

**T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI**

**İMPEDİMETRİK BİYOSENSÖR UYGULAMALARINDA
OPTİMAL YANIT İÇİN BOYUT VE ŞEKİL AÇISINDAN
NİTİROL ELEKTRODUN ELEKTRİKSEL
MODELLENMESİ**

**Hazırlayan
Melike YILDIRIM**

**Danışman
Doç. Dr. Mehmet Çağrı SOYLU**

Yüksek Lisans Tezi

**Ağustos 2024
KAYSERİ**

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ
BİYOMEDİKAL MÜHENDİSLİĞİ ANABİLİM DALI

İMPEDİMETRİK BİYOSENSÖR UYGULAMALARINDA
OPTİMAL YANIT İÇİN BOYUT VE ŞEKİL AÇISINDAN
NİTİNOL ELEKTRODUN ELEKTRİKSEL
MODELENMESİ
(Yüksek Lisans Tezi)

Hazırlayan
Melike YILDIRIM

Danışman
Doç. Dr. Mehmet Çağrı SOYLU

Ağustos 2024
KAYSERİ

BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK

Bu çalışmadaki tüm bilgilerin, akademik ve etik kurallara uygun bir şekilde elde edildiğini beyan ederim. Aynı zamanda bu kural ve davranışların gerektirdiği gibi, bu çalışmanın özünde olmayan tüm materyal ve sonuçları tam olarak aktardığımı ve referans gösterdiğimi belirtirim.

Melike YILDIRIM

“İmpedimetrik Biyosensör Uygulamalarında Optimal Yanıt için Boyut ve Şekil Açısından Nitinol Elektrodun Elektriksel Modellenmesi” adlı Yüksek Lisans Tezi, Erciyes Üniversitesi Lisansüstü Tez Önerisi ve Tez Yazma Yönergesi’ ne uygun olarak hazırlanmıştır.

Hazırlayan

Melike YILDIRIM

Danışman

Doç. Dr. Mehmet Çağrı SOYLU

Biyomedikal Mühendisliği ABD Başkanı

Prof. Dr. Semra İÇER

TEŞEKKÜR

Bu tez çalışmasını gerçekleőtirme s¼recinde bilgi ve deneyimleriyle bana katkı sağlayan sayın danıőmanım Doç. Dr. Mehmet ağrı SOYLU'ya teőekk¼r ederim. Bana her zaman sevgi ve desteklerini sunan aileme, dostlarıma ve hayat arkadaőıma da g¼stermiő oldukları sabır, anlayıő ve teővikleri için en içten teőekk¼rlerimi sunarım.

Melike YILDIRIM

Ağustos 2024, KAYSERİ

İMPEDİMETRİK BİYOSENSÖR UYGULAMALARINDA OPTİMAL YANIT İÇİN BOYUT VE ŞEKİL AÇISINDAN NİTİNOL ELEKTRODUN ELEKTRİKSEL MODELLENMESİ

Melike YILDIRIM

Erciyes Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü
Yüksek Lisans Tezi, Ağustos 2024
Danışman: Doç. Dr. Mehmet Çağrı SOYLU

ÖZET

Nitinol, şekil hafıza ve süperelastiklik yetenekleri ile öne çıkan bir alaşımdır. Farklı frekanslardaki mekanik ve ultrasonik uyarılar altındaki davranışları incelenmesine rağmen MHz seviyelerinde osilatif elektrik sinyali ile uyarıldığında empedans değişimi üzerine çalışma bulunmamaktadır. Empedans yanıtına göre çeşitlenebilen kullanım alanları arasında biyosensörlere rastlanmamıştır. Çalışmada NiTi telin farklı geometrilerde kHz-MHz frekanslarındaki osilatif elektrik sinyallerine verdiği empedans yanıtları bilgisayar modeli ve gerçek ölçümlerle incelenmiş, biyosensör olarak kullanımı için optimum geometri belirlenmiştir. Ayrıca, ANSYS'te yapılan modal analiz ile doğal frekanslar bulunarak elektriksel eşdeğer devre rezonansı ile örtüşüp örtüşmediği belirlenmiştir. Doğal frekansları, öngörülen MHz seviyelerine ulaşmamıştır. Dolayısıyla bu aralıklar dışında rezonansa girmeden de öngörülen yanıtları verebileceği aralıklarda uyarıldığında alınacak empedans yanıtları Simulink'te modellenmiştir. Modellenen geometrilerdeki tellerden, farklı ortamlarda empedans analizörü ile ölçüm alınmıştır. Modelleme verileri ile ölçüm verileri kıyaslanmıştır. Maksimum empedans yanıtına U-formda 4 cm uzunlukta 0.1 mm çapındaki tel ulaşmıştır. Modelleme verileri ve ölçümlerin korelasyon katsayıları (r^2) hava, distile su, düz tel ve gliserolde sırasıyla 0.9069, 0.8846, 0.8389, 0.8336 bulunmuştur. Bu sonuçlar U-formda modelin doğru çalıştığını, optimum geometrinin 4 cm uzunluk, 0.1 mm çap olduğunu, en güvenilir ortamın hava olduğunu göstermektedir.

Anahtar Kelimeler: Nitinol, Şekil hafıza, Biyosensör, Empedans, Modelleme

ELECTRICAL MODELING OF NITINOL ELECTRODE FOR SHAPE AND SIZE FOR OPTIMUM RESPONSE IN IMPEDIMETRIC BIOSENSOR APPLICATIONS

Melike YILDIRIM

Erciyes University, Graduate School of Natural and Applied Sciences

Master Thesis, August 2024

Supervisor: Assoc. Dr. Mehmet Çağrı SOYLU

ABSTRACT

Nitinol is an alloy that stands out with its shape memory and superelasticity capabilities. Although its behavior under mechanical and ultrasonic stimuli at different frequencies has been investigated, there is no study on the impedance change when stimulated with oscillatory electrical signals at MHz levels. Among the potential applications that can vary according to the impedance response, no references to biosensors have been found. In this study, the impedance responses of NiTi wire to oscillatory electrical signals at kHz-MHz frequencies in different geometries were examined through computer modeling and actual measurements, and the optimum geometry for use as a biosensor was determined. Additionally, natural frequencies were found through modal analysis in ANSYS to determine if they overlapped with the resonance of the electrical equivalent circuit. The natural frequencies did not reach the predicted MHz levels. Therefore, when stimulated in ranges outside these frequencies, the impedance responses that can be obtained without entering resonance were modeled in Simulink. Measurements were taken with an impedance analyzer from wires in modeled geometries in different environments. Modeling data and measurement data were compared. The wire in a U-shape with a length of 4 cm and a diameter of 0.1 mm achieved the maximum impedance response. The correlation coefficients (r^2) between the prediction data and the measurements in air, distilled water, straight wire, and glycerol were found to be 0.9069, 0.8846, 0.8389, and 0.8336, respectively. These results indicate that the U-shape model works correctly, the optimum geometry is 4 cm in length and 0.1 mm in diameter, and the most reliable environment is air.

Keywords: Nitinol, Shape memory, Biosensor, Impedance, Modeling

İÇİNDEKİLER

İMPEDİMETRİK BİYOSENSÖR UYGULAMALARINDA OPTİMAL YANIT İÇİN BOYUT VE ŞEKİL AÇISINDAN NİTİNOL ELEKTRODUN ELEKTRİKSEL MODELLENMESİ	
BİLİMSEL ETİĞE UYGUNLUK	ii
YÖNERGEYE UYGUNLUK.....	iii
KABUL VE ONAY	iv
TEŞEKKÜR.....	v
ÖZET.....	vi
ABSTRACT.....	vii
İÇİNDEKİLER	viii
KISALTMALAR	xii
TABLOLAR LİSTESİ.....	xiii
ŞEKİLLER LİSTESİ.....	xiv
GİRİŞ	1

1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. Nitinol.....	4
1.1.1. Nitinolün Özellikleri.....	5
1.1.1.1. Kimyasal Özellikleri	5
1.1.1.2. Süperelastik Özelliği.....	6
1.1.1.3. Şekil Hafıza Özellikleri.....	7
1.1.1.4. Elektriksel Özellikleri.....	8
1.1.2. Nitinolün Kullanım Alanları.....	10
1.1.2.1. Biyomedikal Uygulamalar.....	10
1.1.2.2. Elektronik ve Robotik Uygulamalar.....	14
1.2. Biyosensörler.....	16

1.2.1. Elektrokimyasal Biyosensörler.....	17
1.3. Matematiksel Modelleme Yöntemleri.....	20
1.3.1. FDTD.....	20
1.3.2. FEA.....	21
1.3.2.1. Modal Analiz.....	23
1.3.2.1.1. Modal Analizde Kullanılan Simülasyon Programları.....	25

2. BÖLÜM

YÖNTEM VE MATERYAL

2.1. Kullanılan Malzemeler.....	35
2.2. Kullanılan Cihaz.....	37
2.3. Modal Analiz.....	37
2.4. Empedans Analizi.....	41
2.5. Empedans Analizinin Modellenmesi.....	43
2.5.1. Eşdeğer Devre Modelinin Oluşturulması.....	43
2.5.1.1. Devredeki Parametrelerin Uzunluk ve Kalınlıkla İlişkisi.....	45
2.5.1.1.1. Direnç (R).....	45
2.5.1.1.2. Kapasitans (C).....	46
2.5.1.1.3. İndüktans (L).....	46
2.6. Modelleme Verilerinin Oluşturulması.....	47
2.7. Korelasyon Analizi.....	47
2.8. One-Way ANOVA ve Post-Hoc Tukey Analizleri.....	49

3. BÖLÜM

BULGULAR

3.1. Modal Analiz Sonuçları.....	52
3.1.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	52
3.1.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	55
3.2. Empedans Analizi Sonuçları.....	56
3.2.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	56
3.2.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	58
3.2.2.1. Havada Yapılan Analiz Sonuçları.....	58
3.2.2.2. Distile Suda Yapılan Analiz Sonuçları.....	59

3.2.2.3. Gliserolde Yapılan Analiz Sonuçları.....	60
3.3. Empedans Analizi Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri.....	62
3.3.1. Düz Tel ile Yapılan Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri.....	62
3.3.2. U-form Tel ile Yapılan Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri.....	64
3.4. Ölçüm Sonuçları ile Modelleme Verilerinin Kıyaslanması ve Korelasyon Analizi Sonuçları.....	65
3.4.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	65
3.4.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları.....	70
3.5. One-Way ANOVA ve Post-Hoc Tukey Analizi Sonuçları.....	73
4. BÖLÜM	
TARTIŞMA-SONUÇ ve ÖNERİLER	
4. Tartışma-Sonuç ve Öneriler.....	76
KAYNAKÇA	79
ÖZGEÇMİŞ.....	86

KISALTMALAR

NiTi: Nitinol

AIM: Otomatik Empedans Ölçümü

ŞHA: Şekil Hafızalı Alaşım

ŞHE: Şekil Hafıza Etkisi

IUPAC: Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği

LOD: Algılama Limiti

FDTD: Zamanda Sonlu Farklar

FEA: Sonlu Elemanlar Analizi

FRF: Frekans Yanıt Fonksiyonu

RF MEMS: Radyo Frekanslı Mikroelektromekanik Sistem

R: Direnç

L: İndüktans

C: Kapasitans

HSD: Gerçekten Anlamlı Fark

TABLOLAR LİSTESİ

Tablo 1. NiTi'nin kullanım alanları.....	10
Tablo 2. Tasarım çalışması için malzeme özellikleri.....	29
Tablo 3. NiTi tel için doğal frekans değerleri ve mod şekilleri, Çap=1 mm - Sınır koşulu Sabit-Sabit.....	32
Tablo 4. NiTi tel için doğal frekans değerleri ve mod şekilleri, Çap=2 mm - Sınır koşulu Sabit-Serbest.....	33
Tablo 5. One-Way ANOVA Analizi.....	50
Tablo 6. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri.....	53
Tablo 7. 0.2 mm çapında, farklı uzunluklardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri.....	54
Tablo 8. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda u-formdaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri.....	55
Tablo 9. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri.....	56
Tablo 10. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri.....	57
Tablo 11. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda havada u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri.....	58
Tablo 12. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda distile suda u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri.....	59
Tablo 13. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda gliserolde u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri.....	60
Tablo 14. 4 cm uzunlukta farklı çaplardaki tellerin empedans modelleme sonuçları.....	62
Tablo 15. 0.2 mm çapında farklı uzunlukta tellerin empedans modelleme sonuçları.....	63
Tablo 16. 4 cm uzunlukta farklı çaplarda tellerin empedans modelleme sonuçları.....	64

Tablo 17. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda düz tellerden alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları.....	67
Tablo 18. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda düz tellerden alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları.....	70
Tablo 19. U-formdaki 4 cm teller için farklı ortamlarda ve farklı çaplarda alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları.....	72
Tablo 20. Farklı boyut ve farklı şekillerdeki bütün teller için farklı ortamlarda alınan ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları.....	73
Tablo 21. 4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip u-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$).....	74
Tablo 22. 4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip u-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$) ile yapılan Post-Hoc Tukey Analizi sonuçları.....	74

ŞEKİLLER LİSTESİ

Şekil 1. NiTi TiO ₂ tabakası.....	5
Şekil 2. NiTi'nin üç ana fazının kristal yapıları.....	6
Şekil 3. Süperelastik etki için kristal yapının yeniden yönlendirilmesi.....	7
Şekil 4. Şekil hafıza etkisi.....	8
Şekil 5. Çeşitli kapak malzemeleri için uç kapağı kalınlığının ilk rezonans frekansına etkisi.....	8
Şekil 6. Çeşitli dönüştürücü çapları için uç kapak kalınlığının birinci rezonans frekansına etkisi.....	9
Şekil 7. Referans boyut dönüştürücüsünün çeşitli uç kapağı malzemeleri için boşluk derinliğinin birinci rezonans frekansı üzerindeki etkisi.....	9
Şekil 8. NiTi ortodontik tel.....	11
Şekil 9. (a) damak kemeri, (b) ortodontik distraktör	11
Şekil 10. (A) Simon filtresi, (B) Simon filtresi prosedürü	12
Şekil 11. Kendiliğinden genişleyebilen NiTi stent ve damar içi uygulanması.....	13
Şekil 12. (a) Üretral stent, (b) Stentin uygulanması.....	13
Şekil 13. NiTi yaylı aktüatör.....	14
Şekil 14. Geleneksel ve şekil hafızalı alaşım aktüatörlerin kıyaslanması	15
Şekil 15. NiTi'nin invaziv elektrot olarak kullanımı.....	15
Şekil 16. Elektrokimyasal sensör çeşitleri.....	17
Şekil 17. FDTD kullanılarak oluşturulan NiTi simülasyon sonuçlarından her modelin yansıma eğrileri.....	21
Şekil 18. FEA kullanılarak oluşturulmuş yüzün gerinim modeli.....	22
Şekil 19. FEA kullanılarak ANSYS ile oluşturulan NiTi artikülasyon yapısının geometrik şekli	22
Şekil 20. Yarım simetri modelinde artikülasyon açısı (ϕ)	23
Şekil 21. Titreşimi frekansla karşılaştıran rezonans frekansının grafiksel bir gösterimi.....	24
Şekil 22. ANSYS'te ŞHA malzeme modelinin şeması.....	28

