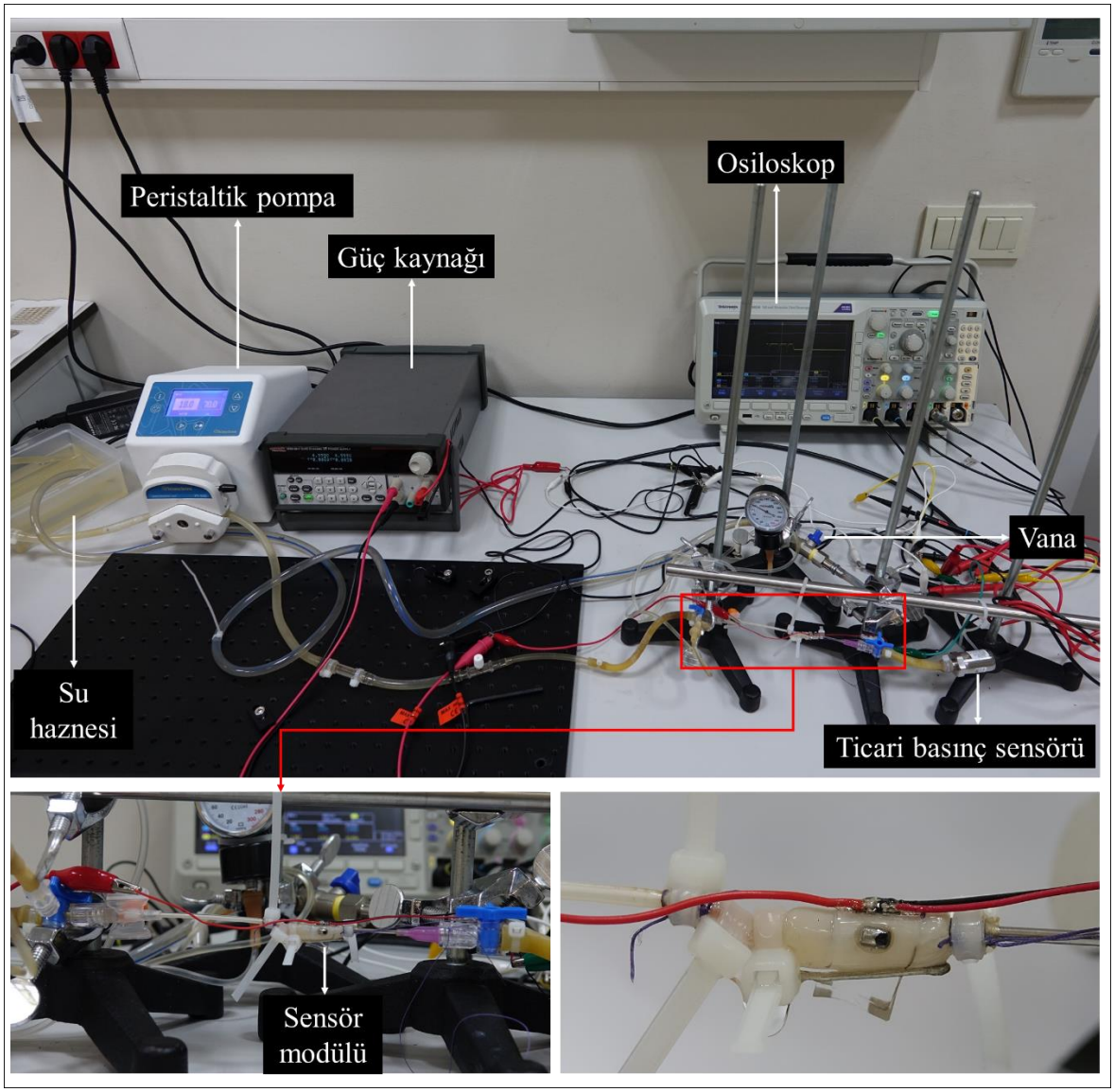
Şekil 6.12. T_1 için PBS ortamında ortamında sensör modülü voltajının 20 mmHg aralıkla uygulanan basınca karşı değişimi



Şekil 6.13. T_1 sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncının PBS ortamında 5 gün boyunca zamana göre değişimi

6.2. Arter ile Gerçekleştirilen Testler

Lateks kullanılarak gerçekleştirilen testler sonucunda kararlılık ve dayanıklılık olarak güvenilirliği ispatlanan T_1 sensör modülünün gerçek bir arter üzerinde nasıl tepki vereceği araştırılmıştır. Bu kapsamda, çap uzunluğu önceki testlerde kullanılan latekse yakın bir hayvan arteri kullanılmıştır. Şekil 6.14'te gösterilen test düzeneğinde lateksin bağlı olduğu iki konnektöre şırınga iğnesi bağlanmış ve hayvan arteri bu iğnelere sabitlenmiştir. Düzenekteki diğer bileşenler lateks testlerinde kullanılan sistemle aynı olup, akışkan olarak su kullanılmıştır.

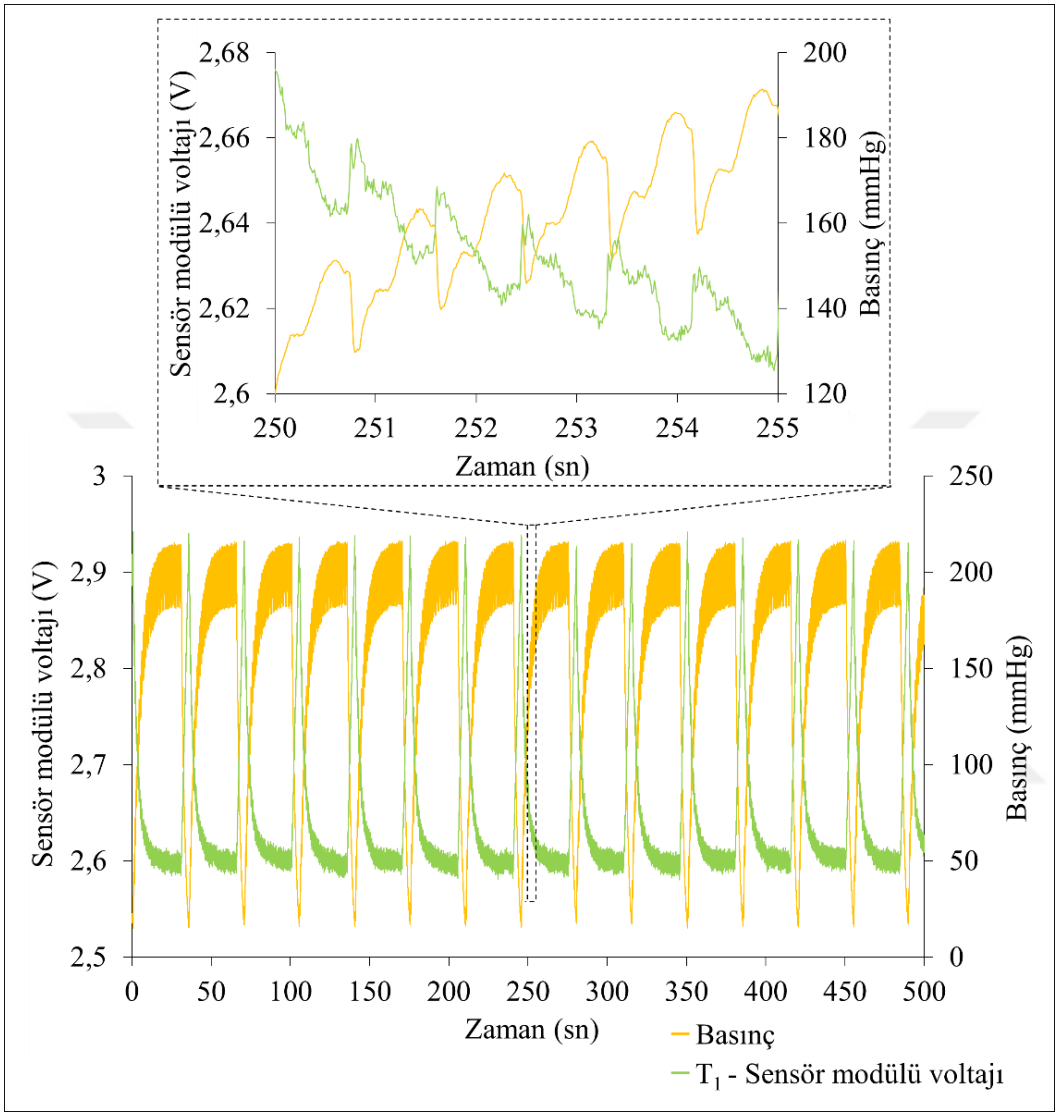


Şekil 6.14. Arter testlerinin gerçekleştirildiği düzeneğin görseli

Lateks testleriyle doğrudan karşılaştırma yapılabilmesi amacıyla sisteme 40 ml/dk debiyle su verilmiş, ancak arter–konnektör bağlantılarında sızdırmazlık sağlanamayarak su kaçakları oluşmuştur. Bu durum, arterin elastik deformasyonu ile artan yerel gerilmelerin bağlantı bölgelerinde açılmaya neden olduğunu göstermektedir. Kaçak sorununu gidermek için debi 18 ml/dk'ye düşürülmüş ve sisteme yaklaşık 1,2 Hz frekanslı darbeli akış uygulanarak bağlantı bölgelerinde daha kararlı bir akış ve basınç dağılımı sağlanmıştır. Benzer şekilde, basınç referans aralığı başlangıçta 0-200 mmHg olarak seçilmiştir. Ancak arter dokusunun yüksek elastikiyetinden dolayı basıncın 0 mmHg'ye düşmesi arterde belirgin büzüşmeye ve PDMS tabakasında kaymaya yol açmıştır. Bu mekanik etki ölçüm kararlılığını olumsuz etkilediği için minimum basınç 15 mmHg olarak belirlenmiştir. Basınç 15-200 mmHg aralığında, 35 saniyelik periyotlarla çevrimli olarak uygulanmış ve toplam 500 saniyelik veri 100 Hz örnekleme hızında kaydedilerek Şekil 6.15'te çizdirilmiştir.

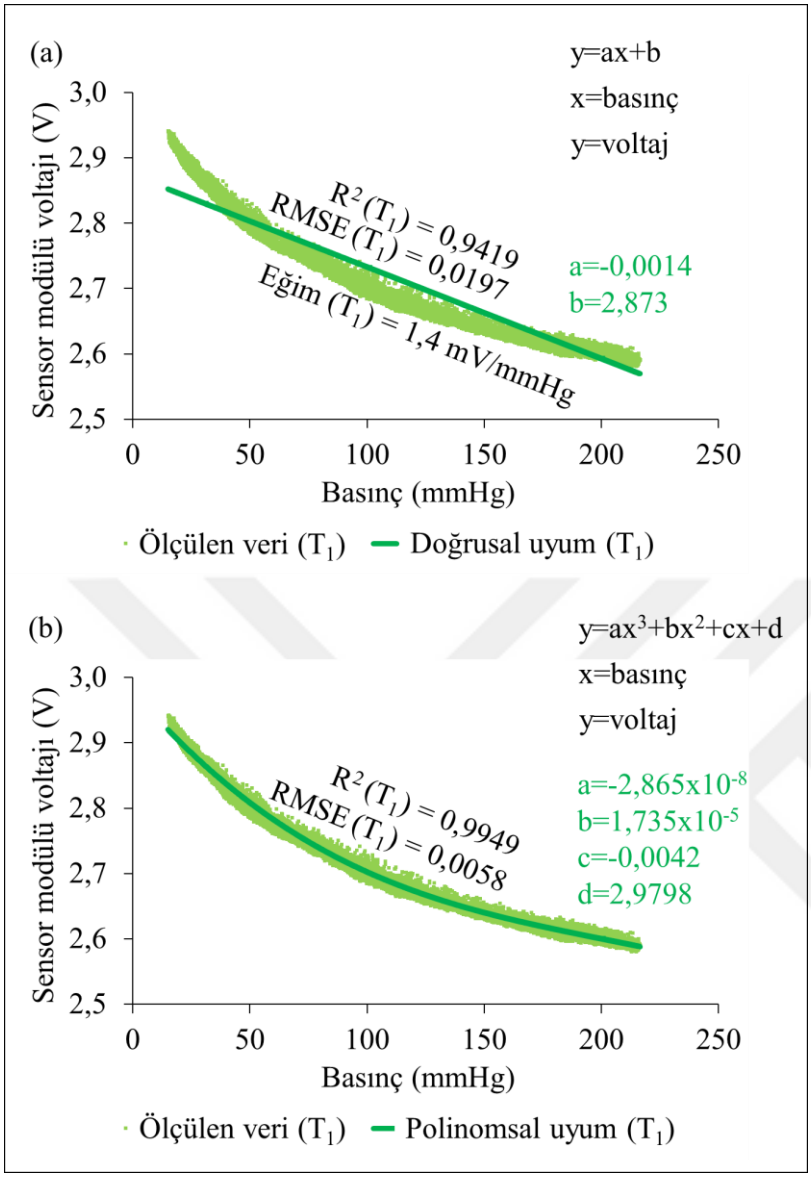
Şekil 6.15, T_1 sensör modülü voltajı ile basınç arasında doğrudan bir ilişki bulunduğunu açıkça göstermektedir. Arterin yüksek elastik özellikleri nedeniyle, maksimum ve minimum basınç değerlerinde elde edilen sensör modülü voltajları arasındaki fark, lateks kullanılarak gerçekleştirilen testlere kıyasla belirgin şekilde artmıştır. Test sonucunda elde edilen basınç-voltaj verileri arasındaki ilişkiyi ve sensör modülü hassasiyetini belirlemek amacıyla öncelikle doğrusal regresyon analizi uygulanmış ve sonuçlar Şekil 6.16a'da sunulmuştur. Analiz sonuçları, basınç ve voltaj verileri arasında tam doğrusal olmayan bir ilişki bulunduğunu göstermektedir ($R^2 = 0,9419$). Bu davranışın, Şekil 4.12'de verilen arter genişlemesine yönelik simülasyon sonuçlarıyla da doğrulandığı üzere, arter dokusunun hiperelastik malzeme özelliği sergilemesinden kaynaklandığı değerlendirilmektedir. Sonrasında regresyon analizinde derece 3'e çıkartılmış ve elde edilen sonuçlar Şekil 6.16b'de gösterilmiştir. Analiz bulguları, voltaj parametresinin basınca karşı üçüncü dereceden polinomla ifade edilebileceğini ($R^2 = 0,9949$) ve bu modelin %1,75 seviyesinde düşük hata sağladığını (RMSE=0,0058 V) göstermektedir. Ayrıca, test kapsamında 15–200 mmHg aralığında uygulanan basıncın sensör modülünde 316 mV'luk voltaj değişimine yol açtığı ve bu basınç aralığında ortalama hassasiyetin 1,708 mV/mmHg olduğu belirlenmiştir. Polinomsal eğri kullanılarak basınç aralığının 0-200 mmHg'ye genişletilmesi durumunda, voltaj farkının 375 mV ve bu değere karşılık gelen ortalama hassasiyetin 1,875 mV/mmHg olduğu hesaplanmıştır. Bu sonuç, T_1 için 0-200 mmHg basınç aralığında lateks testlerinde hesaplanan 52,2 mV voltaj farkının yaklaşık 7,18 katına

tekabül etmekte olup tasarımın arter üzerindeki performansının geniş dinamik aralık sunduğunu göstermektedir.



Şekil 6.15. Arter etrafına sabitlenen T_1 için hava ortamında sensör modülü voltajı ve uygulanan basıncın zamana göre değişimi

Arter dokusunun canlı ortam dışında mekanik özelliklerinin zamanla bozulabilmesi sebebiyle uzun süreli testler gerçekleştirilememiştir. Ayrıca, kullanılan arter boy uzunluğunun kısa olması, sensör modülünün PBS ortamında test edilmesini engellemiştir. Buna rağmen, arter yüzeyinin nemli olması sensör modülü etrafında sınırlı miktarda su birikmesine neden olmuş ve bu durum sensör modülünün kısa süreli dayanıklılığının gözlemlenmesine olanak sağlamıştır.



Şekil 6.16. Arter etrafına sabitlenen T_1 için hava ortamında sensör modülü voltajının uygulanan basınca karşı değişimi ve bu verilere ait regresyon analizleri, (a) doğrusal uyum, (b) polinomsal uyum

7. SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında, kan basıncının sürekli izlenebilmesi amacıyla arter etrafına konumlandırılan manyetik sensör modülünün farklı yerleşim ve yapılandırma durumundaki hassasiyeti ve performansı kapsamlı teorik ve deneysel analizlerle değerlendirilmiştir. Literatürde farklı algılama mekanizmasına sahip sensörler bulunmasına rağmen, vücut içi uygulamalarda manyetik algılayıcılar, dokuların manyetik özelliklerinin görece zayıf olması, sistemin basınç dışı etkenlerden bağımsız olarak kararlı çalışması ve gerekli bileşenlerin kolayca temin edilebilmesi ile öne çıkmaktadır. T_0 tasarımının, bileşen sayısı ve konumlandırma açısından benzeri, literatürde daha önce raporlanmıştır. Bu tasarım temel alınarak, basınca karşı yüksek hassasiyetli voltaj çıkışı elde edebilmek amacıyla T_1 ve T_2 sensör modülleri tasarımları geliştirilmiştir. Sensör modüllerinin alt tabakası olarak yüksek esnekliği olan PDMS kullanılmış ve bu sayede arter ile uyumlu şekilde genişleme ve kararlı ölçüm sağlanması planlanmıştır. Ayrıca sensör ve mıknatıs biyouyumlu kaplanarak güvenli performans göstermeleri hedeflenmiştir.

7.1. Sonuçlar

Önerilen tasarımların sonlu elemanlar yöntemiyle analizleri gerçekleştirilmiş ve mekanik genişleme ile sensör çıktıları sırasıyla FSI ve manyetik simülasyonlar yoluyla elde edilmiştir. FSI sonuçları, 0-200 mmHg basınç aralığında belirtilen boyutlardaki lateks borunun %3,56 ve arterin %7-34 oranlarında radyal genişleme sergilediğini ortaya koymuştur. Aynı basınç aralığında PDMS'in radyal genişlemeleri, lateks boru ve arter için sırasıyla %2,6 ve %5,4-18,2 olarak belirlenmiştir. Lateks borunun genişleme değerleri temel alınarak yapılan manyetik simülasyon analizleri, T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarının sırasıyla 38,4 mV, 153,4 mV ve 306,8 mV gerilim farkı ürettiğini ve bu değerlere karşılık gelen basınç hassasiyetlerinin sırasıyla 0,192 mV/mmHg, 0,767 mV/mmHg ve 1,534 mV/mmHg olduğunu göstermiştir. Benzer biçimde arter için gerçekleştirilen simülasyonlarda T_0, T_1 ve T_2 tasarımlarının gerilim farklarının sırasıyla 76-218 mV, 306-874 mV ve 612-1748 mV aralığında oluştuğu ve bu değerlere karşılık basınç hassasiyetlerinin 0,38-1,09 mV/mmHg, 1,53-4,37 mV/mmHg ve 3,06-8,74 mV/mmHg aralığında olduğu gözlemlenmiştir.