Şekil 23. 4 cm uzunlukta ve sırasıyla 0.4 mm, 0.2 mm, 0.1 mm çaplarındaki teller.....	36
Şekil 24. 0.2 mm çapında .ve sırasıyla 4 cm, 3 cm, 2 cm, 1 cm uzunluktaki teller.....	36
Şekil 25. Empedans analizörü	37
Şekil 26. ANSYS modal analiz şeması.....	37
Şekil 27. 0.1 mm çapında 4 cm uzunluktaki düz NiTi telin geometrisi.....	38
Şekil 28. ANSYS kütüphanesinde bulunan östenitik NiTi özellikleri.....	39
Şekil 29. 6 mod için belirlenen titreşim frekansları.....	39
Şekil 30. Sırasıyla Şekil 29’da titreşim frekansları verilen 6 moda ait modeller.....	40
Şekil 31. Empedans analizi şeması.....	41
Şekil 32. 4 cm uzunlukta 0.1 mm çapında düz telden havada alınan ölçüm sonucu AIM ve MATLAB ile oluşturulan grafikler.....	42
Şekil 33. Düz tel için oluşturulan ölçüm düzeneği.....	42
Şekil 34. U-form tel için oluşturulan ölçüm düzeneği.....	43
Şekil 35. İndüktif reaktans ve kapasitif reaktansın toplam empedansa etkileri	44
Şekil 36. NiTi tel için oluşturulan RLC eşdeğer devreleri.....	44
Şekil 37. İletken bir telin direncinin hesaplanması için gerekli parametreler.....	46
Şekil 38. Formüllerde bulunan değişkenlerin devreye aktarımı.....	47
Şekil 39. Korelasyon katsayısının yorumlanması.....	48
Şekil 40. 4 cm uzunluğunda farklı çaplardaki düz tellerin empedansları.....	56
Şekil 41. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda düz tellerin empedansları.....	57
Şekil 42. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda havada U-formdaki tellerin empedansları.....	59
Şekil 43. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda distile suda U-formdaki tellerin empedansları.....	60
Şekil 44. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda gliserolde U-formdaki tellerin empedansları.....	61
Şekil 45. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda tellerin farklı ortam ve şekillerdeki tüm empedans sonuçlarının kıyaslanması.....	62
Şekil 46. 4 cm uzunlukta farklı çaplardaki tellerin empedans modelleme sonuçları.....	63
Şekil 47. 0.2 mm çapında farklı uzunlukta tellerin empedans modelleme sonuçları.....	64

Şekil 48. 4 cm uzunlukta farklı çaplarda tellerin empedans modelleme sonuçları.....	65
Şekil 49. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.1 mm çap).....	66
Şekil 50. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.2 mm çap).....	66
Şekil 51. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.4 mm çap).....	67
Şekil 52. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (0.2 mm çap / 1 cm uzunluk).....	68
Şekil 53. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (0.2 mm çap / 2 cm uzunluk).....	68
Şekil 54. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (0.2 mm çap / 3 cm uzunluk).....	69
Şekil 55. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (0.2 mm çap / 4 cm uzunluk).....	69
Şekil 56. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.1 mm çap).....	71
Şekil 57. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.2 mm çap).....	71
Şekil 58. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması (4 cm uzunluk / 0.4 mm çap).....	72

GİRİŞ

Biyosensörler, biyolojik unsurları algılamak ve analiz etmek için kullanılan cihazlardır [1]. Bu cihazların temel bileşenlerinden biri olan transdüserler, biyolojik sinyalleri elektriksel sinyallere dönüştürerek ölçülebilir hale getirirler [2]. Transdüserlerin yapımında kullanılan metaller, özellikle fiziksel ve elektriksel özellikleri nedeniyle, biyosensörlerin hassasiyetini önemli ölçüde artırır. Bu metallerin yüksek iletkenlikleri, düşük dirence sahip olmaları ve yüzey özellikleri, biyosensörlerin performansını doğrudan etkiler [3, 4]. Metal transdüserlerin algılama mekanizmaları, genellikle elektrokimyasal, optik, piezoelektrik veya impedimetrik prensiplere dayanır [5, 6]. Elektrokimyasal transdüserler, biyolojik ve kimyasal olayların neden olduğu elektriksel değişimleri ölçerken, optik transdüserler ışığın özelliklerindeki değişiklikleri kullanır. Piezoelektrik transdüserler ise biyolojik reaksiyonlar sırasında oluşan mekanik değişiklikleri elektrik sinyallerine dönüştürür. İmpedimetrik transdüserler ise biyolojik sistemlerdeki elektriksel empedans değişimlerini ölçerek biyosensörlerin hassasiyetini artırır [6]. Metal transdüserler, bu farklı mekanizmalar aracılığıyla biyosensörlerin hassasiyetini ve doğruluğunu artırmada kritik bir rol oynar. Ayrıca fiziksel ve elektriksel özelliklerinin de biyosensörlerin performansını belirlemede önemli etkileri vardır. Metallerin yüksek iletkenlikleri, düşük dirence sahip olmaları, mekanik dayanıklılıkları ve yüksek yüzey alanları, biyosensörlerin verimli ve hassas bir şekilde çalışmasını sağlar. Yüksek iletkenlik, biyosensörlerin daha hızlı ve doğru bir şekilde sinyal ilemesini mümkün kılar. Bu, biyolojik sinyallerin hızlı ve doğru bir şekilde tespit edilmesine olanak tanır, biyosensörlerin tepki süresini kısaltır ve tespit doğruluğunu artırır [7, 8]. Düşük direnç, elektriksel kayıpları minimize ederek sinyalin daha güçlü ve net olmasına katkıda bulunur. Mekanik dayanıklılık ise transdüserlerin uzun ömürlü olmasını ve zorlu ortamlarda bile güvenilir bir şekilde çalışmasını sağlar. Ayrıca, metallerin yüzeyindeki elektronik yapı, biyolojik moleküllerle etkileşimleri artırarak

sinyal amplifikasyonu sağlar. Bu da biyosensörlerin daha düşük konsantrasyonlardaki analitleri tespit etmesine, daha yüksek hassasiyete, daha yüksek bir doğruluğa ve daha hızlı yanıt vermesine neden olur [9, 10].

Ancak, mevcut literatürde metal transdüserlerin biyosensörler üzerindeki etkileri ve performanslarının detaylı incelenmesi konusunda bazı eksiklikler bulunmaktadır. Bu eksiklikler, metal transdüserlerin biyosensörlerde nasıl daha etkin bir şekilde kullanılabileceği ve bu malzemelerin potansiyel avantajlarının nasıl optimize edilebileceği konularını kapsamaktadır. Özellikle, yeni metal ve metal alaşımı transdüserlerin biyosensörlerdeki potansiyel uygulamaları ve avantajları üzerine daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir. Bu avantajlar; gelişmiş hassasiyet, daha hızlı tepki süresi, artan dayanıklılık, yüksek seçicilik ve geniş ölçüm aralığı olabilir. Bu bağlamda, nitinol (NiTi) gibi yeni nesil malzemelerin biyosensör potansiyelleri dikkat çekmektedir [11, 12].

NiTi, mükemmel mekanik özelliklere sahip, süperelastik ve şekil hafıza özellikleriyle bilinen bir alaşımdır [13]. Bu özellikler, NiTi'nin biyosensörlerde kullanımını özellikle cazip hale getirir. Metal alaşımların ve özellikle de NiTi'nin hassasiyet yönünden öne çıkma nedenleri yüzey alanlarının modifikasyona uygun olması [14-16] ve elektriksel iletkenlikleridir. NiTi, yüzeyinin nanoyapılarla modifiye edilmesine olanak tanıyan özelliklere sahiptir [17]. Bu, biyomoleküllerin yüzeye daha fazla bağlanabilmesini sağlayarak sinyal amplifikasyonunu artırır ve böylece biyosensörlerin hassasiyetini yükseltir [6, 9]. NiTi'nin elektriksel iletkenliği, biyosensörlerin hızlı ve doğru sinyal iletimi yapmasını sağlar. Bu, biyolojik olayların daha hassas ve anında tespit edilmesine olanak tanır. Ayrıca NiTi'nin şekil hafızası özelliği biyosensörlerin uzun ömürlü ve dayanıklı olmasını sağlar. Süperelastik özellikleri yani yüksek elastik deformasyon kapasitesine sahip olması mekanik strese maruz kalan biyosensörlerin çatlama veya kırılma olmadan işlevlerini sürdürebilmesini sağlar [13]. Vücut sıvılarıyla etkileşime girdiğinde biyolojik uyumluluğunu korur. Bu, özellikle tıbbi implantlar ve invaziv biyosensörler için kritik öneme sahiptir [11]. NiTi, biyolojik ortamlarda korozyona karşı dirençlidir [18]. Bu özellik, biyosensörlerin uzun süre boyunca güvenilir ve stabil performans göstermesini sağlar. Çeşitli kaplama malzemeleri ve fonksiyonel gruplarla kaplanabilir [15, 19]. Bu, sensör yüzeyinin işlevselliğini artırarak, belirli hedef

moleküllerin tespit edilmesini kolaylaştırır [6]. Bu özellikler NiTi'nin, uzun süreli ve güvenilir biyolojik ölçümler için ideal bir malzeme olduğunu gösterir. Özetle, metal transdüserlerin fiziksel ve elektriksel özellikleri, biyosensörlerin performansını belirlemede kritik bir öneme sahiptir. Yeni metal ve metal alaşımı transdüserlerin, özellikle NiTi'nin, biyosensörlerin hassasiyetini artırma potansiyeli, farklı biyomoleküllerle etkileşimleri, uzun vadeli stabilitesi ve çeşitli biyosensör uygulamalarındaki performansı üzerine daha fazla araştırma yapılması gerekmektedir.



1. BÖLÜM

GENEL BİLGİLER ve LİTERATÜR ÇALIŞMASI

1.1. Nitinol

Nikel-titanyum alaşımı (NiTi), Nitinol olarak da bilinen ve 1960'larda keşfedilen bir şekil hafızalı alaşım (ŞHA) türüdür. Bu alaşım, benzersiz malzeme özellikleriyle dikkat çeker [13, 20]. Biyomedikal alanında en yaygın kullanılan ŞHA malzeme NiTi'dir [21]. NiTi'nin iki metalin birleşiminden oluşan bir alaşım olması nedeniyle, sıcaklık değişiklikleri gibi dış etkenlere karşı istenen malzeme davranışını elde edebilmek için üretim sürecinde kimyasal bileşimin son derece hassas bir şekilde kontrol edilmesi gerekmektedir [13]. NiTi, biyouyumlu bir malzemedir [22]. Biyouyumluluk, bir materyalin canlılık içindeki fonksiyonel süresi boyunca biyolojik olarak zararsız kalabilme yeteneğidir [23]. Bu özellik, ŞHA cihazlarının insan vücudunda kullanılmasında son derece önemlidir [24]. Biyouyumlu bir malzeme, konakçının içinde alerjik reaksiyonlara neden olmaz ve ayrıca kan dolaşımına iyon salmaz. NiTi bazlı alaşımların biyouyumluluğunu değerlendirmek ve içsel tehlikeleri ortadan kaldırmak için çeşitli araştırmalar yapılmıştır [23, 24]. Bu alaşımların biyouyumluluğu, nikel ve titanyumun ayrı ayrı incelenmesiyle analiz edilir. Nikel, yaşam için gereklidir ancak oldukça zehirli bir element olarak bilinir [25]. Çalışmalar, nikel ile sürekli temas halinde olan bireylerde zatürre, kronik sinüzit, rinit, burun ve akciğer kanseri gibi sağlık sorunlarının görülebileceğini göstermiştir; ayrıca cilt temasından kaynaklanan dermatit gibi sorunlar da olabilir [21]. Titanyum ve bileşikleri ise oldukça biyolojik olarak uyumludur; bu nedenle genellikle ortodontik ve ortopedik implantlarda tercih edilirler [25]. Titanyumun oksidasyon reaksiyonu, numunenin etrafında zararsız ve biyolojik olarak uyumlu pasif titanyum açısından zengin bir TiO_2 tabakası oluşturur (Şekil 1). Bu tabaka, titanyum alaşımlarının korozyona karşı direncini artırır ve insan vücuduna zarar vermez [13, 21]. Korozyon özelliklerinin çoğu durumda paslanmaz çelikten üstün

olduğu gösterilmiştir [21]. Ayrıca, uygun gerinim geri kazanım performansı ile nispeten yüksek gerilim seviyelerine [26, 27] dayanabilirler. NiTi yaygın olarak tel, şerit ve plaka formlarında üretilir ve biyomedikal stentler [28], gözlük çerçeveleri, ortodontik ark telleri ve minimal invaziv cerrahi cihazlar [29] kadar çeşitli uygulamalarda başarıyla kullanılmıştır.



Şekil 1. NiTi TiO₂ tabakası [30]

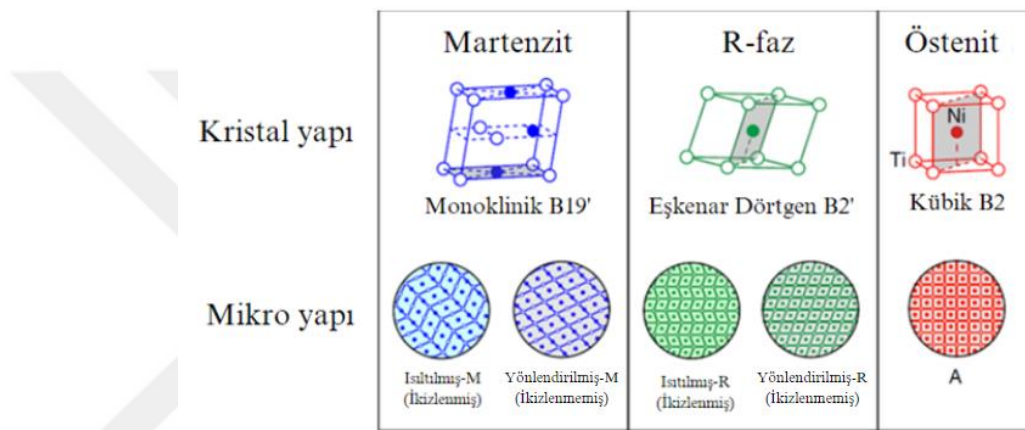
1.1.1. Nitinolün Özellikleri

1.1.1.1. Kimyasal Özellikleri

NiTi, yüksek sıcaklıklarda oldukça simetrik [31] bir yapıya sahip olan kübik CsCl B2 östenit [32] fazı ile düşük sıcaklıklarda daha az sıralı monoklinik kristal (B190) martenzit [33] arasında bir faz dönüşümü yaşar (Şekil 2). Martenzit mikroyapısı, alaşıma bağlı olarak triklinik, monoklinik, tetragonal, ortorombik veya eşkenar dörtgen olabilir [27]. Bu fazlar, farklı elastik özellikler, elektriksel direnç (R, resistor) ve kristal yapı ile karakterize edilir. Young modülü genellikle martenzit fazında 28-41 GPa ve östenit fazında 60-90 GPa arasında değişir [34] ve bu nedenle ŞHA'lar sıcaklıkları yükseldikçe sertleşir. NiTi'nin bu özelliği, çoğu metalin davranışına ters düşer. Martenzitten östenite geçiş ters dönüşüm olarak adlandırılırken [33], östenitten martenzite geçiş ileri dönüşüm olarak bilinir. Faz dönüşümleri, stres veya sıcaklık değişiklikleriyle tetiklenir [20].

Faz geçişleri, literatürde genellikle martenzitin 24 varyantının veya yönünün üretilebildiği "martenzitik dönüşümler" olarak adlandırılır. Bir dönüşümden sonra oluşan martenzit, iki biçimden birinde bulunur [29]. İlk biçim, varyantların kendi kendine uyum sağladığı ve gözle görülür bir değişiklik olmayan ikiz martenzittir. İkinci biçim ise belirli bir varyantın baskın olduğu ayrıştırılmış martenzittir. Ayrıştırılmış

martenzit, martenzitik durumdaki NiTi'ye yeterli bir deformasyon yükü uygulanarak indüklenebilir. Dönüşüm davranışı, normalde martenzit, eşkenar dörtgen R-fazı ve östenit fazlarının başlangıç ve bitiş dönüşüm sıcaklıkları ile belirlenir. R-fazı, genellikle soğutma veya ısıtma çevrimlerinde ortaya çıkan bir ara fazdır ve daha çok soğutma sırasında gözlemlenir [13]. NiTi, diğer şekil hafızalı alaşımlara kıyasla (CuZnAl ve CuAlNi dahil) termomekanik performansları açısından daha iyi performans gösterir [35-37].