Lateks boru kullanılarak gerçekleştirilen testlerde raporlanan hassasiyet değerleri, uygulanan basınç aralığında yaklaşık %2,6 oranında radyal genişleme gösteren ticari bir lateks boru kullanılarak elde edilmiştir. İlgili basınç aralığında T_0, T_1 ve T_2 için voltaj farkları sırasıyla 22,4 mV, 52,2 mV ve 84 mV olarak ölçülmüş olup, bu sonuçlar sırasıyla 0,112 mV/mmHg, 0,261 mV/mmHg ve 0,42 mV/mmHg hassasiyet değerlerine karşılık gelmiştir. Bu değerler, T_1 ve T_2'nin T_0'a kıyasla 2,33 ve 3,8 kat iyileşme sağladığını göstermiştir. T_1 ve T_2'nin verileri doğrusal regresyon analizi ile incelenerek voltaj-basınç arasındaki ilişki yüksek doğrusal ve düşük hatalı olarak hesaplanmıştır. Basit bir deneysel model olarak uygun olsa da lateks malzemesinin verdiği mekanik yanıt, arter dokusunun gerçek mekanik davranışını ciddi ölçüde olduğundan daha düşük göstermektedir. Simülasyon sonuçları, arter duvarlarının aynı basınç aralığında mekanik özellikleri ve duvar kalınlıklarına bağlı olarak %7-34 oranında genişleyebildiğini ortaya koymuştur. Ortalama %20'lik bir genişleme varsayıldığında ve sensör modülünün yüksek doğrusal tepkisi dikkate alındığında ortalama hassasiyetin T_1 için 2 mV/mmHg'ye, T_2 için ise 3,2 mV/mmHg'ye ulaşabileceği öngörülmektedir. T_2, T_1'e kıyasla daha yüksek gerilim farkı üretmesine rağmen testler sırasında hem sensör başına elde edilen en iyi hassasiyet hem de kablo fazlalığı nedeniyle kullanım kolaylığı açısından T_1'in T_2'den daha üstün olduğu belirlenmiştir. Bu sebeple T_1 için daha detaylı testler yapılarak voltaj tepkisi kapsamlı olarak araştırılmıştır. Hava ortamında yapılan uzun süreli testler sensör modülünün güvenilirliğini ortaya koyarken, PBS içerisindeki testler biyolojik ortam koşullarında dayanıklılığını doğrulamıştır.

Simülasyon ve test sonuçları, önerilen T_1 ve T_2 tasarımlarının, daha önce raporlanan T_0 tasarımına kıyasla hassasiyet ve doğrusallık açısından belirgin iyileşme sağladığını göstermiştir. Ayrıca, testlerde elde edilen hassasiyet değerleri, simülasyon sonuçlarına kıyasla daha düşük bulunmuştur. Bu fark; (i) testlerde mıknatısların maksimum manyetizasyon seviyelerinin altında çalışması, (ii) simülasyonlarda lateksin %3,56 oranında, deneylerde ise %2,6 oranında genişleme göstermesi nedeniyle Hall sensörüne etki eden manyetik alan değişiminin azalması, (iii) simülasyonlarda Hall sensörüne etki eden manyetik alanın alt ve üst yüzeylerin aritmetik ortalaması alınarak hesaplama yapılmasına karşın, gerçek sistemde etkin manyetik alanın bu varsayımdan farklılık göstermesi ve manyetik alan saçaklanmasının meydana gelmesi, (iv) bağlantı padleri ve kablolarındaki gerilim düşümleri ve (v) mıknatıs ile sensörlerin yerleşimindeki küçük kusurlar sonucunda kaçak manyetik akı oluşması ile açıklanmaktadır.

Test aşamalarında, olası üretim ve montaj kaynaklı problemlerin etkisini değerlendirebilmek ve ölçümlerin güvenilirliğini artırmak amacıyla aynı modül tipinden birden fazla örnek üretilmiştir. Aynı tip sensör modülünün farklı örnekleri arasında hassasiyet değerlerinde küçük düzeyde sapmalar gözlenmiş olup, bu sapmaların ağırlıklı olarak mıknatısların maksimum manyetizasyon seviyelerinin altında çalışması, montaj sırasında oluşan mikrometrik hizalama ve mesafe farklılıkları, PDMS tabakasının mikrometrik düzeydeki kalınlık farklılıkları ile elektronik bağlantılardaki küçük direnç farklarından kaynaklandığı değerlendirilmektedir.

Son aşamda ise T_1, bir hayvan arteri etrafına sabitlenerek farklı basınçlardaki voltaj tepkisi araştırılmıştır. İncelenen süre aralığında sensör modülünün kararlı sonuçlar verdiği ve regresyon analizi ile voltaj-basınç arasındaki ilişkinin doğrusal olmadığı görülmüştür. Basınç 15–200 mmHg aralığında değiştirildiğinde sensör modülünün 316 mV gerilim farkı ürettiği ölçülmüş ve buna karşılık gelen ortalama hassasiyet 1,708 mV/mmHg olarak hesaplanmıştır. Basınç aralığı, lateks testlerinde kullanılan 0-200 mmHg değerlerine genişletildiğinde ise voltaj-basınç ilişkisinin sağladığı yüksek uyum ve düşük hata dikkate alınarak T_1'in 375 mV gerilim farkı ürettiği ve sonucunda ortalama hassasiyetinin 1,875 mV/mmHg olduğu hesaplanmıştır. Bu değer, simülasyon analizlerinde belirlenen aralığın içinde yer almakla birlikte, lateks boru kullanılan testlerde ölçülen gerilim farkının 7,18 katına karşılık gelmektedir. Uzun süreli kararlılığın, arter mekaniğinin korunabilmesi için canlı ortam gerektirmesi nedeniyle ölçülememiş olsa da doğrusal olmayan hiperelastik davranış sergilenmesi ve gerilim farkının beklenen aralıkta olması, testin doğruluğunu ortaya koymaktadır. Bu hassasiyet değeri, daha yüksek kalite ve daha güçlü mıknatıslar kullanılarak ve sensör modülüne daha fazla sayıda mıknatıs eklenerek daha da artırılabilir. Ancak bu durum, artan itme kuvvetleri nedeniyle sensör modülünün üretiminde ek zorluklar oluşturması muhtemeldir.

Sensör modüllerinin lateks boru kullanılarak elde edilen test sonuçları ile literatürde manyetik algılayıcı kullanılarak gerçekleştirilen çalışmanın sonuçları Çizelge 7.1'de sunulmuştur. Arter etrafına yerleştirilen manyetik algılama sistemlerinde çıkış voltajı, çap değişimine bağlı olarak oluşan manyetik akı yoğunluğu değişimi ile belirlenmektedir. Bu kapsamda, [82] numaralı çalışmada %8,8 çap genişleme oranı altında 65 mV voltaj değişimi elde edilirken, bu çalışmada %2,6'lık çap genişleme oranı ile T_1 ve T_2 tasarımlarında sırasıyla 52 mV ve 84 mV voltaj değişimi ölçülmüştür. Hall sensörünün

çalışma aralığında büyük ölçüde doğrusal tepki verdiği dikkate alındığında, %8,8 çap genişleme oranının sağlanması durumunda T_1 ve T_2 tasarımları için sırasıyla yaklaşık 176 mV ve 284 mV voltaj değişimleri elde edilebileceği öngörülmektedir. Bu sonuçlar, T_1 ve T_2 tasarımlarının literatürde raporlanan tasarıma göre sırasıyla 2,7 ve 4,37 kat iyileşme sağladığını göstermektedir.

Çizelge 7.1. Üretilen sensör modüllerinin manyetik algılayıcı kullanılarak literatürde raporlanmış çalışma ile karşılaştırılması

Tasarım	Basınç aralığı (mmHg)	Kullanılan boru çeşidi	Duvar kalınlığı - dış çap (mm)	Çap genişleme oranı	Voltaj değişimi (mV)
[82]	70 - 170	Silikon	0,4 - 4,5	%8,8	65
Bu çalışma - T_1	0 - 200	Lateks	1 - 4,77	%2,6	52
Bu çalışma - T_2	0 - 200	Lateks	1 - 4,77	%2,6	84

Literatürde vücut içi kan basıncı ölçümü amacıyla geliştirilen farklı algılayıcı sistemlerin karşılaştırılması Çizelge 7.2'de sunulmuştur. Algılayıcının arter üzerine konumlandırılması ifade edilmiş olmakla birlikte, esas olarak ilgili çalışmalarda algılayıcıya özgü olumlu ve olumsuz yönlere yer verilmiştir. Kapasitif algılayıcılar, yüksek basınç hassasiyetine sahip olmalarına rağmen, kablosuz veri aktarımında maksimum iletim mesafesinin sınırlı olması ve vücut içi sulu ortamın dielektrik özelliklerinin ölçüm kararlılığını olumsuz etkilemesi nedeniyle önemli kısıtlamalar barındırmaktadır. Yüksek mekanik uyum, piezorezistif algılayıcılarda arter yapısına uyumu artırırken, düşük basınç hassasiyeti küçük genlikli basınç değişimlerinin algılanmasını önemli ölçüde zorlaştırmaktadır. Piezoelektrik algılayıcılar ise yüksek basınç hassasiyetleri ve hızlı dinamik tepkileri sayesinde ani basınç değişimlerinin izlenmesinde önemli avantajlar sunmakla birlikte, arter içi uygulamalarda harici yükselteç gereksinimi ve arter etrafına yerleştirilen yapılarda sarılma sıkılığına bağlı mekanik etkiler ölçüm sonuçlarını doğrudan etkileyebilmektedir. Optik tabanlı algılayıcılar ise darbe geçiş süresi üzerinden yapılan hesaplamalar sayesinde düşük hata oranı ile ölçüm imkânı sunabilmektedir. Ancak, güvenilir sonuçlar elde edilebilmesi için detaylı sinyal analizi gereksinimi ve vücut içi hareketlere karşı yüksek duyarlılık, bu yöntemin kullanımını sınırlandıran başlıca faktörler arasında yer almaktadır. Manyetik tabanlı algılama yönteminde, düşük güç tüketimi ve arteri mekanik olarak tam sıkıştırmadan ölçüm yapılabilmesi yöntemin uygulanabilirliğini artırırken, sistem performansının mıknatıs ve sensör bileşenlerinin hizalanmasına yüksek derecede duyarlı olması, konumsal kaymalara bağlı olarak önemli bir sınırlama oluşturmaktadır.