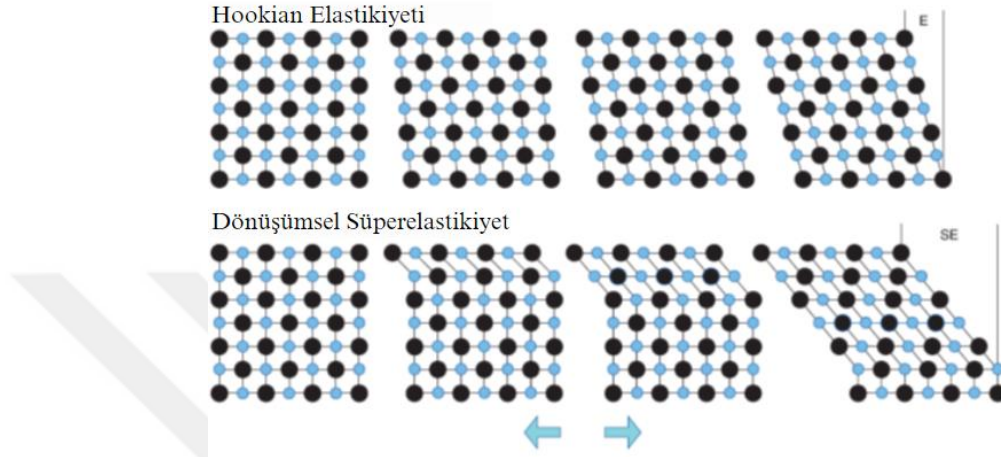


Şekil 2. NiTi'nin üç ana fazının kristal yapıları [27]

1.1.1.2. Süperelastik Özellikleri

NiTi süperelastik özelliği ile öne çıkan bir malzemedir. Psödoelastisite [29] olarak da bilinen süperelastiklik, nihai östenitik dönüşüm sıcaklığının üzerinde sergilenen bir ŞHA'nın benzersiz bir özelliğidir. NiTi, paslanmaz çelikten yaklaşık on kat daha yüksek elastiklik ve yüksek stres altında geri kazanılabilir deformasyon özelliklerine sahiptir. Bu, malzemenin mekanik histeretik yapısı sayesinde gerininin, yükleme sonrası daha düşük bir gerilim durumunda tersine çevrilebilmesinden kaynaklanır [38]. Süperelastiklik, östenit bitiş sıcaklığı üzerindeki bir sıcaklıkta NiTi östenit fazının martenzite dönüşmesine neden olan bir stres yaşadığında ortaya çıkan izotermal bir süreçtir [27, 29]. Bunun nedeni, dönüşüm sıcaklıklarının gerilime bağlı olmasıdır [20, 29], bu da malzemenin mikro yapısında östenit fazını martenzit fazına yeniden yönlendiren bir değişikliğe uğramasına neden olur. Stresin ortadan kaldırılması üzerine, martenzit fazı östenit oluşumuna uygun sıcaklıklarda kararsız olduğundan bu etki tersine çevrilir. NiTi'nin termal davranışı, stres-gerinim tepkisi gibi histeretiktir [39].

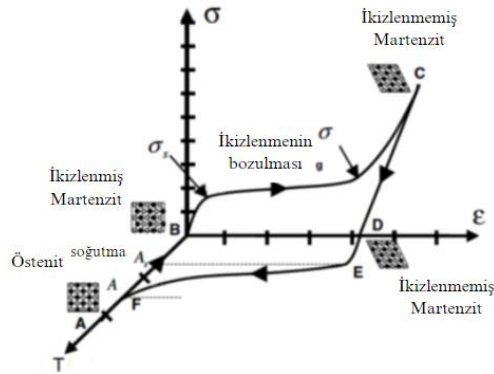
Kristal yapının yeniden yönlendirilmesinin ardındaki mekanizma, Şekil 3'te, paslanmaz çelik gibi çoğu metalin gösterdiği klasik Hooke yasasına dayalı elastik tepkiyle karşılaştırılarak en iyi şekilde açıklanabilir [40].



Şekil 3. Süperelastik etki için kristal yapının yeniden yönlendirilmesi [40]

1.1.1.3. Şekil Hafıza Özellikleri

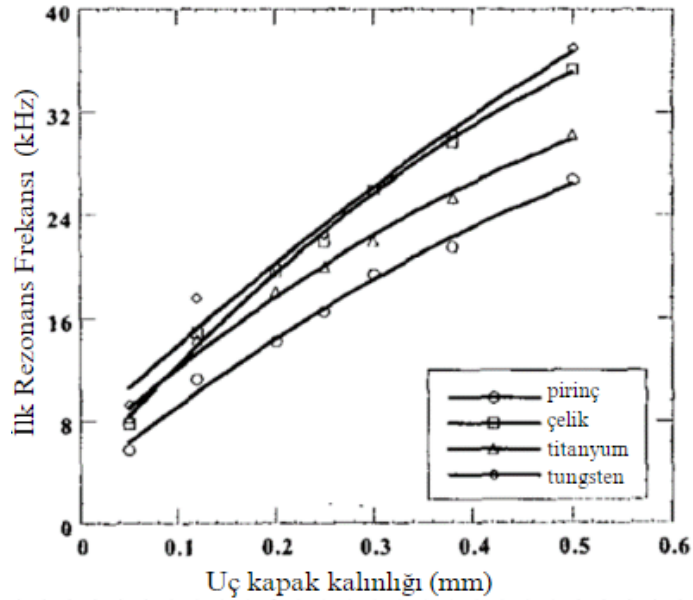
NiTi'nin ikinci dikkat çekici özelliği, malzemenin deformasyona uğramış halinden orijinal konfigürasyonuna geri dönmesi olan şekil hafıza etkisi (ŞHE) olarak adlandırılır (Şekil 4). Bu etki, NiTi'nin termal bir uyarana maruz kalmasıyla ortaya çıkar. Örnek olarak, NiTi östenit bitiş sıcaklığının üzerinde östenit olarak başlarsa, şimdi ikiz martenzit olduğu martenzit bitiş sıcaklığının altında saf martenzit oluşturmak üzere soğumaya bırakılabilir. Malzemeye yeterli gerilim uygulandığında, mikro yapı bozulur ve deformasyon gerçekleşir. NiTi daha sonra ısıtıldığında, dönüşüm sıcaklıkları aşamalarında ilerleyerek östenit bitiş sıcaklığı üzerine çıkar ve orijinal konfigürasyonunu geri kazanarak %100 östenit haline döner [13]. NiTi, gerilme ve sıcaklıktaki değişikliklere karşı çok hassastır [41] ve bu koşullardaki değişikliklere çok hızlı tepki verebilir. NiTi gibi şekil hafızalı alaşımların (ŞHA) geniş çapta benimsenmesinin iki ana nedeni, bu faz dönüşümlerinin güvenilirliği ve meydana gelme hızlarıdır. Ayrıca, NiTi üzerinde ultrasonik titreşimlerin etkisi altında şekil hafıza etkisinin aktive edilebileceğini gösteren çalışmalar [42, 43] yapılmıştır.



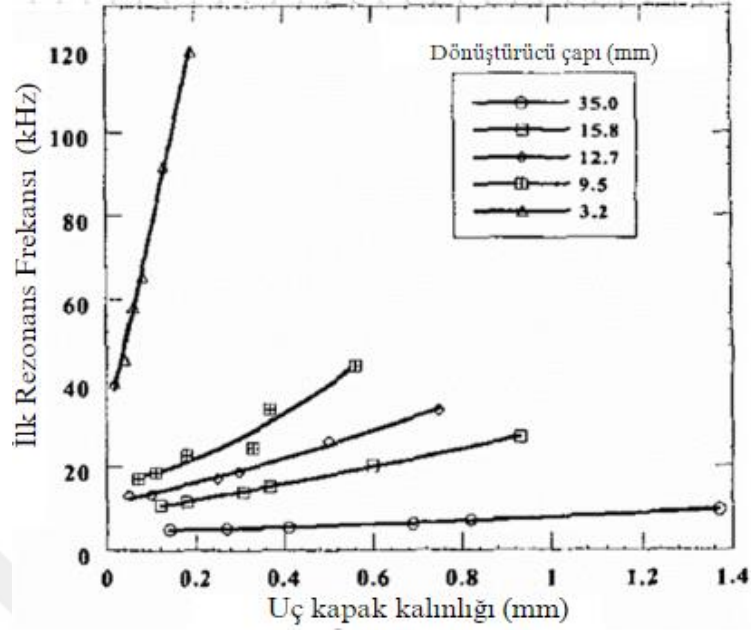
Şekil 4. Şekil hafıza etkisi [29]

1.1.1.4. Elektriksel Özellikleri

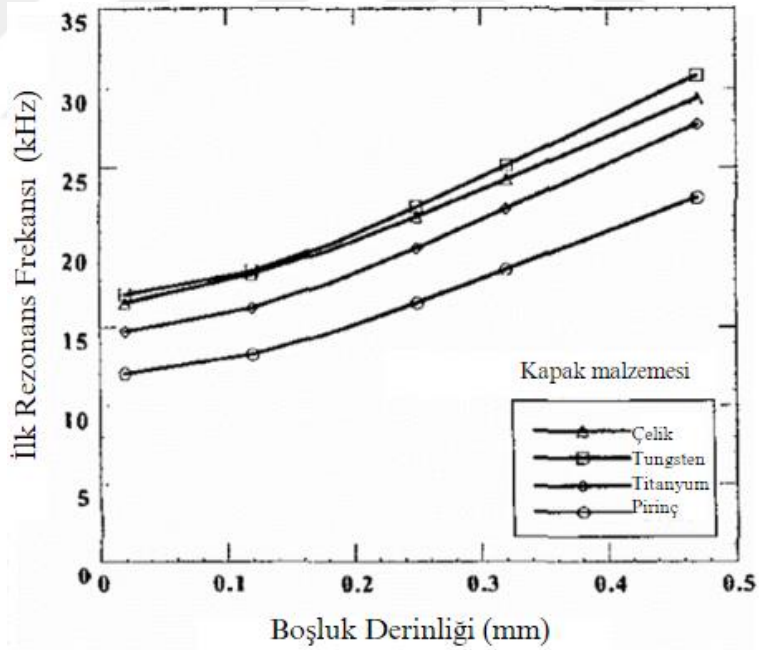
Newnham vd. (2002) [44] boyut ve malzemenin transdüser özellikleri üzerindeki etkilerini araştırmak için Sonlu Elemanlar Analizi (FEA) kullanarak yaptıkları çalışmada, malzeme boyutunun ve şeklinin, rezonans frekansı üzerinde en güçlü etkiye sahip olan parametreler olduğunu belirtmişlerdir. Şekil 5,6,7'de sırasıyla malzemenin kalınlığının, çapının ve malzemedeki boşluk derinliğinin rezonans frekansına etkisi gösterilmiştir.



Şekil 5. Çeşitli kapak malzemeleri için uç kapağı kalınlığının ilk rezonans frekansına etkisi [44]



Şekil 6. Çeşitli dönüştürücü çapları için uç kapak kalınlığının birinci rezonans frekansına etkisi [44]



Şekil 7. Referans boyut dönüştürücüsünün çeşitli uç kapağı malzemeleri için boşluk derinliğinin birinci rezonans frekansı üzerindeki etkisi [44]

Diğer metal ve metal alaşımlarına bakıldığında; bakır, yüksek iletkenlik ve düşük direnç gösterir. Elektrik devrelerinde yaygın olarak kullanılır [45]. Alüminyum, orta direnç ve yüksek iletkenliğe sahiptir. Hafif ve ekonomik çalışmalar için kullanılır [46]. Altın

yüksek iletkenlik ve düşük dirence sahiptir. Elektronik uygulamalarda kullanılır [47]. NiTi; bakır, altın, alüminyum gibi diğer metallerle karşılaştırıldığında nispeten düşük iletkenliğe sahiptir. Bu nedenle daha yüksek direnç gösterir ve daha yüksek bir empedans yanıtı beklenir [48-50]. Ayrıca NiTi'nin şekil hafıza ve süperelastiklik özellikleri ile görülen faz dönüşümleri, direnç değişimini etkileyerek empedansın da değişmesini sağlar [12].

1.1.2. Nitinolün Kullanım Alanları

Tablo 1. NiTi'nin kullanım alanları

Kullanım Alanları	Kullanıldığı Yerler
Biyomedikal Uygulamalar	Stentler [51, 52], bobinler [21], kateterler, mini invaziv cerrahi aletler [21], venöz filtreler [21], intraspinal implantlar [21], intramedüller çiviler [21], gözlük burunluğu [53]
Havacılık ve Uzay Endüstrisi	Ultra yüksek frekanslı antenler [54] , aktüatörler [55]
Otomotiv Endüstrisi	Adaptif bileşenler [56], sismik sönümleyiciler [57]
Elektronik ve Robotik Uygulamalar	Isı motoru [58], aktüatörler [59], elektrotlar [60]

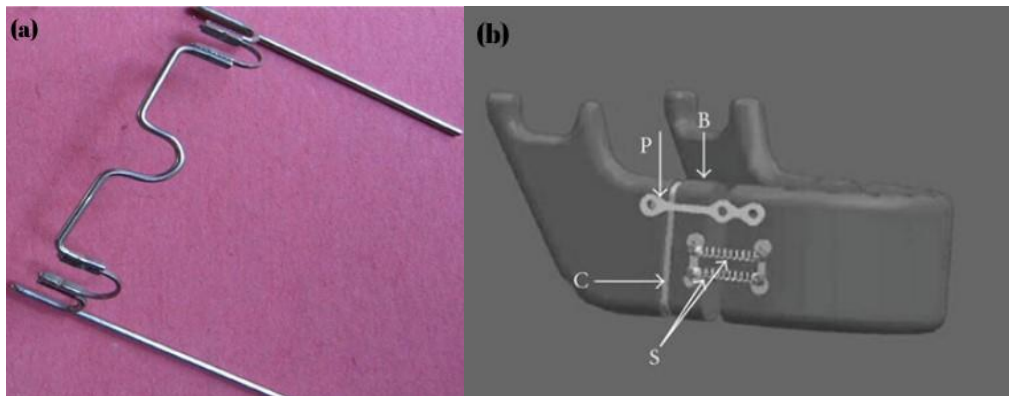
1.1.2.1. Biyomedikal Uygulamalar

NiTi'nin şekil hafıza etkisi ve süperelastiklik özelliklerine ek olarak iyi korozyon ve bükülme direncine, bilgisayarlı tomografi ile manyetik rezonans [51] uyumluluğuna sahip olması ve biyouyumlu bir malzeme olması [24, 52] biyomedikal cihazların üretiminde, özellikle de mini invaziv tekniklerde yaygın kullanımına neden olmuştur. Ayrıca, paslanmaz çelik 316L ve krom-kobalt (Cr-Co) alaşımları gibi biyomedikal cihazlar için yaygın olarak kullanılan diğer metalik malzemelerle karşılaştırıldığında, NiTi'nin mekanik davranışı biyolojik doku tepkisine [61] daha benzerdir.

NiTi'nin biyomedikal alandaki ilk uygulaması, Iowa Üniversitesi'nden Dr. Andreasen'in 1975 yılında gerçekleştirdiği implantasyonla başlamaktadır. Bu uygulama, NiTi alaşımının psödoelastik özelliğinden faydalanarak yapılan bir ortodontik cihazın ilk kullanımını içermektedir [62]. NiTi teller, ağız boşluğu sıcaklığında östenitik fazda bulunduğunda, çoklu braketlerle sabit ortodontik tedavide (Şekil 8) uzun yıllardır başarıyla kullanılmaktadır [63]. Özellikle, tel braketlere yerleştirildikten sonra geniş diş hareketlerini düzeltebilmek için süperelastisiteden faydalanılarak sabit bir kuvvet oluşturulur. Teli yerleştirme sürecinde doktor, telin şeklini değiştirir ve bu işlem, östenitten tek değişkenli martenzite dönüşüm aşamasını başlatır. Malzeme bir kez konumlandırıldıktan sonra, ağız boşluğu sıcaklığında stabil olan östenit fazına geri dönmeye çalışır ve bu süreçte geniş bir plato ile karakterize edilen kuvvet-yer değiştirme eğrisindeki azalan kısmı takip ederek orijinal şeklini geri kazanmaya çalışır [64].