Çizelge 7.2. Vücut içi kan basıncı ölçümü amacıyla literatürde raporlanmış farklı algılayıcı sistemlerin karşılaştırılması

Çalışma	Algılayıcı türü	Algılayıcı konumlandırılması	Okuma yöntemi	Hassasiyet	Avantaj	Dezavantaj
[31]	Kapasitif	Arter içi	Rezonans frekansı kayması	53,8 kHz/mmHg	-Yüksek basınç hassasiyeti -Harici güç kaynağı ile besleme	-Düşük okuma mesafesi -Vücut içi sulu ortama duyarlı
[42]	Kapasitif	Arter etrafı	Rezonans frekansı kayması	11,25 kHz/kPa	-Yüksek basınç hassasiyeti -Harici güç kaynağı ile besleme	-Düşük okuma mesafesi -Vücut içi sulu ortama duyarlı
[53]	Piezorezistif	Arter içi	Wheatstone köprüsü ile voltaj değişimi	2,78 µV/mmHg	-Yüksek doğrusal tepki	-Düşük basınç hassasiyeti -Sıcaklık değişimine karşı yüksek hassasiyet
[63]	Piezorezistif	Arter etrafı	Empedans değişimi	0,022 ΔΩ/Ω/MPa	-Harici güç kaynağı ile besleme -Yüksek mekanik uyum	-Düşük basınç hassasiyeti -Vücut içi harekete duyarlı
[65]	Piezoelektrik	Arter içi	Voltaj değişimi	99 µV/mmHg	-Yüksek basınç hassasiyeti -Kısa cevap süresi	-Harici yükselteç gereksinimi
[68]	Piezoelektrik	Arter etrafı	Voltaj değişimi	14,3 mV/mmHg	-Yüksek basınç hassasiyeti -Yüksek doğrusal tepki	-Sarılma sıkılığına duyarlı
[77]	Optik	Arter etrafı	Darbe geçiş süresi	Belirtilmemiş	-Düşük hatalı veri	-Detaylı sinyal analizi gereksinimi -Vücut içi harekete duyarlı
[82]	Manyetik	Arter etrafı	Manyetik akı değişimi sonucu voltaj değişimi	0,65 mV/mmHg	-Düşük güç tüketimi -Arteri tam sıkıştırmadan ölçüm	-Bileşenlerin hizalanmasına duyarlı
Bu çalışma – T_1	Manyetik	Arter etrafı	Manyetik akı değişimi sonucu voltaj değişimi	1,875 mV/mmHg	- Yüksek basınç hassasiyeti - Düşük hatalı veri	-Bileşenlerin hizalanmasına duyarlı

7.2. Akışkan Sınırlamaları

Testlerde sensör modülleri, arter modeli olarak lateks boru ve akışkan olarak su kullanılarak incelenmiştir. Kan yerine su kullanımı, başlangıç düzeyindeki testler için pratik ve düşük maliyetli bir yaklaşım olmakla birlikte, gerçek hemodinamik koşulların temsil edilmesi açısından önemli sınırlamalar içermektedir. Kanın akış özellikleri akım hızına ve sıcaklığa bağlı olarak değişmekte, akım hızı arttıkça viskozite azalmakta ve sıcaklık yükseldikçe aynı akım hızında viskozite daha düşük değerlere ulaşmaktadır [142]. Yüksek kesme hızlarında ise viskozitedeki değişim azalmakta ve viskozite daha düşük ve görece sabit bir değere yaklaşmaktadır. Buna karşılık su, kayma hızına bağlı viskozite değişimi göstermeyen bir akışkan olduğundan kanın hıza bağımlı davranışını temsil etmemektedir. Ayrıca kan ile su arasındaki yoğunluk farkı bulunmaktadır [143]. Bu

sebeple kanın sabit viskozite değerine sahip olması durumunda dahi kan ile su arasındaki yoğunluk farkının etkisi devam etmekte ve basınç dağılımında sistematik farklılıklar ortaya çıkabilmektedir.

Simülasyonlarda akış laminer kabul edilmiş olup elde edilen sonuçlar düzenli akış koşullarındaki sensör davranışını temsil eder. Ancak gerçek fizyolojik ortamda özellikle daralma veya yüksek hız durumlarında akış türbülanslı hâle geçebilir. Türbülans durumunda akış düzensizleşir ve arter duvarında zamana bağlı ek kuvvetler ile titreşimler oluşur. Bu nedenle basınç ile çap değişimi arasındaki ilişki sabit kalmaz ve kısa süreli dalgalanmalar meydana gelir. Çap değişimini algılayan sensörlerde bu etkiler gerçek basınca karşılık gelmeyen sinyal değişimlerine yol açar. Sonuç olarak ölçümün gürültülü hâle gelebilmesinin yanında tekrarlanabilirlik azalarak kalibrasyon doğruluğu düşebilir.

Mıknatıs kullanımıyla oluşturulan statik manyetik alanın kanın fiziksel ve hematolojik özelliklerini etkileyebilmesi önemli bir kısıt oluşturabilir. Kısa süreli ve düşük şiddetli manyetik alan maruziyeti kan parametrelerinde belirgin bir değişikliğe yol açmazken, maruziyet süresinin artmasıyla eritrosit sayısında ve hemoglobin konsantrasyonunda referans değerlere kıyasla farklılıklar ortaya çıkabilmektedir [144]. Bununla birlikte kan hücreleri manyetik alan altında kümelenme ya da ayrılma davranışı gösterebilmekte ve trombosit dağılımında değişimler ortaya çıkabilmektedir [144]. Ayrıca, manyetik alan etkisi altında hücresel yönlenme ile ilişkili viskoz kayıplar ortaya çıkabilmekte, buna bağlı olarak kan akış hızında azalma görülürken artan manyetik alan şiddetiyle birlikte görünür viskozitede artış eğilimi de gözlenebilmektedir [145]. Bu nedenle elde edilen sinyal yalnızca basınç değişimlerini değil, kanın akış özelliklerinde meydana gelebilecek değişimleri de yansıtabilir. Önerilen sensör modülünde kullanılan mıknatısın manyetik alan etkisi yüksek düzeyde olmasa da, arter etrafında uzun süreli konumlandırılması maruziyet süresini uzatmakta ve buna bağlı farklılıkların ortaya çıkma olasılığını artırabilmektedir. Dolayısıyla ölçüm sonuçları değerlendirilirken manyetik alanın kan akış davranışı üzerindeki olası katkısı göz önünde bulundurulmalı ve veriler fizyolojik basınç değişimleri ile ilişkilendirilirken bu etki dikkate alınmalıdır. Öte yandan, kandaki demir hemoglobin yapısı içerisinde bulunur ve oksijenlenme durumuna bağlı olarak kanın manyetik davranışını belirler. Oksijensiz hemoglobin paramanyetik özellik gösterirken, oksijenli hemoglobin diamanyetik davranış sergiler [146]. Sensör modülünün arter üzerine yerleştirilmesi nedeniyle kanın büyük ölçüde oksijenli olması paramanyetik katkıyı

sınırlamaktadır. Dolayısıyla kan kaynaklı yerel alan sapmalarının mıknatısın oluşturduğu ana manyetik alana kıyasla oldukça küçük olacağı öngörülmekle birlikte, yüksek hassasiyetli ölçümlerde bu katkının tamamen ihmal edilmemesi gerekmektedir.

7.3. Yapı Sınırlamaları

Lateks borular, biyomedikal sensör geliştirme çalışmalarında kontrollü basınç altında test yapılabilmesini sağladığı için yaygın kullanılan arter modelleridir [147]. Bu tür modeller, sensörün temel çalışma prensibinin güvenli koşullarda değerlendirilmesine olanak tanırken insan üzerinde erken aşama denemelerin gerekliliğini de azaltır. Bununla birlikte lateks homojen ve pasif bir elastomer olduğundan gerçek arter duvarının çok katmanlı, anizotropik ve aktif gerilme içeren biyomekanik yapısını tam olarak temsil edemez. Bu nedenle lateks tabanlı testlerde elde edilen basınç–deformasyon yanıtı gerçek arter dokusundan sapabilir. Bu çalışmada simülasyon analizleri, oluşabilecek sapmayı öngörebilmek amacıyla gerçekleştirilmiş ve arter genişleme aralığı belirlenmiştir. Ancak bireyler arası doku değişkenliği, çevre dokuların mekanik kısıtlaması ve sıcaklığa bağlı özellik değişimleri aynı aralığın vücut içi koşullarda sabit kalacağını garanti etmez. Arter dokusunun sertliği ve çevre dokuların mekanik kısıtlaması basınç altında genişlemeyi sınırlar. Buna karşılık arter duvarının termal genleşme davranışı basınca bağlıdır ve fizyolojik basınç koşullarında sıcaklık artışı arter genişlemesini artırarak ölçüm kalibrasyonunda kaymaya yol açabilir [148]. Arterin aşırı genişlemesi durumunda hassasiyet sapmasının yanı sıra alt tabakada gerilme artışına bağlı bombe oluşumu veya kırılma meydana gelebilir. Belirtilen sebeplerden ötürü bu çalışmada lateks boru kullanılarak elde edilen bulgular mutlak basınç doğruluğundan çok sistemin çalışma eğilimini ve göreli hassasiyetini gösterir.

Arter duvarının karmaşık biyolojik yapısı, sunulan simülasyonlarda hesaba katılmamış ek doğrusal olmayan davranışlar oluşturabileceği dikkate alınmalıdır. Arter çapının yaş, cinsiyet ve türe bağlı olarak değişmesi, test edilen lateks ve arter genişleme aralığının ötesinde sensör modülünün arter üzerindeki daha büyük bağıl yer değiştirmeleri nedeniyle manyetik akı yoğunluğu ile çap ilişkisinin değişmesine yol açar. Ayrıca, sensör modüllerinin yalnızca belirli nominal çap değerleri için üretilmiş olması, gerçek arter çapının bu nominal değerler arasında kalması durumunda modül–arter uyumunun tam olarak sağlanamamasına ve buna bağlı olarak ölçüm doğruluğunun azalmasına neden olur.

Bu etkenler, öngörülen hassasiyet değerlerinden sapmalara sebebiyet verir. Bahsedilen sebeplerden dolayı doğru basınç ölçümleri elde etmek için sensör modülü, implantasyon sırasında aşağıda sırasıyla verilen kalibrasyon prosedürüne tabi tutulmalıdır.

- Sistem çalıştırılarak termal ve elektriksel stabilizasyonun sağlanması amacıyla 2-3 dakika beklenir.
- Ultrason kullanılarak hedef arterin çapı ölçülür.
- Ölçülen arter çapına en yakın nominal değere uygun olarak üretilmiş sensör modülü seçilerek arter etrafına standart şekilde sabitlenir.
- Katetere entegre cerrahi kalite basınç sensörü referans alınarak, farklı basınç seviyelerinde elde edilen sistolik ve diyastolik basınç değerleri ile modül çıkış voltajları eşleştirilir. Güvenilir ortalama değerler elde edebilmek amacıyla, her basınç seviyesi için 10-20 kalp atımı boyunca eşzamanlı veri kaydı yapılır.
- Olası sürüklenme ve rastgele hataların etkisini azaltmak amacıyla, her basınç seviyesi için ölçümler en az üç kez tekrarlanır.
- Ölçüm süresince referans basınç değerleri kullanılarak periyodik kontrol yapılır ve gerekli durumlarda ofset düzeltmesi uygulanır.