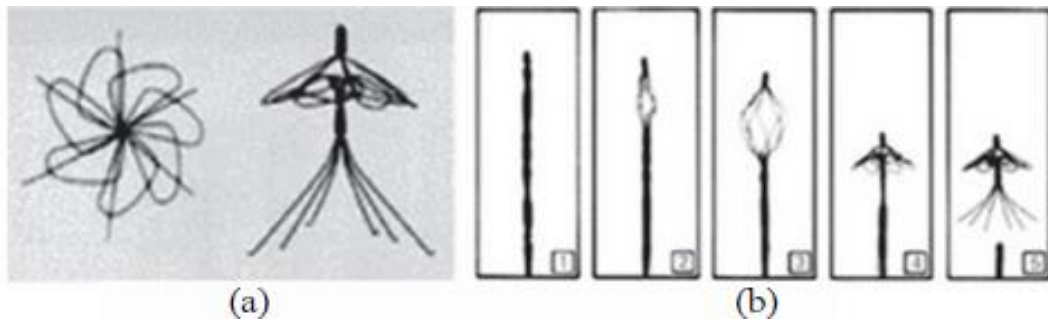
Şekil 8. NiTi ortodontik tel [64]



Şekil 9. (a) damak kemeri, (b) ortodontik distraktör [65]

ŞHA telleri ayrıca çelik damak kemerlerine de yerleştirilir (Şekil 9(a)). Üst azı dişlerine bir damak kemeri yerleştirilerek döndürme, genişletme ve döndürme kuvvetleri uygulanır. Psödoelastik özelliklere sahip ŞHA'lar ile yapılan parçalar, cihazın tamamen çelikten yapılan kemerlere göre daha hafif olmasını sağlar ve sabit kuvvetler uygular. Ayrıca, bu psödoelastik davranış, mandibula bölgesinde dişlerin aşırı sıkışıklığını çözmek için kullanılan ortodontik distraktörlerin (Şekil 9(b)) üretiminde de kullanılır. Mandibular simfizel distraksiyon osteogenezinden sonra bu cihaz, mandibulanın genişlemesini sağlamak amacıyla kullanılır [64, 65].

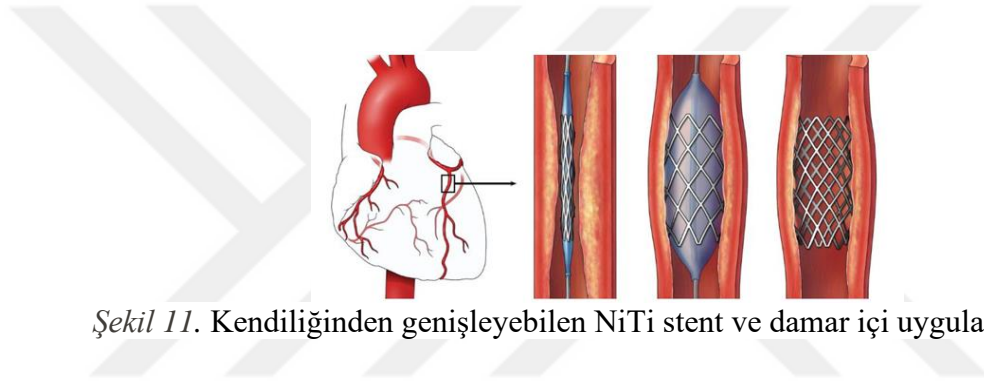
Şekil hafızası ile geliştirilen ilk kardiyovasküler cihaz Simon filtresidir [24]. Simon filtresi (Şekil 10), kan damarı kesintileri için kullanılan yeni nesil cihazları temsil eder ve pulmoner emboliyi önlemek amacıyla tasarlanmıştır. Antikoagülan ilaçları kullanamayan kişiler, Simon filtresinin başlıca kullanıcılarıdır [21]. Simon filtresinin amacı, kan dolaşımı içinde hareket eden pıhtıları filtrelemektir. Filtre, zamanla kan dolaşımı tarafından çözülen bu pıhtıları hapseder. İnsan vücuduna filtre yerleştirilirken şekil hafızası etkisinden yararlanır: Filtre, martenzitik haldeki orijinal şeklinden deforme edilir ve bir kateter ucuna yerleştirilir. Kateterden akan tuzlu su çözeltisi düşük bir sıcaklığı korurken, filtre vücuda yerleştirilir. Kateter filtreyi serbest bıraktığında, tuzlu su çözeltisinin akışı durdurulur. Böylece kan akışı, filtrenin eski şekline dönmesini sağlayan ısınmayı teşvik eder [36]. Atriyal deliği kapamak için kullanılan atriyal septal tıkama cihazı da şekil hafıza etkisi ile çalışan cihazlara örnek olarak verilebilir [66].



Şekil 10. a) Simon filtresi, b) Simon filtresi prosedürü [21]

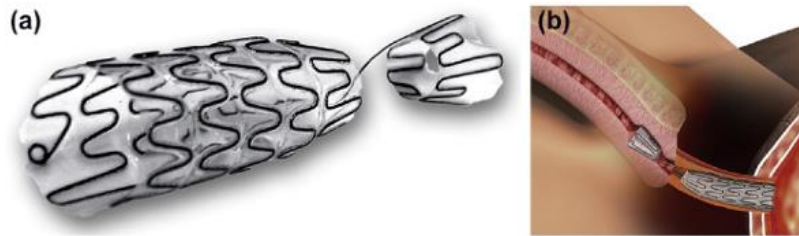
NiTi'nin bir diğer kullanım alanı ise stentlerdir [67, 68]. Adını diş hekimi CT Stent'ten alır. Kendiliğinden genişleyen stentler, kan damarının iç çapını korumak için kullanılan önemli bir kardiyovasküler uygulamadır [21]. Özofagus ve safra kanalı gibi herhangi bir

tübüler geçişi ve koroner, iliak, karotid, aort ve femoral arterler [36] gibi kan damarlarını desteklemek amacıyla çeşitli durumlarda kullanılmaktadır [21]. Tıkanıklık olan bölgeye balon vasıtasıyla büzülmüş olarak martensit fazında yerleştirilen stent (Şekil 11), vücut ısısının etkisiyle östenit fazına dönüşerek orijinal şeklini alır ve genişler. Bu sayede tıkanıklık olan yer stent yardımıyla açılmış olur. Stent, kullanım süresince vücut sıcaklığında kalır ve genişlemiş halini korur, böylece damar tıkanıklığı giderilmiş olur [69, 70]. Bu cihaz sadece anjiyoplasti işleminde bir damarın tekrar tıkanmasını önlemek amacıyla değil, aynı zamanda zayıflamış bir damarın desteklenmesi amacıyla anevrizma tedavisinde de kullanılabilir [36].



Şekil 11. Kendiliğinden genişleyebilen NiTi stent ve damar içi uygulanması [30]

NiTi stentler aynı zamanda ürolojide de kullanılabilir. Üretral stent, esnek ve kıvrılabilir olma özelliği sayesinde idrar yolu tıkanıklıklarının tedavisinde kullanılır (Şekil 12). NiTi alaşımından üretilen bu stentin, hastalar üzerinde yapılan çalışmalarda etkili olduğu ve hastaların yaşam kalitesine katkı sağladığı gözlemlenmiştir [71, 72].



Şekil 12. (a) Üretral stent, (b) Stentin uygulanması [30]

NiTi'nin biyomedikal uygulamalarda ayrıca diş frezi [73, 74], diş düzeltici [75], diş implantı [74], kalça eklem implantı [76], ortopedik zımba [77], protez [75], fiksator [75], kemik içi çivi uygulaması [78], intramedüller çivi uygulaması [79], omurga bileziği [77], safra kanalı ve böbrek taşlarının çıkarılmasında kullanılan cihaz [30], dikiş

kancası [30], laparoskopi aletleri [36], kemik plakaları [77], ellerin hareketlerini destekleyen eldiven [21], aort kapağı [80] gibi alanlarda da kullanımları vardır.

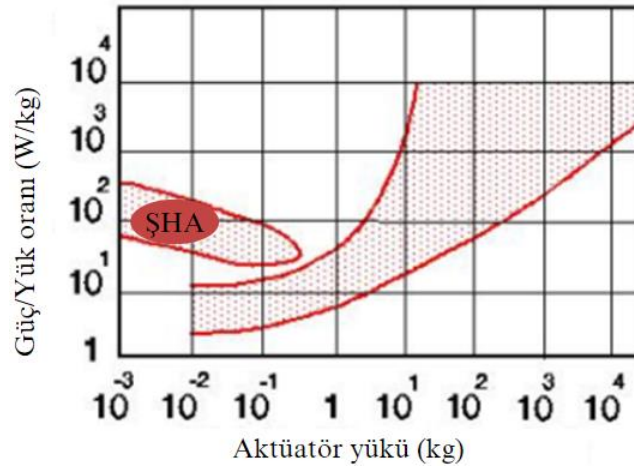
1.1.2.2. Elektronik ve Robotik Uygulamalar

NiTi'nin elektronik ve robotik uygulamalarındaki kullanım alanlarından biri aktüatörlerdir (Şekil 13). Şekil hafızalı alaşımların aktüatörlerde kullanımı, otomotiv, ev aletleri ve diğer çeşitli endüstriyel uygulama alanlarında yaygın olarak kullanılan elektromanyetik aktüatörlere alternatif olabilecek sağlam, basit ve hafif elemanlar geliştirme fırsatı sunar. Şekil 14'de geleneksel ve şekil hafızalı alaşım aktüatörlerin kıyaslanmasına dair bir grafik verilmiştir. NiTi'nin nispeten yüksek geri kazanım gerilimi sayesinde, önemli kuvvet ve strok sağlayabilen aktüatörler tasarlanabilir.

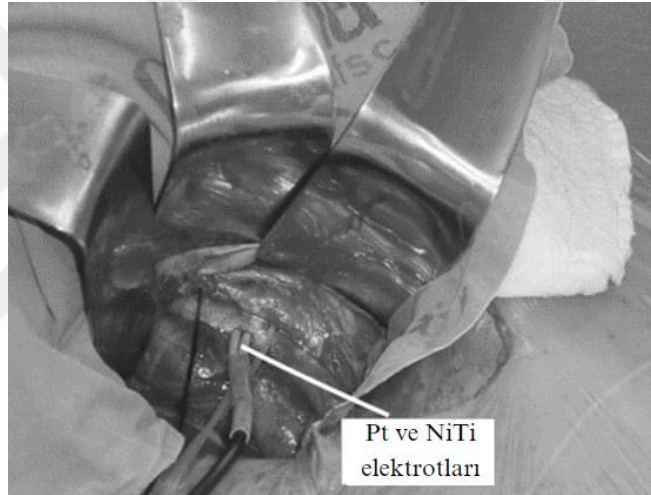


Şekil 13. NiTi yaylı aktüatör [59]

NiTi, özellikle malzeme hacmi başına iş çıkışı miktarı ve diğer aktüatör prensiplerine göre büyük miktarda geri kazanılabilir deformasyon miktarı açısından en iyi özellik kombinasyonunu gösterir. Bir aktüatör için şaşırtıcı derecede basit mekanik tasarımı ve azaltılmış hareketli parça sayısı, şekil hafızalı alaşımları mikrosistem uygulamaları için özellikle çekici kılmaktadır [81]. NiTi'nin aynı zamanda elektrot olarak kullanımı da mevcuttur (Şekil 15) [60, 82].



Şekil 14. Geleneksel ve şekil hafızalı alaşım aktüatörlerin kıyaslanması [81]



Şekil 15. NiTi'nin invaziv elektrot olarak kullanımı [60]

Srivastava vd. (2016) yaptıkları çalışmada NiTi'nin kuvvet algılama yeteneklerini ve gerinim ölçüm aralıklarını test etmişlerdir. Geleneksel gerinim ölçerler için kullanılanla aynı algılama prensibine sahip olduğu, maliyet ve kurulum süreci açısından daha avantajlı olduğu görülmüştür. Kataterler ve cerrahi iğneler gibi esnek ve iletken cerrahi aletlerde kullanım potansiyeli olabileceğini bildirmişlerdir [11]. Başka bir çalışmada, NiTi'nin dönüşüm sırasında değişen elektrik direnci sayesinde bir algılama elemanı olarak kullanılabilmesi; biyonik, rehabilitasyon cihazları, insan-robot etkileşimi gibi birçok alanda sensör olarak kullanılma potansiyeli bulunduğu belirtilmiştir [12]. Bunlara rağmen NiTi'nin biyosensör olarak kullanımına dair herhangi bir çalışma bulunmamaktadır.

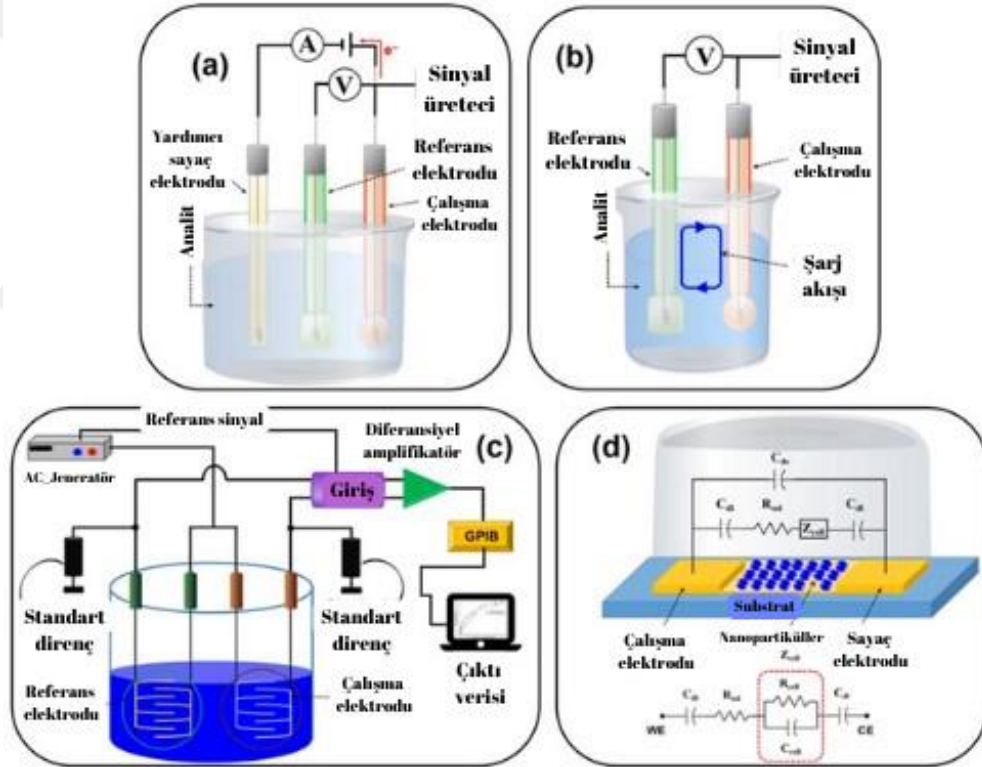
1.2. Biyosensörler

Biyosensör, Uluslararası Temel ve Uygulamalı Kimya Birliği (IUPAC, International Union of Pure and Applied Chemistry) tarafından “kimyasal bir bileşiğe karşı verilen biyolojik yanıtı optik, termal ya da elektriksel sinyallere dönüştüren cihazlar” olarak tanımlanmaktadır [83]. Biyosensörlerde metal ve metal alaşımı transdüserler, çeşitli türlerde ve çalışma prensiplerinde kullanılabilirler. Transdüser türleri genel olarak elektrokimyasal, optik, piezoelektrik, termal olarak sınıflandırılabilir [6].

Empedans, biyosensörlerin algılama mekanizmasında kritik bir parametredir ve analitlerin tespit edilmesi ile biyomoleküler etkileşimlerin izlenmesinde temel bir rol oynar [84, 85]. Biyosensör yüzeyine analitlerin bağlanması, yüzeydeki elektriksel ve kimyasal özelliklerde değişikliklere yol açar [85]. Bu değişiklikler empedans spektroskopisi ile ölçülerek analiz edilir. Örneğin, bir antijen-antikor reaksiyonu sırasında, bağlanma olayı empedansın değişmesine neden olur ve bu değişiklik algılanarak analit varlığı tespit edilir [86]. Empedans ölçümleri, biyosensör yüzeyindeki kapasitans ve direnç değişikliklerine duyarlıdır. Analitlerin yüzeye bağlanması, yüzeydeki dielektrik özellikleri değiştirir ve bu, empedans spektrumunda belirgin bir değişiklik olarak gözlemlenir. Kapasitans değişiklikleri, biyosensör yüzeyine bağlanan moleküllerin sayısı ve türü hakkında bilgi verir. Çift tabaka kapasitansı, biyosensör yüzeyindeki yüklü partiküllerin (iyonlar, biyomoleküller) birikimi ile oluşan elektriksel çift tabakanın kapasitesini ifade eder. Analitlerin bağlanması, bu çift tabakanın kapasitesini değiştirir ve bu değişiklik empedans ölçümleri ile tespit edilir. Yüklü partiküller biyosensör yüzeyine bağlandıkça, çift tabaka kapasitansı artar veya azalır ve bu empedans spektrumunda gözlemlenir. Ayrıca, biyosensör yüzeyinde gerçekleşen elektrokimyasal reaksiyonlar da empedans spektrumunda belirgin değişiklikler yaratır ve analit varlığı ile konsantrasyonu hakkında bilgi sağlar. Empedans spektroskopisi, biyosensörlerin analitlerle etkileşimlerini gerçek zamanlı ve sürekli olarak izleme imkanı sunar, bu da biyosensörlerin dinamik süreçleri takip etmesini ve hızlı yanıt vermesini sağlar. Bu özellikler, biyosensörlerin yüksek hassasiyet, spesifisite ve geniş bir uygulama yelpazesinde kullanılabilme yeteneklerini artırır [85].