Arterdeki doğal bükülmeler ve nabız kaynaklı titreşimler, sensör modülünde mekanik stres oluşturarak ölçüm doğruluğunu geçici veya kalıcı olarak etkileyebilir. Ayrıca arter etrafındaki doku ve organlardan kaynaklanan basınç, sensör modülünün yerini az da olsa oynattığında manyetik akı yoğunluğu ve voltaj çıktısında sapmalara yol açabilir. Bahsedilen durumlar kan basıncının okunması için arter etrafına yerleştirilen diğer algılama mekanizmalarında da ortak olup farklı parametre değerlerinin değişmesine sebep olur. Öte yandan manyetik algılamada, yakın çevredeki güçlü manyetik alanlar manyetik akı dağılımını etkileyerek ölçüm hassasiyetinde dalgalanmalara neden olabilir. Bahsedilen etkenlerden dolayı sensörün implantasyon sonrası kalibrasyonunun doğrulanması ve gerekirse yeniden ayarlanması, güvenilir ve sürekli basınç ölçümleri için kritik öneme sahiptir. Bu ölçümlerin doğruluğu, çevredeki güçlü manyetik alanların etkilerinin sınırlı tutulmasıyla desteklenebilir.

7.4. Geliştirme Önerileri

Gelecek çalışmalarda sensör modülünün manyetik rezonans görüntüleme ortamı ile uyumlu hale getirilmesi hedeflenebilir. Mevcut tasarımda kullanılan kalıcı mıknatıs, yüksek manyetik momenti nedeniyle manyetik rezonans görüntüleme ortamında statik alan kaynaklı kuvvet ve tork etkilerine maruz kalır [149]. Bu nedenle kalıcı mıknatıs yerine, ferromanyetik çekirdek içermeyen mikro boyutlu bir bobin kullanılabilir. Bu yaklaşımda manyetik alan, düşük genlikli doğru akım veya modüle edilmiş alternatif akım ile oluşturularak Hall sensörü üzerinden algılanabilir. Böylece hem sensörün gerek duyduğu manyetik alan oluşturulabilir, hem de bobine sağlanan akım manyetik rezonans işlemi sırasında kesilerek statik alan ile oluşabilecek istenmeyen etki ortadan kaldırılabilir. Bu durum manyetik rezonans işlemi sırasında düzgün görüntü elde edilmesi açısından da kritik öneme sahiptir. Ancak bobin temelli sistemlerde iletken yapılar, manyetik rezonans görüntüleme sisteminin radyo frekans (RF) alanı altında indüklenen akımlar nedeniyle bölgesel olarak özgül emilim oranı (SAR) artışı ve sıcaklık yükselmesine neden olabilir [150]. Bu nedenle iletken uzunluğu ve sarım geometrisinin uygun şekilde sınırlandırılması, sistem empedansının kontrol edilmesi ve gerekli durumlarda sönümleme elemanlarının kullanılması, RF kaynaklı ısınma riskinin azaltılması açısından önem taşımaktadır. Bu doğrultuda sensör modülünün, hem statik alan etkileşimleri hem de RF ile indüklenmiş ısınma mekanizmaları açısından elektromanyetik analizler ve deneysel doğrulamalar ile değerlendirilerek uygun güvenlik test prosedürleri kapsamında manyetik rezonans görüntüleme ortamında güvenli ve işlevsel şekilde çalışması sağlanabilir.

Sensör modülüne entegre edilecek bir biyotelemetri sisteminin geliştirilmesi, basınç verisinin vücut dışına kablosuz olarak iletilmesine imkân tanıyabilir. Bu sayede harici bağlantı gereksinimi ortadan kaldırılarak enfeksiyon riski azaltılabilir ve hasta konforu arttırılabilir. Ayrıca uyku modu özelliğine sahip bir mikrodenetleyici ile ölçüm verisinin sayısallaştırılarak aralıklı şekilde dış ortama aktarılması, enerji tüketiminin azaltılmasına katkı sağlayarak sistemin daha uzun süreli çalışmasına olanak tanıyabilir. Bu doğrultuda, tam implante edilebilir, uzun süreli klinik takipte kullanılabilen ve hasta konforunu artıran bir kan basıncı izleme platformunun geliştirilmesi mümkün olacaktır.

KAYNAKLAR

1. İnternet: Organs Ttransplanted Annually 2023. URL: https://www.transplant-observatory.org, Son Erişim Tarihi: 02.07.2024.

2. Martin, S. R., Atkison, P., Anand, R., Lindblad, A. S., SPLIT Research Group. (2004). Studies of Pediatric Liver Transplantation 2002: patient and graft survival and rejection in pediatric recipients of a first liver transplant in the United States and Canada. *Pediatric Transplantation*, 8(3), 273-283.

3. Um, G. T., Chang, J., Louie, O., Colohan, S. M., Said, H. K., Neligan, P. C., Mathes, D. W. (2014). Implantable Cook-Swartz Doppler probe versus Synovis Flow Coupler for the post-operative monitoring of free flap breast reconstruction. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 67(7), 960-966.

4. Ogedegbe, G., Pickering, T. (2010). Principles and techniques of blood pressure measurement. *Cardiology Clinics*, 28(4), 571-586.

5. Springer, F., Günther, R. W., Schmitz-Rode, T. (2008). Aneurysm sac pressure measurement with minimally invasive implantable pressure sensors: An alternative to current surveillance regimes after EVAR? *CardioVascular and Interventional Radiology*, 31(3), 460-467.

6. Bowdle, T. A. (2002). Complications of invasive monitoring. *Anesthesiology Clinics of North America*, 20(3), 571-588.

7. Scheer, B. V., Perel, A., Pfeiffer, U. J. (2002). Clinical review: complications and risk factors of peripheral arterial catheters used for haemodynamic monitoring in anaesthesia and intensive care medicine. *Critical Care*, 6(3), 198-204.

8. Frezza, E. E., Mezghebe, H. (1998). Indications and complications of arterial catheter use in surgical or medical intensive care units: analysis of 4932 patients. *The American Surgeon*, 64(2), 127-131.

9. Bingger, P., Zens, M., Woias, P. (2012). Highly flexible capacitive strain gauge for continuous long-term blood pressure monitoring. *Biomedical Microdevices*, 14(3), 573-581.

10. Zhu, K., Kiourti, A. (2022). A review of magnetic field emissions from the human body: Sources, sensors, and uses. *IEEE Open Journal of Antennas and Propagation*, 3, 732-744.

11. Akar, O., Akin, T., Najafi, K. (2001). A wireless batch sealed absolute capacitive pressure sensor. *Sensors and Actuators A: Physical*, 95(1), 29-38.

12. Hua, T., Xiang, Z., Xia, X., Li, Z., Sun, D., Wu, Y., Liu, Y., Shang, J., Chen, J., Li, R. (2023). A sensitivity-optimized flexible capacitive pressure sensor with cylindrical ladder microstructural dielectric layers. *Sensors*, 23(9), 4323.

13. Jiang, G. (2010). Design challenges of implantable pressure monitoring system. *Frontiers in Neuroscience*, 4, 1340.

14. Yu, L., Kim, B. J., Meng, E. (2014). Chronically implanted pressure sensors: challenges and state of the field. *Sensors*, 14(11), 20620-20644.

15. Hierold, C., Clasbrummel, B., Behrend, D., Scheiter, T., Steger, M., Oppermann, K., Kapels, H., Landgraf, E., Wenzel, D., Etzrodt, D. (1999). Low power integrated pressure sensor system for medical applications. *Sensors and Actuators A: Physical*, 73(1-2), 58-67.

16. Ciotola, F., Pyxaras, S., Rittger, H., Buia, V. (2024). MEMS technology in cardiology: advancements and applications in heart failure management focusing on the CardioMEMS device. *Sensors*, 24(9), 2922.

17. Clephas, P. R., Aydin, D., Radhoe, S. P., Brugts, J. J. (2023). Recent advances in remote pulmonary artery pressure monitoring for patients with chronic heart failure: current evidence and future perspectives. *Sensors*, 23(3), 1364.

18. Hernández-Sebastián, N., Diaz-Alonso, D., Barrientos-García, B., Renero-Carrillo, F. J., Calleja-Arriaga, W. (2024). Fabrication of an Integrated, Flexible, Wireless Pressure Sensor Array for the Monitoring of Ventricular Pressure. *Micromachines*, 15(12), 1435.

19. Ohki, T., Ouriel, K., Silveira, P. G., Katzen, B., White, R., Criado, F., Diethrich, E. (2007). Initial results of wireless pressure sensing for endovascular aneurysm repair: the APEX Trial—Acute Pressure Measurement to Confirm Aneurysm Sac EXclusion. *Journal of Vascular Surgery*, 45(2), 236-242.

20. Potkay, J. A. (2008). Long term, implantable blood pressure monitoring systems. *Biomedical Microdevices*, 10(3), 379-392.

21. Cleven, N. J., Müntjes, J. A., Fassbender, H., Urban, U., Görtz, M., Vogt, H., Gräfe, M., Göttsche, T., Penzkofer, T., Schmitz-Rode, T., Mokwa, W. (2012). A novel fully implantable wireless sensor system for monitoring hypertension patients. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 59(11), 3124-3130.

22. Kim, S., Park, J., So, S., Ahn, S., Choi, J., Koo, C., Joung, Y. H. (2019). Characteristics of an implantable blood pressure sensor packaged by ultrafast laser microwelding. *Sensors*, 19(8), 1801.

23. Schlierf, R., Horst, U., Ruhl, M., Schmitz-Rode, T., Mokwa, W., Schnakenberg, U. (2007). A fast telemetric pressure and temperature sensor system for medical applications. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 17(7), S98.

24. Park, J., Kim, J. K., Park, S. A., Sim, D. S., Jeong, M. H., Lee, D. W. (18-22 June 2017). *3D-printed biodegradable polymeric stent integrated with a battery-less pressure sensor for biomedical applications*. 2017 19th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems, Kaohsiung, 47-50.