1.2.1. Elektrokimyasal Biyosensörler

Elektrokimyasal transdüserler, biyolojik reaksiyonların neden olduğu elektriksel değişiklikleri ölçer. Bu değişiklikler genellikle elektrot yüzeyindeki redoks tepkimeleri veya iyon değişimleri olarak ortaya çıkar. Analite seçici bağlanma ve elektriksel iletim özellikleri, elektrokimyasal transdüserlerin hassas, duyarlı ve hızlı bir şekilde biyolojik sinyalleri tespit etmesine olanak tanır [87-89]. Elektrokimyasal biyosensörler, elektrik akımını hesaplaması, potansiyel veya yük birikimi, empedans ve değiştirilmiş ortam iletkenliği gibi parametrelere göre sırasıyla voltametrik/amperometrik, potansiyometrik, kondüktometrik ve impedimetrik olarak kategorize edilir (Şekil 16) [87].



Şekil 16. Elektrokimyasal sensör çeşitleri (a) amperometrik/voltametrik, (b) potansiyometrik, (c) kondüktometrik biyosensörlerin ve (d) impedimetrik biyosensörün eşdeğer devresinin şematik diyagramı (C_{dl} = elektrotların çift katmanlı kapasitansı, R_{sol} = çözelti direnci, C_{de} = elektrot kapasitansı, $Z_{hücre}$ = bağlı nanopartiküller tarafından tanımlan empedans ve $R_{hücre}$ ve $C_{hücre}$ paralel direnç ve kapasitans) [7]

Amperometrik biyosensörler iki veya üç elektrotlu konfigürasyonlarda çalışır. Bu sensörler, referans elektroda göre çalışma elektroduna sabit bir potansiyel uygulandığında çalışma elektrodunda elektroaktif türlerin elektrokimyasal oksidasyonu

veya indirgenmesi nedeniyle üretilen akımı ölçer. Çalışma elektrodunun yüzeyinde üretilen akım, çözültide bulunan analitin konsantrasyonuyla orantılıdır [90, 91].

Voltametrik biyosensörler, uygulanan potansiyelin kontrollü değişimi sırasında akımı ölçerek analiti tespit eder. Bu sensörlerin avantajları arasında son derece hassas ölçümler ve birden fazla analitin eş zamanlı tespiti yer alır [6]. Potansiyometrik biyosensörler, sıfır akım altında referans elektroda göre çalışma elektrodunda analit ve biyoreseptör etkileşimi nedeniyle biriken yükü ölçer. Bir biyokimyasal reaksiyonu potansiyel sinyaline dönüştürmek için iyon seçici elektrotlar ve iyon duyarlı alan etkili transistörler kullanılır [92].

Kondüktometrik biyosensörler, elektrokimyasal reaksiyon nedeniyle elektrot çifti arasındaki iletkenlikteki değişimi ölçer (analitin iletkenlik özelliklerindeki değişim). Kondüktometrik ve impedimetrik biyosensörler genellikle canlı biyolojik sistemlerdeki metabolik süreçleri izlemek için kullanılır [93].

İmpedimetrik biyosensörler, küçük bir sinüzoidal uyarım sinyali uygulandığında elektrot/elektrolit arayüzünde üretilen elektriksel empedansı ölçer. Sensör elektrotunda düşük genlikli AC voltajının uygulanmasını içerir ve ardından faz içi/faz dışı akım tepkisi, bir empedans analizörü kullanılarak frekansın bir fonksiyonu olarak ölçülür. İmpedimetrik transdüserler, biyolojik örneklerdeki elektriksel empedans değişikliklerini ölçerek analitlerin tespitini sağlar. Düşük maliyetli, hızlı yanıt veren ve geniş dinamik aralıklı ölçümler yapabilen sistemlerdir [94].

Genel olarak metal veya metal alaşımlarının fiziksel ve elektriksel özelliklerinin biyosensörlerde transdüser olarak kullanımında etkilidir. Yüksek iletkenlik özellikleri sayesinde hızlı sinyal iletimi sağlar, biyosensörlerin tepki süresini kısaltır. Sahip oldukları düşük direnç özellikleri ile elektriksel kayıpları minimize eder, sinyal gücünü artırarak hassasiyeti artırır. Yüksek yüzey alanına sahip olmaları biyomoleküllerin yüzeye adsorpsiyonunu artırır, sinyal amplifikasyonunu sağlar ve algılama limitini (LOD, Limit of Detection) düşürür. Mekanik dayanıklılıkları transdüserlerin uzun ömürlü olmasını sağlar, mekanik streslere karşı direnç gösterir. Biyoyumlu olan metal veya metal alaşımları biyolojik sistemlerle etkileşimde güvenilirlik sağlar, biyosensörlerin tıbbi uygulamalarda kullanılabilirliğini artırır.

Metal ve metal alaşımların fiziksel ve elektriksel özellikleri, biyosensörlerin hassasiyetini önemli ölçüde etkiler. Biyosensörlerde kullanılan metal ve metal alaşımı transdüserlerin mekanik ve elektriksel modellenmesi, bu transdüserlerin tasarımı, optimizasyonu ve performansının anlaşılması açısından büyük önem taşır. Metal ve metal alaşımı transdüserlerin mekanik modellenmesi, bu materyallerin fiziksel dayanıklılığını ve uzun vadeli stabilitesini değerlendirir. Özellikle biyosensörler, çeşitli biyolojik ortamlarda ve uygulama koşullarında maruz kalabilecekleri mekanik streslere karşı dayanıklı olmalıdır. Bazı metal alaşımları, özellikle NiTi, Şekil hafızası veya süperelastik özelliklere sahiptir. Mekanik modelleme, bu özelliklerin tasarım ve işlevsellik üzerindeki etkilerinin anlaşılmasına yardımcı olur. Bu zellikler, biyosensörlerin belirli koşullarda Şekillerini korumasını veya elastik deformasyonlara karşı direnç göstermesini sağlar. Mekanik deformasyon simülasyonu ile, biyolojik numuneler veya ortamlarla etkileşimde nasıl bir deformasyon yaşayacaklarını simüle etmeye olanak tanır. Bu, transdüserin performansını ve algılama hassasiyetini etkileyen faktörleri önceden belirlenebilmesine yardımcı olur. Elektriksel modellenmesi ise transdüserlerin elektriksel dirençleri, kapasitansları (C, capacitance), endüktansları (L, inductance) gibi elektriksel özelliklerini analiz eder. Bu, transdüserlerin elektriksel performansını optimize etme ve istenmeyen elektriksel etkileşimleri azaltma sürecinde kritik bir rol oynar. Biyosensörlerde sinyal amplifikasyonunun nasıl gerçekleştirileceğinin anlaşılmasına yardımcı olur. Metal transdüserlerin yüksek iletkenlikleri ve düşük dirençleri, sinyal gücünü artırarak biyolojik analitlerin algılanmasını ve sinyal okuma cihazlarına iletilmesini kolaylaştırır. Metal ve metal alaşımı transdüserler genellikle biyosensörlerin elektrotlarında kullanılır. Elektriksel modellenme, elektrotların geometrisi, boyutları ve malzeme özelliklerinin nasıl seçileceğini ve optimize edileceğini belirlememize yardımcı olur. Bu da biyosensörün algılama hassasiyetini, seçiciliğini ve stabilitesini artırabilir.

Sonuç olarak, metal ve metal alaşımı transdüserlerin mekanik ve elektriksel modellenmesi, biyosensörlerin geliştirilmesinde kritik bir adımdır. Bu modellemeler, biyosensörlerin tasarım sürecinde optimize edilmesine ve performanslarının iyileştirilmesine olanak tanır. Bu da daha hassas, güvenilir ve uzun ömürlü biyosensörlerin geliştirilmesini sağlar. Yeni metal veya metal alaşımlarının biyosensörlerde kullanım potansiyelinin keşfedilmesine ve daha önce mümkün olmayan

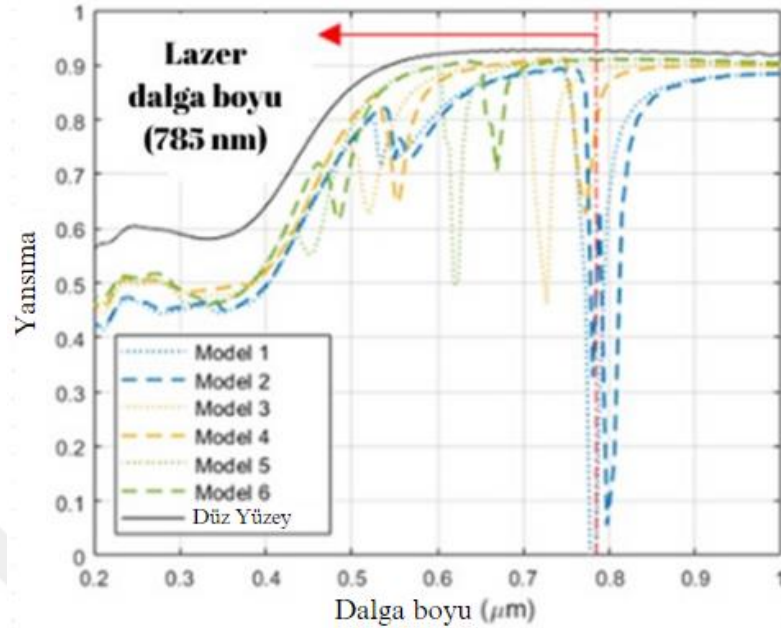
uygulamaların geliştirilmesine yol açabilir. Bilgisayar destekli simülasyonlar ve modellenme yöntemleri, deneme yanılma sürecini azaltarak tasarım sürecini hızlandırabilir ve maliyetleri düşürebilir. Kısaca modelleme, transdüserlerin dayanıklılığının, performansının, hassasiyetinin ve güvenilirliğinin optimize edilmesine ve biyosensör teknolojisinin gelecekteki uygulamalarının genişletilmesine yardımcı olur.

1.3. Matematiksel Modelleme Yöntemleri

Matematiksel modelleme, gerçek cihazların ve nesnelerin davranışının matematiksel terimlerle temsil edilmesidir. Gözlemlerin analiz edilmesiyle; gözlemlenen davranış veya sonuçları tanımlayan modelle, bu davranış ve sonuçların neden bu şekilde olduğunu açıklayan modeller ya da henüz görülmemeyen veya ölçülmemeyen gelecekteki davranış veya sonuçları tahmin etmemize olanak tanıyan modeller oluşturulabilir. Mühendislikte, tasarlanacak cihaz veya süreç olduğunda bunların davranışlarını tahmin edebilmek ve bu davranışın istedikleri gibi olup olmadığını görmek için nesnelere ve cihazları tanımlayabilmeli ve analiz edebilmelidirler [95]. Matematiksel modellemede sayısal analiz yöntemleri önemli bir rol oynar. Sayısal analiz yöntemleri, karmaşık matematiksel modelleri bilgisayar algoritmalarıyla çözmek için geliştirilmiş tekniklerdir [96]. Literatürde NiTi'nin modellenmesi için sayısal analiz yöntemleri arasında Zamanda Sonlu Farklar (FDTD, Finite Difference Time Domain) yöntemi [97] ve Sonlu Elemanlar Analizi (FEA, Finite Element Analysis) [98] yöntemi kullanılmıştır.

1.3.1. FDTD

FDTD yöntemi akustik dalga analizi [99], elektromanyetik dalgalar [100] optik [101] özelliklerinin analizinde kullanılmaktadır. Bu yöntemi kullanan FDTD Lumerical programıyla yapılan bir çalışmada [97] NiTi'nin optik özelliklerinin analizi gerçekleştirilmiştir. Şekil 17'de bu çalışmaya ait FDTD kullanılarak oluşturulan NiTi simülasyon sonuçları verilmiştir.



Şekil 17. FDTD kullanılarak oluşturulan NiTi simülasyon sonuçlarından her modelin yansıma eğrileri [97]

1.3.2. FEA

FEA yöntemi akışkanlar mekaniği [102], yapı statiği [103] ve elektriksel özelliklerin [104] analizinde kullanılmaktadır. Matematiksel modellere dayanan FEA'da model tanımları ve geliştirme prosedürleri, simülasyon yöntemine bağlıdır [105]. FEA yöntemi ile modal analiz yapılabilmektedir [106]. FEA süreci genel olarak üç aşamadan oluşur. Bunlar ön işleme aşaması, çözüm aşaması ve işlem sonrası aşamadır.

Ön işleme aşamasında;

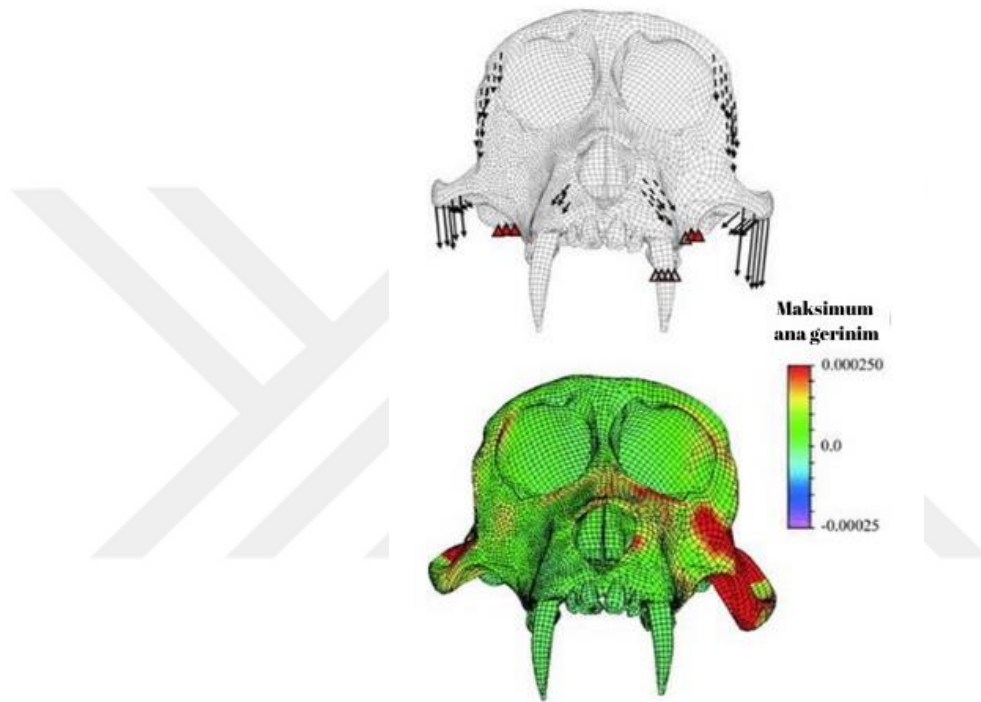
- Eleman tipi tanımlanır.
- Verilen malzemenin özelliği tanımlanır. Malzemeye fiziksel özellikler atanır. Özellikle Young modülü ve Poisson oranı önemli fiziksel özelliklerdir. Bu özellikler sayesinde malzemenin bir yük uygulaması sonrasındaki davranışı belirlenir.
- Modelin geometrisi oluşturulur.

Çözüm aşamasında;

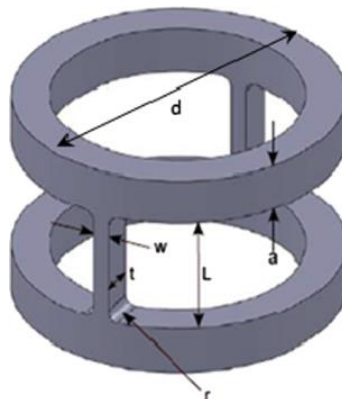
- Sınır koşulu tanımlanır. Modelin deformasyonunu incelemek için sınır koşulları ile kısıtlanması gereklidir.

İşlem sonrası aşamada;

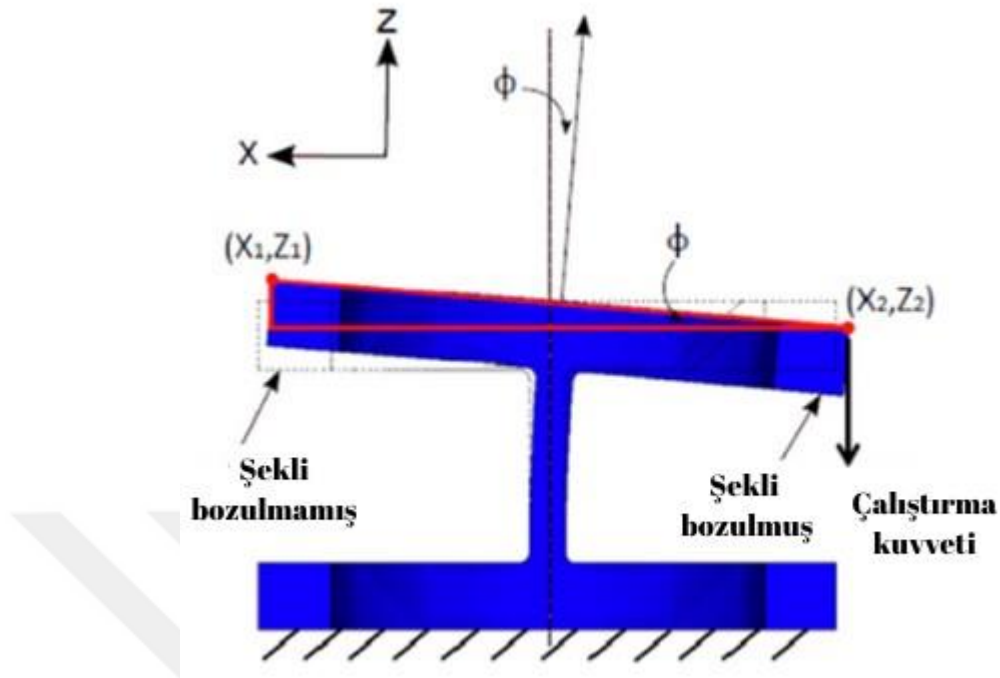
- Sonuç çıktısı elde edilir. Bu çıktı grafik çıktı, sayısal çıktı veya animasyonlu çıktı şeklinde olabilir [107]. Şekil 18, 19 ve 20’de FEA kullanılarak yapılan modelleme örnekleri görülmektedir.



Şekil 18. FEA kullanılarak oluşturulmuş yüzün gerinim modeli [108]



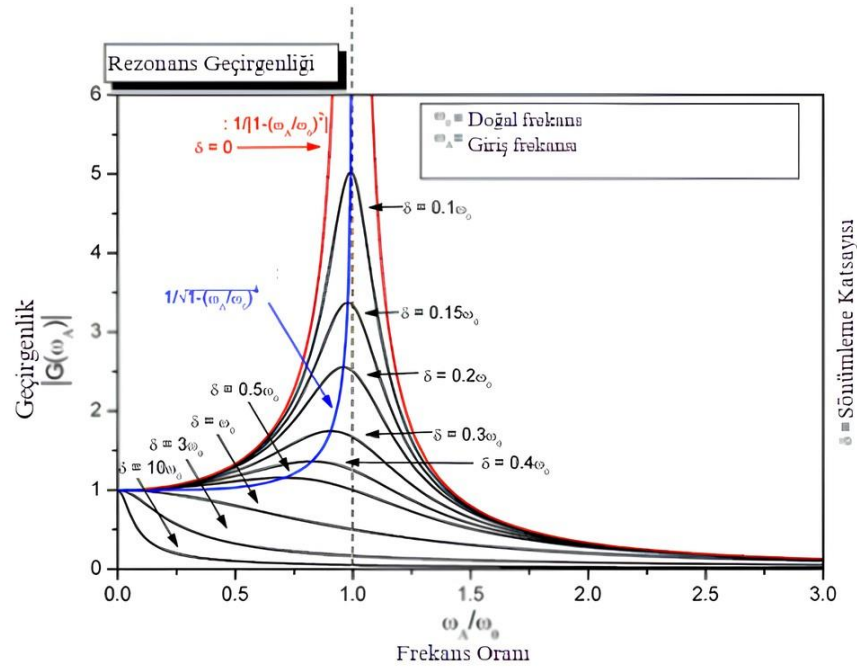
Şekil 19. FEA kullanılarak ANSYS ile oluşturulan NiTi artikülasyon yapısının geometrik şekli [98]



Şekil 20. Yarım simetri modelinde artikülasyon açısı (ϕ) [98]

1.3.2.1. Modal Analiz

Modal analiz, dinamik uyarım altında mekanik yapıların dinamik davranışıyla ilgilenir. Sistem bileşenlerinin bütünlüğünün bozulmasına neden olan titreşimlerin nedenlerinin belirtilmesine yardımcı olur [109]. Bir sistemin titreşim özelliklerini incelemek için, doğal frekansları ve karşılık gelen titreşim modu şekillerini araştıran önemli bir analizdir [110]. Doğal frekans, bir cismin sadece esnekliğine ve kütesine bağlı olan ve o cismin uyarıldığında yüksek genlikle, sürekli olarak titreşeceği frekanstır. Bir cismin doğal frekansıyla çakışan bir frekansta uyarılması veya bir milin kritik hızında döndürülmesi sonucunda ortaya çıkan fiziksel olaya ise “Rezonans” denir. Rezonansa girmiş bir cisim aşırı şekilde titreşir. Bu frekansta o cisim üzerine etki eden atalet kuvvetiyle cismin esnekliğinden kaynaklanan yay kuvveti birbirine eşit; fakat ters işaretli olduğundan birbirini götürür. Geriye sadece sönümleme kuvveti kalır. Bu kuvvet de sönümleme katsayısına bağlı olarak cismin hangi genlikle titreşeceğine karar verir [111]. Bu nedenle malzemenin modal analiz ile bulunan doğal frekanslarda uyarılması ile yüksek genlikte yanıt alınması sağlanabilir.



Şekil 21. Titreşimi frekansla karşılaştıran rezonans frekansının grafiksel bir gösterimi. Giriş frekansı ω_A 'nın doğal frekans ω_0 'a eşit olduğu zirveler [112]

Burnett vd. (2018) yaptıkları çalışmada [112] uygulanan yükün (veya x eksenindeki girdinin) frekansı rezonans frekansına yaklaştıkça, yanıtın genliği (y eksenindeki) sonsuza yaklaştığını göstermişlerdir (Şekil 21).

Modal analiz ayrıca harmonik tepki analizi için de bir başlangıç noktası olabilir [113]. Modal analizin iki temel yöntemi bilinmektedir. Bunlar, sayısal modal analiz ve deneysel modal analizdir. Deneysel modal analizi, matematiksel bir modelin türetildiği ölçüm girdi verileriyle ilgilendir. Bununla birlikte, modelin inşa edildiği farklı analiz seviyelerine sahip olması gerekir. Bu analizin ana kısmı Frekans Yanıt Fonksiyonu (FRF, Frequency Response Function) eğrisinin belirlenmesinden oluşmaktadır [114]. Modal analiz sonucunda ilk altı mod şekli ve ilk altı doğal frekansı içeren tablo gösterilir [109]. Malzemenin spesifik tepki etkilerini analiz etmek için, modal analiz temelinde yapılması gereken harmonik tepki analizine de ihtiyaç vardır [115]. Bu analiz sonucunda plaka titreşimlerinin rezonans frekansları ve genlikleri belirlenir [116]. Modal analizden sonra geometri ve yapıya ilişkin veriler doğrudan harmonik analiz için içe aktarılabilir. Harmonik analiz temel olarak, kullanıcıyı malzemenin çalıştırılması gereken frekans aralığı hakkında uyaracak olan frekans yanıtını verecektir ve analiz

ayrıca malzemenin harmonik olarak değişen yüklerdeki davranışını da tanımlayacaktır [117].

1.3.2.1.1. Modal Analizde Kullanılan Simülasyon Programları

Literatürde modal analiz gerçekleştirilirken Solidworks [109], Matlab [118], Comsol [119], FreeCad [120], ADINA [121], BMODES [122], NASTRAN [123], ARTEMİS [124], ANSYS [125] gibi yazılımlardan faydalanılmıştır.

- **SolidWorks**

Solidworks ile yapılan çalışmada [109], ANSYS yazılımının sonlu eleman modeli oluşturma seçeneklerinin Solidworks'e göre daha iyi olduğu bildirilmiştir.

- **Comsol**

COMSOL ile gerçekleştirilen çalışmalarda [126-128] NiTi'nin elektriksel değil, termal özelliklerinin analizi gerçekleştirilmiştir.

- **FreeCad**

FreeCad ile yapılan çalışmada [120] tek başına bu yazılım yeterli olmamış, ANSYS ile birlikte çalışma yapılmıştır.

- **ADINA**

Araştırmacılar, ADINA yazılımını kullanarak yaptıkları modal analizde [121] deneysel bir analiz gerçekleştirmişlerdir. Bu analiz, ekipman kullanılarak yapılan bir ön çalışma gerektirmektedir. Çalışmacılar ölçüm ekipmanlarındaki kısıtlamalardan dolayı analizlerin 20-30 kHz seviyelerinde bile yapılamadığını belirtmişlerdir. Bu nedenle ADINA yazılımı, bizim MHz seviyelerinde gerçekleştirmek istediğimiz çalışma için uygun olmamaktadır. ADINA kullanılarak yapılan başka bir çalışmada [129], ANSYS ile modal analiz yapılmış olup ADINA yazılımından ise sadece sayısal hesaplama kısmında faydalanılmıştır.

- **BModes**

Yin vd. (2009) rüzgar türbinlerinin modal analizini gerçekleştirirken BMode ve ANSYS'ten faydalanmışlardır. Yapılan çalışmada ANSYS yazılımının modelin frekanslarını daha iyi tahmin edebildiği ve ANSYS ile elde edilen doğal frekansların daha iyi keskinliğe sahip olduğu sonucuna varılmıştır [122].

- **Nastran**

NASTRAN, ŞHA ile yapılan bir çalışmada malzemenin termal ve gerilim özelliklerine bağlı olarak modellenmesinde kullanılmıştır ancak bu çalışma modal analiz içermemektedir [130]. Hu vd. (2017) NASTRAN ve ANSYS ile yaptıkları çalışmada NASTRAN'ın verilerin spesifik analizi için yetersiz olduğunu, daha fazla teste ihtiyaç duyulduğunu bildirmişlerdir. Çalışmacılara göre ANSYS Workbench, sonlu elemanlar analizinin zayıf kısımları için daha iyi işlevine sahiptir, yapı optimizasyonu için sayısal bir temel sağlayan güvenilirliği sağlamak için iyileştirme planını hızlı ve etkili bir şekilde ortaya koyabilir [131].

- **Artemis**

Artemis yazılımı modal analiz öncesinde ölçümler yapılması ve bu ölçümlerin sisteme aktarılıp ölçümler üzerinden tahmin yapılması üzerine çalışır [124]. NiTi malzemenin özelliklerinin programa tanıtılamaması ve ölçümden elde edilen veriler üzerine çalışması, malzeme özellikleri üzerinden uygun boyutun belirlenmesi amacıyla yapacağımız çalışmaya uymamaktadır. Aynı zamanda ön işlem gerektirmesi zaman açısından dezavantaj sağlamaktadır.

- **MATLAB**

Iglesias (2000) [132], çalışmasında modal analiz gerçekleştirirken, MATLAB yazılımından bir sonlu eleman yazılım paketi olan Quick Field analizi ile birlikte yararlanmıştır. Bu çalışma Quick Field ile elde edilen verilerin MATLAB üzerinde analiz edilmesine dayanmaktadır. Ayrıca bu analiz ön çalışma gerektirmektedir [132]. MATLAB ile yapılan diğer modal analiz çalışmalarında ise MATLAB, ANSYS'e ek olarak kullanılmış [133], COMSOL ile elde edilen verilerin değerlendirilmesinde kullanılmıştır [134]. Kısaca MATLAB ile başlı başına modal analizi

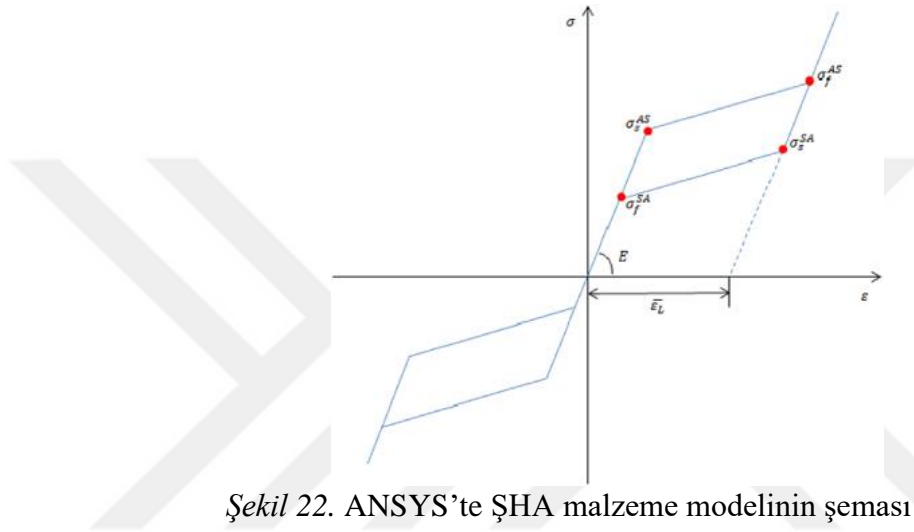
gerçekleştirilmemiş, modal analiz öncesinde veya sonrasında aşamalarda yardımcı bir yazılım olarak kullanılmıştır.

- **ANSYS**

Literatürde [98, 113, 127, 135] NiTi'nin sonlu eleman modeli oluşturulmasında ANSYS programının kullanıma dair birçok örnek bulunmaktadır. ANSYS, ŞHA malzemelerin özelliklerini simüle edebilir (Şekil 22) [136]. Bununla birlikte ANSYS, NiTi'nin süperelastik etkisini simüle edebilir. Bunun örneği Liu vd. (2013)'nin kompakt boyutta büyük bir sapma açısı ve kuvvet elde etmek için süperelastik NiTi kullanan uyumlu bir mafsal yapısı öne sürdükleri çalışmalarında [98] görülebilir. Bu yapıyı tanımlamak için altı geometrik parametre kullanmışlar ve sonlu elemanlar analizi kullanılarak değerlendirmişlerdir. Aynı tasarım hem NiTi hem de paslanmaz çelik için değerlendirilmiştir. Paslanmaz çeliğe kıyasla NiTi kullanıldığında önemli faydaların gözlemlendiği görülebilir. Bu çalışmada, modelin üç boyutlu olması ve malzemenin doğrusal olmamasının hesaplama süresini önemli ölçüde artıracak olması nedeniyle simetri koşulları uygulanır. Böylece gerçek yapının sadece yarısı simüle edilir. Uyumlu mafsal yapısı, 90° kadar geniş bir açıyla eklemlenmeli veya deforme olmalıdır. Aynı zamanda yapı, cerrahi alet ucunun dokuyu etkili bir şekilde manipüle etmesi için yeterince sert olacak şekilde yeterli güce dayanabilmelidir. Bu çelişen tasarım gereksinimleri, serbest artikülasyon açısı ve engellenen kuvvet olmak üzere iki performans metriği kullanılarak modellenmiştir. Bu malzeme modeli için Young östenit faz modülü (E), Poisson oranı (μ), gerilim ve sıkıştırma arasındaki malzeme tepki oranı (α), ileri faz dönüşümü için başlangıç gerilim değeri (σ_s^{AS}), ileri faz dönüşümü için son gerilim değeri (σ_f^{AS}), ters faz dönüşümü için başlangıç gerilim değeri (σ_s^{SA}), ters faz dönüşümü için son gerilim değeri (σ_f^{SA}) ve maksimum artık gerilim ($\bar{\epsilon}_L$) dahil olmak üzere toplam sekiz parametre gereklidir [98]. Bu malzeme özellikleri tipik bir çekme ve basma testinden elde edilebilir. Ancak, gerilim ve sıkıştırmadaki histerezis döngüleri farklıdır [137]. Bazı önemli farklılıklar, aynı gerilimdeki gerilmenin, basmada çekmeden daha büyük olması ve histerezis eğrisinin eğimlerinin, basmada çekmeden daha dik olmasıdır [138]. ANSYS modelinde, tüm bu farklılıklar, denklem (1)'de gösterildiği gibi, sadece ileri faz dönüşümü için başlangıç gerilim değerindeki gerilim farkını açıklayan bir parametre olan α ile karakterize edilir. Burada, sıkıştırma

östenitten martenzite faz dönüşümünün başlangıç değeri ve gerilimde östenitten martenzite faz dönüşümünün başlangıç değeridir. Eğimler, gerilimdeki östenit fazının Young modülü ile aynı olarak tanımlanır [98].

$$\alpha = \frac{\sigma_c^{AS} - \sigma_t^{AS}}{\sigma_c^{AS} + \sigma_t^{AS}} \quad (1)$$



Şekil 22. ANSYS'te ŞHA malzeme modelinin şeması [136]

Tasarım çalışması için, NiTi'nin malzeme özellikleri Tablo 2'de verilmiştir, histerezis döngüsü yakınsayana kadar yürütülen bir döngüsel yükleme gerilimi testine dayalı olarak literatürden alınmıştır [98]. Gerilim ve sıkıştırmanın aynı histerezis döngüsüne sahip olduğu varsayılmıştır. Bu çalışmada yarıçap analizi ve halka kalınlıkları için ANSYS analizini tekrarlamışlardır [98]. Bu çalışmaya bakarak bizim NiTi'nin süperelastik özelliğinden faydalanacağımız çalışmamız için de ANSYS yazılımının uygun bir seçim olduğu görülmektedir.