25. Park, J., Kim, J. K., Patil, S. J., Park, J. K., Park, S., Lee, D. W. (2016). A wireless pressure sensor integrated with a biodegradable polymer stent for biomedical applications. *Sensors*, 16(6), 809.

26. Park, J., Kim, J. K., Kim, D. S., Shanmugasundaram, A., Park, S. A., Kang, S., Kim, S., Jeong, M. H., Lee, D. W. (2019). Wireless pressure sensor integrated with a 3D printed polymer stent for smart health monitoring. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 280, 201-209.

27. Yeh, C. C., Lo, S. H., Xu, M. X., Yang, Y. J. (2019). Fabrication of a flexible wireless pressure sensor for intravascular blood pressure monitoring. *Microelectronic Engineering*, 213, 55-61.

28. Park, J., Kim, J. K., Park, S. A., Lee, D. W. (2019). Biodegradable polymer material based smart stent: Wireless pressure sensor and 3D printed stent. *Microelectronic Engineering*, 206, 1-5.

29. Oyunbaatar, N. E., Kim, D. S., Prasad, G., Jeong, Y. J., Lee, D. W. (2022). Self-rollable polymer stent integrated with wireless pressure sensor for real-time monitoring of cardiovascular pressure. *Sensors and Actuators A: Physical*, 346, 113869.

30. Wang, L., Oyunbaatar, N. E., Jeong, Y. J., Lee, H., Won, Y., Jeong, I. S., Kayumov, M., Obiweluozor, F. O., Kim, D., Lee, D. W. (2024). The PolyCraft Polymer–Metal Hybrid Smart Stent System: The Future of Cardiovascular Blood Pressure Management. *Advanced Functional Materials*, 34(46), 2408022.

31. Wei, J., Oyunbaatar, N. E., Jeong, Y. J., Park, J., Kim, S. H., Kwon, K., Lee, H., Won, Y., Kim, D., Lee, D. W. (2025). Enhancing flexibility of smart bioresorbable vascular scaffolds through 3D printing using polycaprolactone and polylactic acid. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 422, 136667.

32. Chow, E. Y., Chlebowski, A. L., Chakraborty, S., Chappell, W. J., Irazoqui, P. P. (2010). Fully wireless implantable cardiovascular pressure monitor integrated with a medical stent. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 57(6), 1487-1496.

33. Mohammadi, A. R., Ali, M. S. M., Lappin, D., Schlosser, C., Takahata, K. (2013). Inductive antenna stent: design, fabrication and characterization. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 23(2), 025015.

34. Takahata, K., Gianchandani, Y. B., Wise, K. D. (2006). Micromachined antenna stents and cuffs for monitoring intraluminal pressure and flow. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 15(5), 1289-1298.

35. Chen, X., Brox, D., Assadsangabi, B., Hsiang, Y., Takahata, K. (2014). Intelligent telemetric stent for wireless monitoring of intravascular pressure and its in vivo testing. *Biomedical Microdevices*, 16(5), 745-759.

36. Chen, X., Brox, D., Assadsangabi, B., Ali, M. S. M., Takahata, K. (2017). A stainless-steel-based implantable pressure sensor chip and its integration by microwelding. *Sensors and Actuators A: Physical*, 257, 134-144.

37. Bulbul, A., Kim, H. (2021). Pressure sensor embedded inductive coil toward a wireless pressure sensing stent. *Journal of Microelectromechanical Systems*, 30(2), 224-233.

38. Herbert, R., Lim, H. R., Rigo, B., Yeo, W. H. (2022). Fully implantable wireless batteryless vascular electronics with printed soft sensors for multiplex sensing of hemodynamics. *Science Advances*, 8(19), eabm1175.

39. Rigo, B., Bateman, A., Lee, J., Kim, H., Lee, Y., Romero, L., Jang, Y. C., Herbert, R., Yeo, W. H. (2023). Soft implantable printed bioelectronic system for wireless continuous monitoring of restenosis. *Biosensors and Bioelectronics*, 241, 115650.

40. Herbert, R., Elsisy, M., Rigo, B., Lim, H. R., Kim, H., Choi, C., Kim, S., Ye, S., Wagner, W. R., Chun, Y., Yeo, W. H. (2022). Fully implantable batteryless soft platforms with printed nanomaterial-based arterial stiffness sensors for wireless continuous monitoring of restenosis in real time. *Nano Today*, 46, 101557.

41. Oyunbaatar, N. E., Kim, D. S., Shanmugasundaram, A., Kim, S. H., Jeong, Y. J., Jo, J., Kwon, K., Choi, E., Lee, D. W. (2023). Implantable self-reporting stents for detecting in-stent restenosis and cardiac functional dynamics. *ACS Sensors*, 8(12), 4542-4553.

42. Shin, K. H., Moon, C. Y., Lee, T. H., Lim, C. H., Kim, Y. J. (24-27 October 2004). *Implantable flexible wireless pressure sensor module*. 2004 IEEE SENSORS, Vienna, 844-847.

43. Ruhhammer, J., Ruh, D., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Barker, A., Jung, B., Seifert, A., Goldschmidtboeing, F., Woias, P. (28 August - 1 September 2012). *Arterial strain measurement by implantable capacitive sensor without vessel constriction*. 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Diego, 535-538.

44. Boutry, C. M., Beker, L., Kaizawa, Y., Vassos, C., Tran, H., Hinckley, A. C., Pfattner, R., Niu, S., Li, J., Claverie, J., Wang, Z., Chang, J., Fox, P. M., Bao, Z. (2019). Biodegradable and flexible arterial-pulse sensor for the wireless monitoring of blood flow. *Nature Biomedical Engineering*, 3(1), 47-57.

45. Bingger, P., Zens, M., Woias, P. (2012). Highly flexible capacitive strain gauge for continuous long-term blood pressure monitoring. *Biomedical Microdevices*, 14(3), 573-581.

46. Ruth, S. R., Kim, M. G., Oda, H., Wang, Z., Khan, Y., Chang, J., Fox, P. M., Bao, Z. (2021). Post-surgical wireless monitoring of arterial health progression. *Iscience*, 24(9), 103079.

47. Cong, P., Ko, W. H., Young, D. J. (2009). Wireless batteryless implantable blood pressure monitoring microsystem for small laboratory animals. *IEEE Sensors Journal*, 10(2), 243-254.

48. Young, D. J. (2010). *An RF-powered wireless multi-channel implantable bio-sensing microsystem*. 2010 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology, Buenos Aires, 6413-6416.

49. Oliveira, C. C., Sepúlveda, A. T., Almeida, N., Wardle, B. L., da Silva, J. M., Rocha, L. A. (2014). Implantable flexible pressure measurement system based on inductive coupling. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 62(2), 680-687.

50. Han, X., Huang, M., Wu, Z., Gao, Y., Xia, Y., Yang, P., Fan, S., Lu, X., Yang, X., Liang, L., Su, W., Wang, L., Cui, Z., Zhao, Y., Li, Z., Zhao, L., Jiang, Z. (2023). Advances in high-performance MEMS pressure sensors: design, fabrication, and packaging. *Microsystems & Nanoengineering*, 9(1), 156.

51. Kwon, K., Kim, J. U., Won, S. M., Zhao, J., Avila, R., Wang, H., Chun, K. S., Jang, H., Lee, K. H., Kim, J., Yoo, S., Kang, Y. J., Kim, J., Lim, J., Park, Y., Lu, W., Kim, T., Banks, A., Huang, Y., Rogers, J. A. (2023). A battery-less wireless implant for the continuous monitoring of vascular pressure, flow rate and temperature. *Nature Biomedical Engineering*, 7(10), 1215-1228.

52. Tanimoto, M., Arai, F., Fukuda, T., Iwata, H., Itoigawa, K., Gotoh, Y., Hashimoto, M., Negoro, M. (25-29 January 1998). *Micro force sensor for intravascular neurosurgery and in vivo experiment*. Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems, Heidelberg, 504-509.

53. Hasenkamp, W., Forchelet, D., Pataky, K., Villard, J., Lintel, H. V., Bertsch, A., Wang, Q., Renaud, P. (2012). Polyimide/SU-8 catheter-tip MEMS gauge pressure sensor. *Biomedical Microdevices*, 14(5), 819-828.

54. Kalvesten, E., Smith, L., Tenerz, L., Stemme, G. (25-29 January 1998). *The first surface micromachined pressure sensor for cardiovascular pressure measurements.* Eleventh Annual International Workshop on Micro Electro Mechanical Systems. An Investigation of Micro Structures, Sensors, Actuators, Machines and Systems, Heidelberg, 574-579.

55. Wang, Z., Jia, E., Sun, Z., Zhang, P., Chen, Y., Feng, X. (2024). Miniaturized Designs of Implantable and Wireless Hemodynamic Pressure Monitoring Capsules. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 72(5), 1585-1595.

56. Tan, R., Schulam, P., Schmidt, J. J. (2013). Implantable electrolyte conductance-based pressure sensing catheter, I. Modeling. *Biomedical Microdevices*, 15(6), 1025-1033.

57. Tan, R., Benharash, P., Schulam, P., Schmidt, J. J. (2013). Implantable electrolyte conductance-based pressure sensing catheter, II. Device construction and testing. *Biomedical Microdevices*, 15(6), 1035-1041.

58. Besirli, M., Ture, K., Beghetti, M., Maloberti, F., Dehollain, C., Mattavelli, M., Barrettino, D. (2023). An implantable wireless system for remote hemodynamic monitoring of heart failure patients. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 17(4), 688-700.

59. Brancato, L., Keulemans, G., Verbelen, T., Meyns, B., Puers, R. (2016). An implantable intravascular pressure sensor for a ventricular assist device. *Micromachines*, 7(8), 135.

60. Li, Y., Wang, P., Meng, C., Chen, W., Zhang, L., Guo, S. (2022). A brief review of miniature flexible and soft tactile sensors for interventional catheter applications. *Soft Science*, 2(6).

61. Meena, K. V., Sankar, A. R. (2021). Biomedical catheters with integrated miniature piezoresistive pressure sensors: A review. *IEEE Sensors Journal*, 21(9), 10241-10290.

62. Inoue, N., Onoe, H. (2017). Graphene-based inline pressure sensor integrated with microfluidic elastic tube. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 28(1), 014001.