Tablo 2. Tasarım çalışması için malzeme özellikleri. [139]

Özellik	Değer
E	27.575 GPa
μ	0.3
σ_s^{AS}	339 MPa
σ_f^{AS}	440.95 MPa
σ_s^{SA}	185.5 MPa
σ_f^{SA}	112.6 MPa
$\bar{\epsilon}_L$	0.048
α	0

ANSYS ile yapılan modal analiz tarafından çözülen sönümsüz temel denklem [140]:

$$\{0\} = [k]\{w\} + [M]\{\ddot{w}\} \quad (2)$$

Harmonik hareketi varsayarsak:

$$\{w_i\} = \{\varphi_i\} \sin \omega_i t \quad ; i = 1, 2, \dots, n \quad (3)$$

Burada; n , sistemin serbestlik derecesi sayısı, $\{\varphi_i$, i 'nci titreşim modu için mod şekil vektörü ve $\{w_i\}$, i 'nci modunun açısal frekansıdır.

Denklem (3)'ün zamana göre iki kez farklılaştırılması:

$$\{\ddot{w}_i\} = -\omega_i^2 \{\varphi_i\} \sin \omega_i t \quad (4)$$

Denklem (3) ve (4) birleştirilip “ $\sin \omega_i t$ ” çıkarılınca;

$$[K] - \omega_i^2 [M] \{\varphi_i\} \{\varphi_i\}^T = \{0\} \quad (5)$$

Denklem (5) cebirsel özdeğer biçimindedir ($K\phi = \lambda M\phi$). [113]

Homojen denklemler teorisinden, yalnızca katsayı matrisinin determinantının sifıra eşit olması durumunda önemsiz olmayan çözümler mevcuttur. Belirleyicinin genişletilmesi, karakteristik denklem olarak adlandırılan NR dereceli bir polinom verir. Bu polinomun NR kökleri (w_i^2), karakteristik değerler veya özdeğerlerdir. Bu köklerin (her seferinde bir tane) homojen Denklem (2)'e ikamesi, karakteristik vektörleri veya keyfi sabitler içindeki özvektörleri $\{\phi_i\}$ üretir. Alternatif olarak, her bir özvektör, aşağıdaki gibi Denklem (5)'ten elde edilen karakteristik matrisin $\{H_i\}$ herhangi bir birleşik matris sütunu $\{H_i^\alpha\}$ olarak bulunabilir [141]:

$$\{H_i\}\{\phi\} = [0] \quad (6)$$

$$[K] - w_i^2[M] = [H_i] \quad (7)$$

FEM kullanarak yukarı denklemine çözebilen sayısal bir yöntem olarak Subspace yöntemi uygulanmıştır [136]

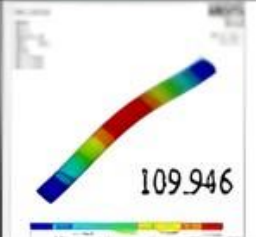
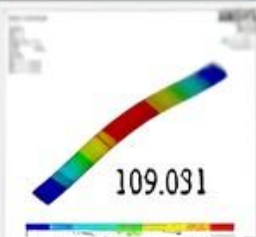
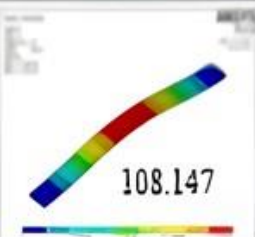
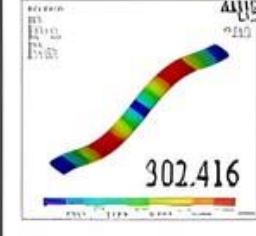
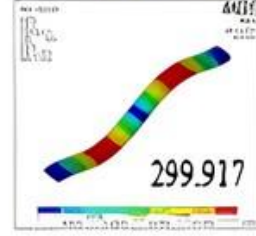
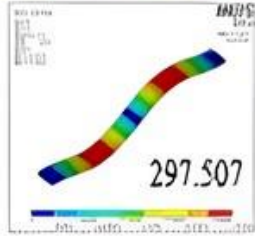
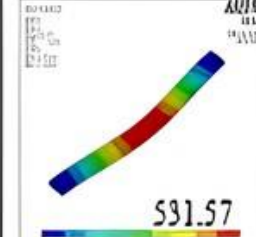
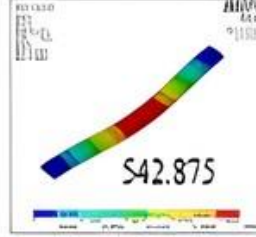

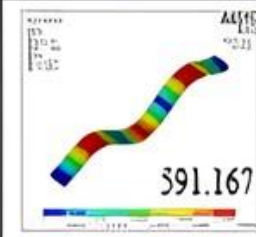
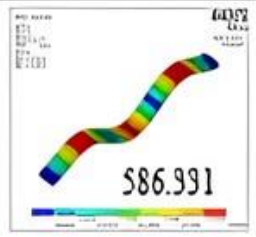
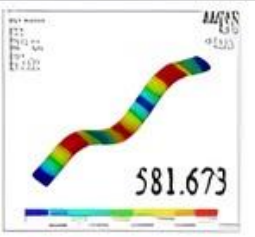
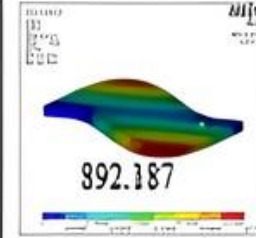
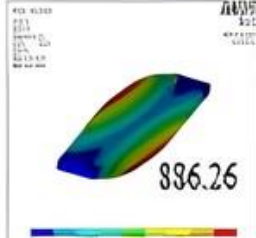
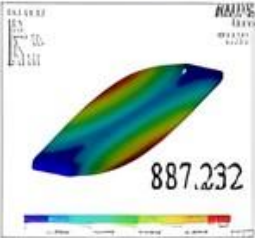
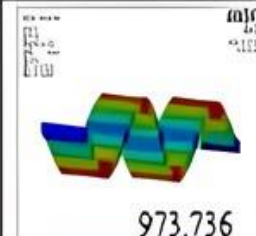
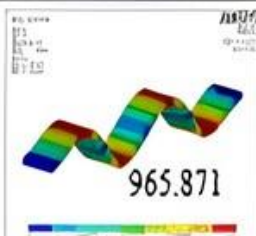
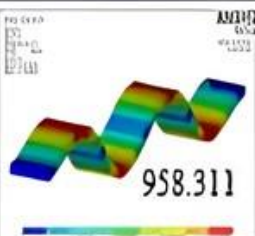
$$[K] - w_i^2[M] = [0] \quad (8)$$

Samson vd. (2020) [142] çalışmalarında NiTi'nin modal analizini gerçekleştirmişlerdir. Bu çalışmaya dahil olan frekanslar 165 Hz-326.25 Hz aralığında tutulmuştur. Bu durum literatürde NiTi'nin Hz seviyesindeki frekanslara verdiği tepkilere dair çalışmalar bulunduğunun bir örneğidir. Ancak MHz seviyesinde NiTi'nin frekans tepkilerine dair çalışma bulunmamaktadır. Bu nedenle çalışmamızda MHz seviyesinde modellemeler yapılarak bu konuda literatüre katkı sağlanacaktır.

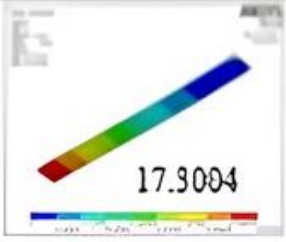
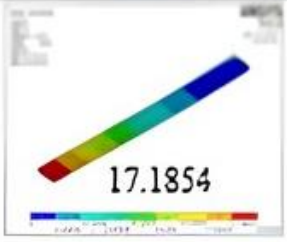
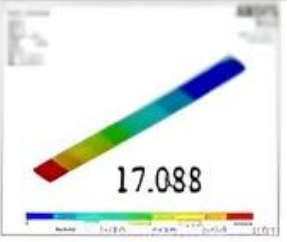
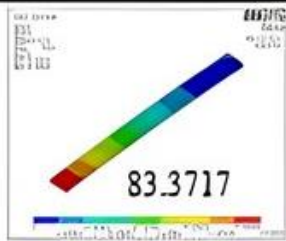
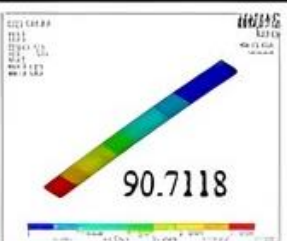
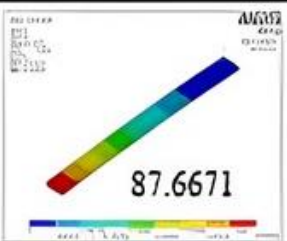
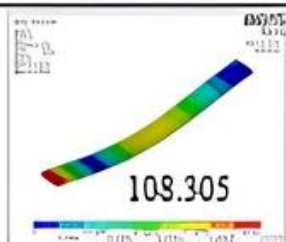
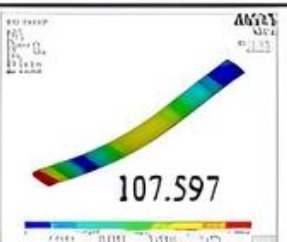
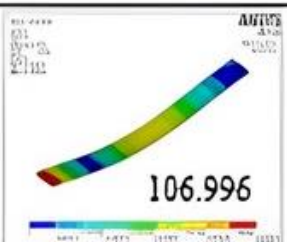
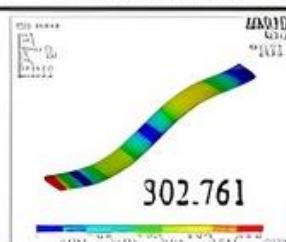
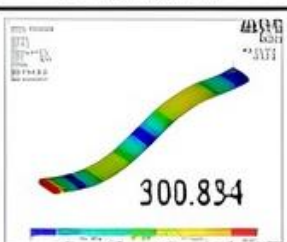
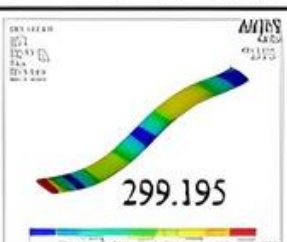
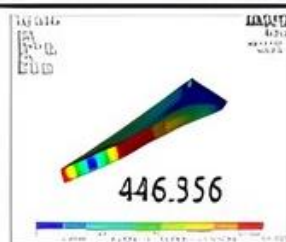
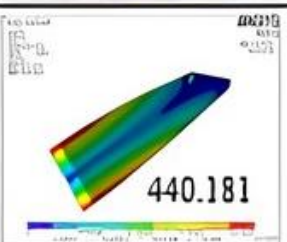
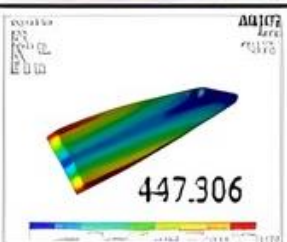
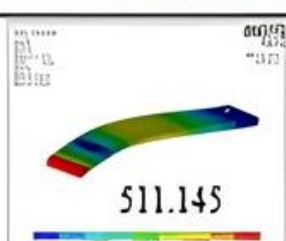
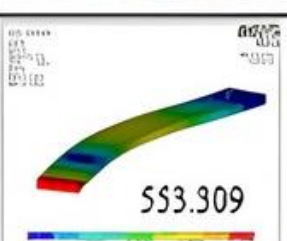
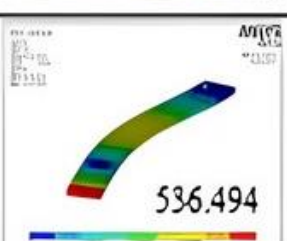
Literatürdeki başka bir çalışmada [113] numuneler bir matris olarak epoksi reçinesi ve bir NiTi teli, iki NiTi teli ve üç NiTi teli ile bir kez, 1 mm ve daha sonra 2 mm çapında 2 kat Eglass elyafı ile üretilmiştir. Sabit serbest, sabit-sabit ve sabit-basit destekli üç sınır koşulu durumu, her bir durumda doğal frekansı ve mod şekillerini belirlemek ve sonuçları aralarında karşılaştırmak için ANSYS yazılımı tarafından deneysel ve sayısal olarak incelenmiştir. Mekanik titreşimlere maruz kalan herhangi bir sistem için, doğal frekansın sistemin tasarımı üzerinde önemli bir etkisi vardır. ANSYS programı tarafından bir, iki ve üç gömülü NiTi kablolu altı mod şekli (telin farklı açılarla bükülmüş halleri) ve üç sınır koşulu için sayısal olarak elde edilen mod şekillerini ve doğal frekans sonuçlarını tablolarla göstermişlerdir. Tablo 3 ve 4, bu sonuçlardan

bazılarıdır. Titreşim modlarının doğal frekansının deneysel ve sayısal sonuçları ve sönümlenme oranının sonuçlarını göstermişlerdir. Her model için doğal frekansın deneysel ve sayısal sonuçları arasındaki karşılaştırma, yüksek frekanslarda daha düşük olan ancak gürültü nedeniyle düşük frekanslarda artan hata yüzdesini göstermiştir. Ayrıca yüksek frekanslarda yapılan çalışmalarda, düşük frekanslara kıyasla, deneysel ve ANSYS ile bulunan sonuçların birbirine daha yakın olduğu yani modellemenin yüksek frekanslarda daha başarılı olduğu gösterilmiştir. Örneğin 1 mm çapında sabit koşuldaki NiTi telin doğal frekansı deneysel olarak 545.7 Hz iken ANSYS sonucunda 542.875 Hz olarak bulunmuştur. Buradaki hata oranı %0.517684'tür. Deneysel olarak 110.5 Hz doğal frekansı bulunan modelin ANSYS sonucu ise 109.031 Hz olarak bulunmuştur. Buradaki hata oranının daha yüksek (%1.32412) olduğu bulunmuştur [113]. Çalışmamızda Hz seviyeleri yerine daha yüksek frekans seviyesi olan MHz seviyesinde çalışmayı planladığımız için, ANSYS ile modellemede daha da düşük hata oranı beklenmektedir.