63. Inoue, N., Koya, Y., Miki, N., Onoe, H. (2019). Graphene-based wireless tube-shaped pressure sensor for in vivo blood pressure monitoring. *Micromachines*, 10(2), 139.

64. Li, X., Huang, X., Yang, L., Jung, S., Wang, J., Zhao, H. (2025). Implantable physical sensors for in vivo organ monitoring. *Med-X*, 3(1), 1.

65. Sharma, T., Aroom, K., Naik, S., Gill, B., Zhang, J. X. (2013). Flexible thin-film PVDF-TrFE based pressure sensor for smart catheter applications. *Annals of Biomedical Engineering*, 41(4), 744-751.

66. Zhang, H., Zhang, X. S., Cheng, X., Liu, Y., Han, M., Xue, X., Wang, S., Yang, F., Shankaregowda, S. A., Zhang, H., Xu, Z. (2015). A flexible and implantable piezoelectric generator harvesting energy from the pulsation of ascending aorta: in vitro and in vivo studies. *Nano Energy*, 12, 296-304.

67. Potkay, J. A., Brooks, K. (16-18 May 2008). *An arterial cuff energy scavenger for implanted microsystems.* 2008 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, 1580-1583.

68. Cheng, X., Xue, X., Ma, Y., Han, M., Zhang, W., Xu, Z., Zhang, H., Zhang, H. (2016). Implantable and self-powered blood pressure monitoring based on a piezoelectric thinfilm: Simulated, in vitro and in vivo studies. *Nano Energy*, 22, 453-460.

69. Pan, F., Sui, J., Silva-Pedraza, Z., Bontekoe, J., Carlos, C. R., Wu, G., Liu, W., Gao, J., Liu, B., Wang, X. (2024). 3D-Printed Piezoelectric Stents for Electricity Generation Driven by Pressure Fluctuation. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 16(21), 27705-27713.

70. Wang, C., Hu, Y., Liu, Y., Shan, Y., Qu, X., Xue, J., He, T., Cheng, S., Zhou, H., Liu, W., Guo, Z. H., Hua, W., Liu, Z., Li, Z., Lee, C. (2023). Tissue-adhesive piezoelectric soft sensor for in vivo blood pressure monitoring during surgical operation. *Advanced Functional Materials*, 33(38), 2303696.

71. Tang, C., Liu, Z., Hu, Q., Jiang, Z., Zheng, M., Xiong, C., Wang, S., Yao, S., Zhao, Y., Wan, X., Liu, G., Sun, Q., Wang, Z. L., Li, L. (2024). Unconstrained piezoelectric vascular electronics for wireless monitoring of hemodynamics and cardiovascular health. *Small*, 20(3), 2304752.

72. Zhang, J., Liu, C., Li, J., Yu, T., Ruan, J., Yang, F. (2025). Advanced piezoelectric materials, devices, and systems for orthopedic medicine. *Advanced Science*, 12(3), 2410400.

73. Bill, T. J., Foresman, P. A., Rodeheaver, G. T., Drake, D. B. (2001). Fibrin sealant: a novel method of fixation for an implantable ultrasonic microDoppler probe. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, 17(04), 257-262.

74. Unadkat, J. V., Rothfuss, M., Mickle, M. H., Sejdic, E., Gimbel, M. L. (2015). The development of a wireless implantable blood flow monitor. *Plastic and Reconstructive Surgery*, 136(1), 199-203.

75. Bill, T. J., Foresman, P. A., Rodeheaver, G. T., Drake, D. B. (2001). Fibrin sealant: a novel method of fixation for an implantable ultrasonic microDoppler probe. *Journal of Reconstructive Microsurgery*, 17(4), 257-262.

76. Smit, J. M., Whitaker, I. S., Liss, A. G., Audolfsson, T., Kildal, M., Acosta, R. (2009). Post operative monitoring of microvascular breast reconstructions using the implantable Cook–Swartz doppler system: A study of 145 probes & technical discussion. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 62(10), 1286-1292.

77. Ruh, D., Sherman, S., Theodor, M., Ruhhammer, J., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Zappe, H., Seifert, A. (28 August - 1 September 2012). *Determination of vessel wall dynamics by optical microsensors.* 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Diego, 2359-2362.

78. Fiala, J., Bingger, P., Ruh, D., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Zappe, H., Seifert, A. (2013). An implantable optical blood pressure sensor based on pulse transit time. *Biomedical Microdevices*, 15(1), 73-81.

79. Theodor, M., Ruh, D., Fiala, J., Förster, K., Heilmann, C., Manoli, Y., Beyersdorf, F., Zappe, H., Seifert, A. (2013). Subcutaneous blood pressure monitoring with an implantable optical sensor. *Biomedical Microdevices*, 15(5), 811-820.

80. Theodor, M., Fiala, J., Ruh, D., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H., Seifert, A. (2014). Implantable accelerometer system for the determination of blood pressure using reflected wave transit time. *Sensors and Actuators A: Physical*, 206, 151-158.

81. Theodor, M., Ruh, D., Ocker, M., Spether, D., Förster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Manoli, Y., Zappe, H., Seifert, A. (2014). Implantable impedance plethysmography. *Sensors*, 14(8), 14858-14872.

82. Ruhhammer, J., Herbstritt, T., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Seifert, A., Goldschmidtboeing, F., Woias, P. (16-20 June 2013). *Magnetic sensor for monitoring of arterial strain.* 2013 Transducers & Eurosensors XXVII: The 17th International Conference on Solid-State Sensors, Actuators and Microsystems (TRANSDUCERS & EUROSENSORS XXVII, Barcelona, 1667-1670.

83. Ruhhammer, J., Herbstritt, T., Ruh, D., Foerster, K., Heilmann, C., Beyersdorf, F., Goldschmidtboeing, F., Seifert, A., Woias, P. (2014). Magnetic sensor for arterial distension and blood pressure monitoring. *Biomedical Microdevices*, 16(6), 815-827.

84. Aslan, M. F., Kerbouche, O., Navruz, T. S., Beyaz, M. İ. (18-20 December 2023). *A magnetic sensor for artery pressure monitoring*. 11th International Japan-Africa Conference on Electronics, Communications, and Computations (JAC-ECC), Alexandria, 277-280.

85. Aslan, M. F., Navruz, T. S., Beyaz, M. İ. (2025). Magnetic sensing modules for in-vivo blood pressure monitoring in anastomosed arteries. *Sensors and Actuators A: Physical*, 396, 117204.

86. Boron, W. F., Boulpaep, E. L. (2017). *Medical Physiology* (3rd edition). United States of America: Elsevier, 1297.

87. Rhoades, R. A., Bell, D. R. (2012). *Medical phisiology: Principles for Clinical Medicine* (4th edition). United States of America: Lippincott Williams & Wilkins, 819.

88. Fung, Y. C. (1993). *Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues* (2nd edition). United States of America: Springer Science & Business Media, 568.

89. Slaughter, W. S. (2002). *The Linearized Theory of Elasticity* (1st edition). United States of America: Birkhäuser Boston, 543.

90. Bonet, J., Wood, R. D. (1997). *Nonlinear Continuum Mechanics for Finite Element Analysis* (1st edition). United Kingdom: Cambridge University Press, 279.

91. Athanasiou, K. A., Natoli, R. M. (2009). *Introduction to Continuum Biomechanics* (1st edition). Switzerland: Springer Nature, 218.

92. Das, A., Paul, A., Taylor, M. D., Banerjee, R. K. (2015). Pulsatile arterial wall-blood flow interaction with wall pre-stress computed using an inverse algorithm. *Biomedical Engineering Online*, 14(S1), S18.

93. Moghadasi, K., Ghayesh, M. H., Hu, E., Li, J. (2024). Nonlinear biomechanics of diseased carotid arteries. *International Journal of Engineering Science*, 199, 104070.

94. Hou, Z., Zhang, L., Zhang, H., Bian, Y., Liu, J. (2023). Numerical study on biomechanics in bifurcated coronary artery with plaques of different scenarios considering cardiac motion. *AIP Advances*, 13(6), 065223.

95. Forouzandehmehr, M., Shamloo, A. (2018). Margination and adhesion of micro-and nanoparticles in the coronary circulation: a step towards optimised drug carrier design. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 17(1), 205-221.

96. Wu, C., Liu, X., Ghista, D., Yin, Y., Zhang, H. (2022). Effect of plaque compositions on fractional flow reserve in a fluid–structure interaction analysis. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 21(1), 203-220.

97. Molina Campos, M. A., Stradi Granados, B. A., Chiné, B. (2024). Computational simulation of blood flow in the right coronary artery and the interaction between the blood flow and the arterial wall. *Journal of the Brazilian Society of Mechanical Sciences and Engineering*, 46(4), 253.

98. Karimi, A., Navidbakhsh, M., Shojaei, A., Hassani, K., Faghihi, S. (2014). Study of plaque vulnerability in coronary artery using Mooney–Rivlin model: a combination of finite element and experimental method. *Biomedical Engineering: Applications, Basis and Communications*, 26(01), 1450013.

99. Lopes, D., Puga, H., Teixeira, J. C., Teixeira, S. F. (2019). Influence of arterial mechanical properties on carotid blood flow: Comparison of CFD and FSI studies. *International Journal of Mechanical Sciences*, 160, 209-218.

100. Lim, J., Won, J. Y., Ahn, C. B., Kim, J., Kim, H. J., Jung, J. S. (2021). Comparison of hemodynamic energy between expanded polytetrafluoroethylene and dacron artificial vessels. *Journal of Chest Surgery*, 54(2), 81.

101. Quarteroni, A. (22-30 August 2006). *Cardiovascular mathematics.* Proceedings of the International Congress of Mathematicians, Madrid, 479-512.

102. Quarteroni, A., Tuveri, M., Veneziani, A. (2000). Computational vascular fluid dynamics: problems, models and methods. *Computing and Visualization in Science*, 2(4), 163-197.

103. Çengel, Y. A., Cimbala, J. M. (2006). *Fluid Mechanics: Fundamentals and Applications* (1st edition). United States of America: McGraw-Hill, 956.

104. Reddy, J. N. (2013). *An Introduction to Continuum Mechanics* (1st edition). United Kingdom: Cambridge University Press, 368.

105. Jezný, J., Čurilla, M. (2013). Position measurement with Hall effect sensors. *American Journal of Mechanical Engineering*, 1(7), 231-235.

106. Ramsden, E. (2006). *Hall-effect sensors: Theory and Application* (2nd edition). Netherlands: Elsevier, 272.

107. İnternet: DRV5056 Unipolar Ratiometric Linear Hall-Effect Sensor datasheet. URL: https://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv5056.pdf?ts=1771843194502&ref_url=https%253A%252F%252Fwww.mouser.pl%252F, Son Erişim Tarihi: 24.02.2026.

108. Wang, C., Li, X., Hu, H., Zhang, L., Huang, Z., Lin, M., Zhang, Z., Yin, Z., Huang, B., Gong, H., Bhaskaran, S., Gu, Y., Makihata, M., Guo, Y., Lei, Y., Chen, Y., Wang, C., Li, Y., Zhang, T., Chen, Z., Pisano, A. P., Zhang, L., Zhou, Q., Xu, S. (2018). Monitoring of the central blood pressure waveform via a conformal ultrasonic device. *Nature Biomedical Engineering*, 2(9), 687-695.

109. Mata, A., Fleischman, A. J., Roy, S. (2005). Characterization of polydimethylsiloxane (PDMS) properties for biomedical micro/nanosystems. *Biomedical Microdevices*, 7(4), 281-293.

110. Qin, Y., Howlader, M. M., Deen, M. J., Haddara, Y. M., Selvaganapathy, P. R. (2014). Polymer integration for packaging of implantable sensors. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 202, 758-778.

111. Rahimi, A., Mashak, A. (2013). Review on rubbers in medicine: natural, silicone and polyurethane rubbers. *Plastics, Rubber and Composites*, 42(6), 223-230.

112. Bhattacharya, S., Singh, R. K., Mandal, S., Ghosh, A., Bok, S., Korampally, V., Gangopadhyay, K., Gangopadhyay, S. (2010). Plasma modification of polymer surfaces and their utility in building biomedical microdevices. *Journal of Adhesion Science and Technology*, 24(15-16), 2707-2739.

113. Chong, H., Majerus, S. J., Bogie, K. M., Zorman, C. A. (2020). Non-hermetic packaging of biomedical microsystems from a materials perspective: A review. *Medical Devices & Sensors*, 3(6), e10082.

114. Xia, Y., Whitesides, G. M. (1998). Soft lithography. *Angewandte Chemie International Edition*, 37(5), 550-575.

115. Weibel, D. B., DiLuzio, W. R., Whitesides, G. M. (2007). Microfabrication meets microbiology. *Nature Reviews Microbiology*, 5(3), 209-218.

116. Miranda, I., Souza, A., Sousa, P., Ribeiro, J., Castanheira, E. M., Lima, R., Minas, G. (2021). Properties and applications of PDMS for biomedical engineering: A review. *Journal of Functional Biomaterials*, 13(1), 2.

117. Schneider, F., Fellner, T., Wilde, J., Wallrabe, U. (2008). Mechanical properties of silicones for MEMS. *Journal of Micromechanics and Microengineering*, 18(6), 065008.

118. Scott, S. M., Ali, Z. (2021). Fabrication methods for microfluidic devices: An overview. *Micromachines*, 12(3), 319.

119. Khanafer, K., Duprey, A., Schlicht, M., Berguer, R. (2009). Effects of strain rate, mixing ratio, and stress–strain definition on the mechanical behavior of the polydimethylsiloxane (PDMS) material as related to its biological applications. *Biomedical Microdevices*, 11(2), 503-508.

120. Prajzler, V., Nekvindova, P., Spirkova, J., Novotny, M. (2017). The evaluation of the refractive indices of bulk and thick polydimethylsiloxane and polydimethyl-diphenylsiloxane elastomers by the prism coupling technique. *Journal of Materials Science: Materials in Electronics*, 28(11), 7951-7961.

121. Lamberti, A., Marasso, S. L., Cocuzza, M. J. R. A. (2014). PDMS membranes with tunable gas permeability for microfluidic applications. *RSC Advances*, 4(106), 61415-61419.

122. Cardoso, C., Fernandes, C. S., Lima, R., Ribeiro, J. (2018). Biomechanical analysis of PDMS channels using different hyperelastic numerical constitutive models. *Mechanics Research Communications*, 90, 26-33.

123. Victor, A., Ribeiro, J. E., Araújo, F. F. (2019). Study of PDMS characterization and its applications in biomedicine: A review. *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics*, 4(1), 1-9.

124. Hassler, C., Boretius, T., Stieglitz, T. (2011). Polymers for neural implants. *Journal of Polymer Science Part B: Polymer Physics*, 49(1), 18-33.

125. Vanherck, K., Koeckelberghs, G., Vankelecom, I. F. (2013). Crosslinking polyimides for membrane applications: A review. *Progress in Polymer Science*, 38(6), 874-896.

126. Ahn, S. H., Jeong, J., Kim, S. J. (2019). Emerging encapsulation technologies for long-term reliability of microfabricated implantable devices. *Micromachines*, 10(8), 508.

127. Huang, K. Y., Jhuo, Y. S., Wu, P. S., Lin, C. H., Yu, Y. H., Yeh, J. M. (2009). Electrochemical studies for the electroactivity of amine-capped aniline trimer on the anticorrosion effect of as-prepared polyimide coatings. *European Polymer Journal*, 45(2), 485-493.

128. Jenekhe, S. A. (1983). The rheology and spin coating of polyimide solutions. *Polymer Engineering & Science*, 23(15), 830-834.

129. Salem, J. R., Sequeda, F. O., Duran, J., Lee, W. Y., Yang, R. M. (1986). Solventless polyimide films by vapor deposition. *Journal of Vacuum Science & Technology A: Vacuum, Surfaces, and Films*, 4(3), 369-374.

130. lijima, M., Takahashi, Y. (1993). Electrical, thermal and mechanical properties of polyimide thin films prepared by high-temperature vapor deposition polymerization. *High Performance Polymers*, 5(3), 229-237.

131. Ochoa, M., Rahimi, R., Ziaie, B. (2013). Flexible sensors for chronic wound management. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 7, 73-86.

132. Thiruvasagam, P. (2013). Synthesis and characterization of AB-type monomers and polyimides: a review. *Designed Monomers and Polymers*, 16(3), 197-221.

133. Constantin, C. P., Aflori, M., Damian, R. F., Rusu, R. D. (2019). Biocompatibility of polyimides: A mini-review. *Materials*, 12(19), 3166.

134. Hicyilmaz, S., Bedeloglu, A. C. (2021). Applications of polyimide coatings: A review. *SN Applied Sciences*, 3(3), 363.

135. Herth, E., Guerchouche, K., Rousseau, L., Calvet, L. E., Loyez, C. (2017). A biocompatible and flexible polyimide for wireless sensors. *Microsystem Technologies*, 23(12), 5921-5929.

136. Zhang, X. M., Greenleaf, J. F. (2007). An anisotropic model for frequency analysis of arterial walls with the wave propagation approach. *Applied Acoustics*, 68(9), 953-969.

137. Zhang, X., Greenleaf, J. F. (2006). Generation of a torsion wave and measuring its propagation velocity in the circumferential direction of arterial wall. *Ultrasonics*, 44, e165-e168.

138. Imani, M., Goudarzi, A. M., Ganji, D. D., Aghili, A. L. (2013). The comprehensive finite element model for stenting: The influence of stent design on the outcome after coronary stent placement. *Journal of Theoretical and Applied Mechanics*, 51(3), 639-648.

139. Wang, D., Serracino-Inglott, F., Feng, J. (2021). Numerical simulations of patient-specific models with multiple plaques in human peripheral artery: a fluid-structure interaction analysis. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*, 20(1), 255-265.

140. Camasão, D. B., Mantovani, D. J. M. T. B. (2021). The mechanical characterization of blood vessels and their substitutes in the continuous quest for physiological-relevant performances. A critical review. *Materials Today Bio*, 10, 100106.

141. Lopes, D., Puga, H., Teixeira, J. C., Teixeira, S. F. (2019). Influence of arterial mechanical properties on carotid blood flow: Comparison of CFD and FSI studies. *International Journal of Mechanical Sciences*, 160, 209-218.

142. Yi, H., Wang, A., Wang, C., Chong, J., Ma, C., Bramlage, L., Ludwig, B., Yang, Z. (2025). Creating Blood Analogs to Mimic Steady-State Non-Newtonian Shear-Thinning Characteristics Under Various Thermal Conditions. *Bioengineering*, 12(7), 758.

143. Knüppel, F., Thomas, I., Wurm, F. H., Torner, B. (2023). Suitability of different blood-analogous fluids in determining the pump characteristics of a ventricular assist device. *Fluids*, 8(5), 151.

144. Mustafa, B. T., Yaba, S. P., Ismail, A. H. (2020). Influence of the static magnetic field on red blood cells parameters and platelets using tests of CBC and microscopy images. *Biomedical Physics & Engineering Express*, 6(2), 025004.

145. Haik, Y., Pai, V., Chen, C. J. (2001). Apparent viscosity of human blood in a high static magnetic field. *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, 225(1-2), 180-186.

146. Bren, K. L., Eisenberg, R., Gray, H. B. (2015). Discovery of the magnetic behavior of hemoglobin: A beginning of bioinorganic chemistry. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 112(43), 13123-13127.

147. Fuiano, F., Scorza, A., Sciuto, S. A. (2022). Functional and metrological issues in arterial simulators for biomedical testing applications: a review. *Metrology*, 2(3), 360-386.

148. Guinea, G. V., Atienza, J. M., Elices, M., Aragoncillo, P., Hayashi, K. (2005). Thermomechanical behavior of human carotid arteries in the passive state. *American Journal of Physiology-Heart and Circulatory Physiology*, 288(6), H2940-H2945.

149. Shellock, F. G. (2002). Magnetic resonance safety update 2002: implants and devices. *Journal of Magnetic Resonance Imaging: An Official Journal of the International Society for Magnetic Resonance in Medicine*, 16(5), 485-496.

150. Afolabi, A. S. (2025). A review of radiofrequency-induced heating challenge caused to medical implants during MRI procedures. *Journal of Electrical Systems and Information Technology*, 12(1), 74.



Gazili olmak ayrıcalıktır