Tablo 3. NiTi tel için doğal frekans değerleri ve mod şekilleri,
Çap= 1 mm - Sınır koşulu Sabit-Sabit [113]

Mod	Bir tel	İki tel	Üç tel
1	 109.946	 109.091	 108.147
2	 302.416	 299.917	 297.507
3	 591.57	 542.875	 537.823
4	 591.167	 586.991	 581.673
5	 892.187	 886.26	 887.232
6	 973.736	 965.871	 958.311

Tablo 4. NiTi tel için doğal frekans değerleri ve mod şekilleri,
Çap= 2 mm - Sınır koşulu Sabit-Serbest [113]

Mod	Bir tel	iki tel	Üç tel
1	 17.3004	 17.1854	 17.088
2	 83.3717	 90.7118	 87.6671
3	 108.305	 107.597	 106.996
4	 302.761	 300.834	 299.195
6	 446.356	 440.181	 447.306
6	 511.145	 553.309	 536.494

Dora vd. (2021) [143] NiTi'nin süperelastik ve yorulma davranışı üzerindeki örnek geometri etkilerini araştırdıkları çalışmalarında farklı boyutlarda levhalar ile çalışmışlardır. Araştırmacılar, süperelastik NiTi'de östenit-martenzit dönüşümünde yüksek gerilimin önemli olduğunu bildirmişlerdir. 2.5 mm x 0.2 mm x 0.5 mm ve 10 mm x 0.2 mm x 2 mm boyutlarındaki levhalarda en yüksek gerilim konsantrasyonunu elde etmişlerdir. Malik vd. (2008) [144] Radyo Frekanslı Mikroelektromekanik Sistem (RF MEMS, Radio Frequency Microelectromechanical System) tasarımı yaptıkları çalışmalarında ŞHA olarak NiTi'yi tercih etmişler ve ANSYS ile modellemişlerdir. Modellemede ilk olarak 400 µm x 90 µm x 2 µm, boyutlarını kullanmışlardır. Daha sonra genişlik (90 µm) ve kalınlık (2 µm) sabit tutularak 150, 200, 250, 300, 350 µm uzunluklarında modellemeye devam etmişlerdir. Farklı boyutlarla gerçekleştirdiğimiz modellemede kullanacağımız boyutlardan bazıları için bu çalışmalarda denenilen boyutlar göz önüne alınmıştır.

Literatürdeki çalışmalar göz önüne alındığında ANSYS yazılımının; FEA prensibine dayanması, NiTi'nin elektriksel özelliklerini modelleyebilmesi, malzeme özelliklerinin aktarılabilmesi, ek bir yazılıma ve ön çalışmaya ihtiyaç duymaması, NiTi'nin süperelastik ve ŞHA özelliklerini modelleyebiliyor olması, modal analize ek olarak harmonik analiz de gerçekleştirebilmesi, yüksek frekanslarda modelleme yapabilmesi, daha iyi işleve sahip olması, daha hızlı sonuç vermesi gibi özelliklerinden dolayı bu çalışma için en uygun modelleme yöntemi olduğu görülmüş ve bu nedenle ANSYS kullanılmıştır.

2. BÖLÜM

YÖNTEM VE MATERYAL

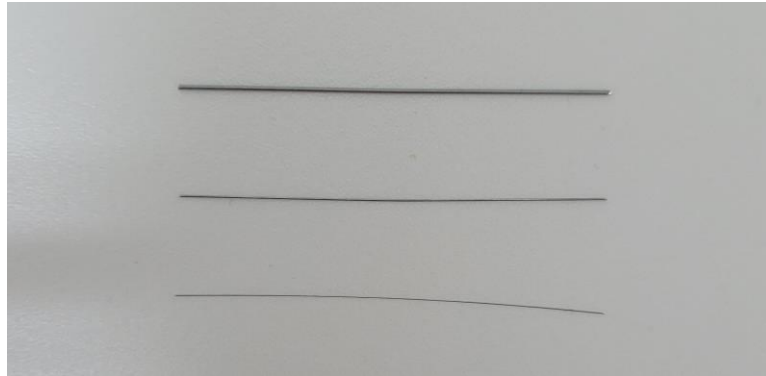
NiTi'nin biyosensör olarak kullanımı için karakterizasyon ve optimizasyon uygulamalarını gerçekleştireceğimiz bu çalışmada, NiTi'nin empedans değişiminin en hassas olduğu boyutu belirlememiz gerekmektedir. Bu amaçla NiTi malzemenin yüksek frekans tepkileri farklı uzunluk ve kalınlıklarda modellenecek, deneysel çalışmalar ile kıyaslanacak, sonuç olarak NiTi'nin biyosensör olarak kullanımı için uygun boyut belirlenecektir.

2.1. Kullanılan Malzemeler

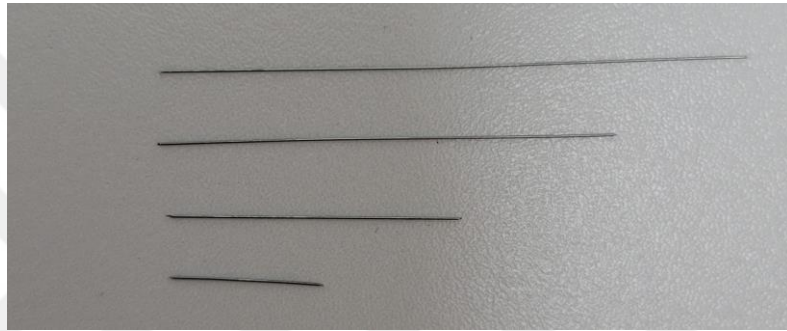
Yapılan deneyler ve ölçümler esnasında kullanılan malzemeler aşağıdadır.

1) NiTi Tel (Aksöz Arge)

Deneylerde, kalınlığın yani çapın empedans değişimine etkisini gözlemlemek amacıyla sabit uzunlukta ve değişen çaplarda teller kullanılmıştır. Bunun için 4 cm uzunlukta ve 0.4 mm, 0.2 mm, 0.1 mm çaplarındaki tellerden ölçüm alınmıştır (Şekil 23). Deneylerde, uzunluğun empedans değişimine etkisini gözlemlemek amacıyla sabit çapta ve değişen uzunluklarda teller kullanılmıştır. Bunun için 0.2 mm çapında ve 4 cm, 3 cm, 2 cm, 1 cm uzunluklardaki tellerden ölçüm alınmıştır (Şekil 24).



Şekil 23. 4 cm uzunlukta ve sırasıyla 0.4 mm, 0.2 mm, 0.1 mm çaplarındaki teller



Şekil 24. 0.2 mm çapında ve sırasıyla 4 cm, 3 cm, 2 cm, 1 cm uzunluktaki teller

2) Etil Alkol (Merck, 1117272500, %99,9)

Etil alkol, distile su ile birlikte tellerin temizliğinde kullanılmıştır.

3) Distile Su (Erciyes Üniversitesi Çevre Mühendisliği Laboratuvarlarından temin edilmiştir.)

Distile su, etil alkol ile birlikte tellerin temizliğinde kullanılmıştır. Ayrıca, havada yapılan deneylere ek olarak sıvı ortamda yapılacak olan deney için distile su ($0,997 \text{ g/cm}^3$) kullanılmıştır.

4) Gliserol (Sıhhat Pharma, GL185, %99)

Havada ve distile suda yapılan deneylere ek olarak distile sudan daha yoğun (1.26 g/cm^3) olan gliserol kullanılmıştır.

2.2. Kullanılan Cihaz

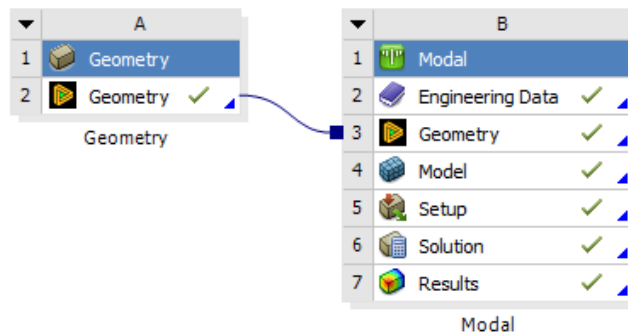
1) Empedans Analizörü (Array Solutions)

Empedans analizi için kullanılmıştır (Şekil 25). 0.01 MHz-10 MHz aralıklarında frekans gönderilerek tellerin empedans analizi yapılmıştır.



Şekil 25. Empedans analizörü (AIM 4300 Antenna Analyzer)

2.3. Modal Analiz (ANSYS 2024 R1)

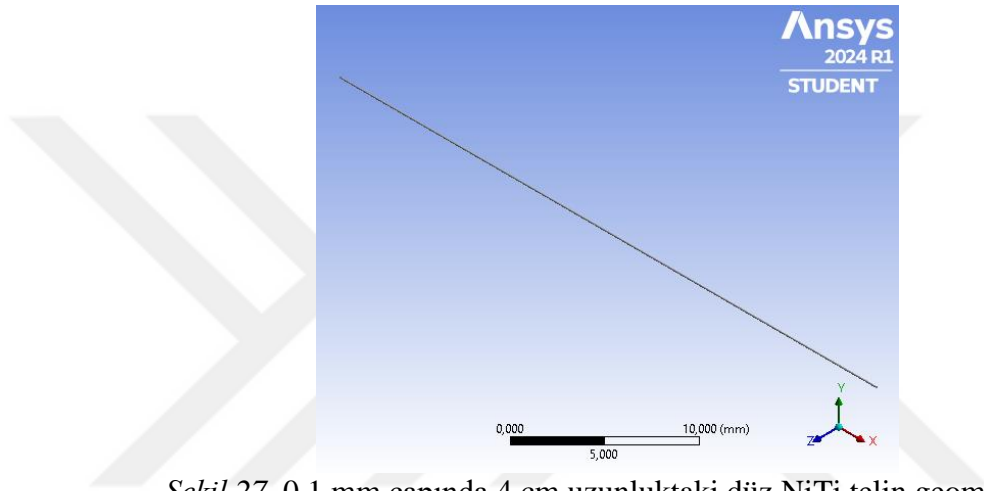


Şekil 26. ANSYS modal analiz şeması

Modal analiz için önce geometri oluşturuldu. Daha sonra malzeme özellikleri aktarıldı ve modal analiz gerçekleştirildi (Şekil 26).

1) Geometri Oluşturma

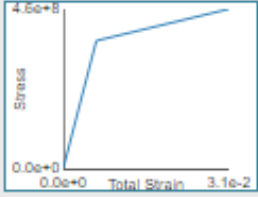
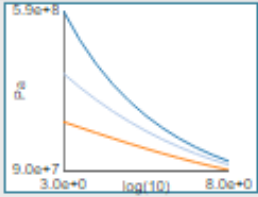
ANSYS DesignModeler aracılığı ile bir silindir modeli baz alınarak NiTi telin farklı boyut ve şekillerde geometrileri oluşturuldu (Şekil 27).



Şekil 27. 0.1 mm çapında 4 cm uzunluktaki düz NiTi telin geometrisi

2) Malzeme Özelliklerini Aktarma

Oluşturulan geometriye NiTi malzeme özelliklerinin aktarılması için, ANSYS kütüphanesinde bulunan “Nickel-titanium alloy, austenitic” seçildi (Şekil 28). Kütüphanede bulunan veriler NiTi’nin yapısal, termal, elektriksel özellikleri ile birlikte süperelastik özelliklerini de içermektedir.

Density	6475,0 kg/m ³
Structural	
Isotropic Elasticity	
Derive from	Young's Modulus and Poisson's Ratio
Young's Modulus	5,834e+10 Pa
Poisson's Ratio	0,32980
Bulk Modulus	5,7129e+10 Pa
Shear Modulus	2,1936e+10 Pa
Bilinear Isotropic Hardening	
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1,1e-05 1/°C
S-N Curve	
Tensile Ultimate Strength	1,304e+09 Pa
Tensile Yield Strength	3,668e+08 Pa
Thermal	
Isotropic Thermal Conductivity	17,980 W/m °C
Specific Heat Constant Pressure	837,30 J/kg °C
Electric	
Isotropic Resistivity	9,055e-07 ohm m

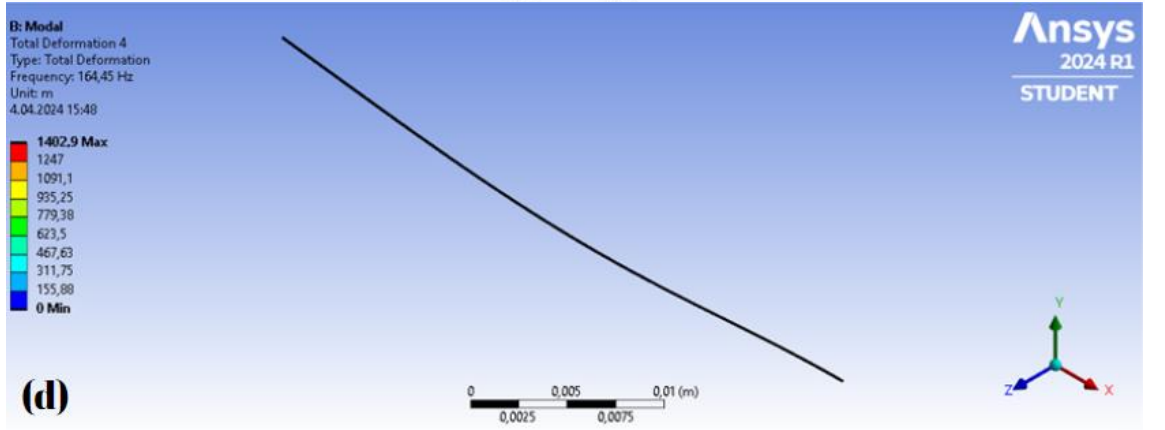
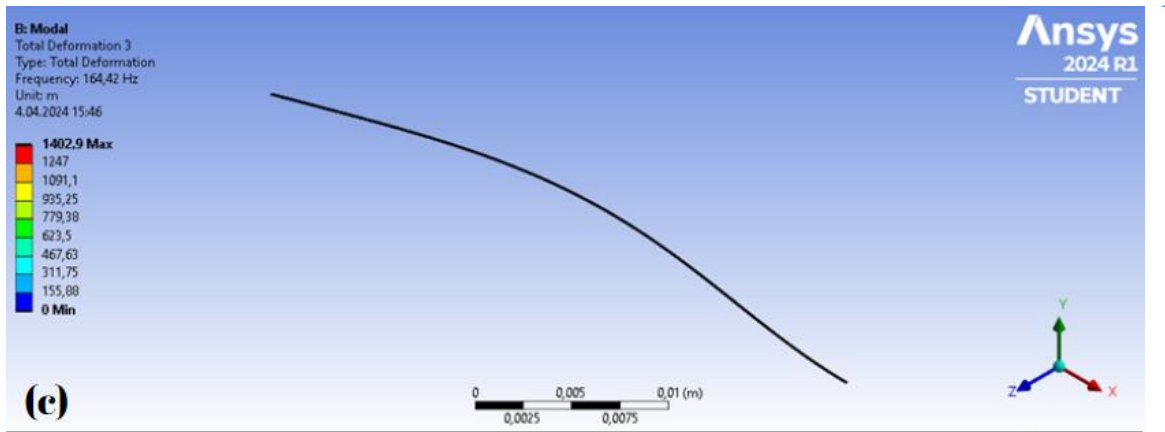
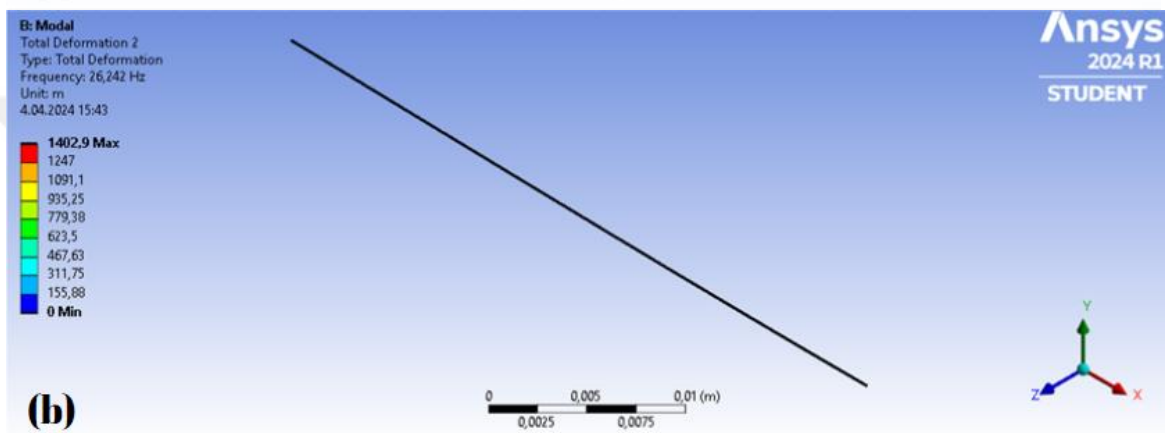
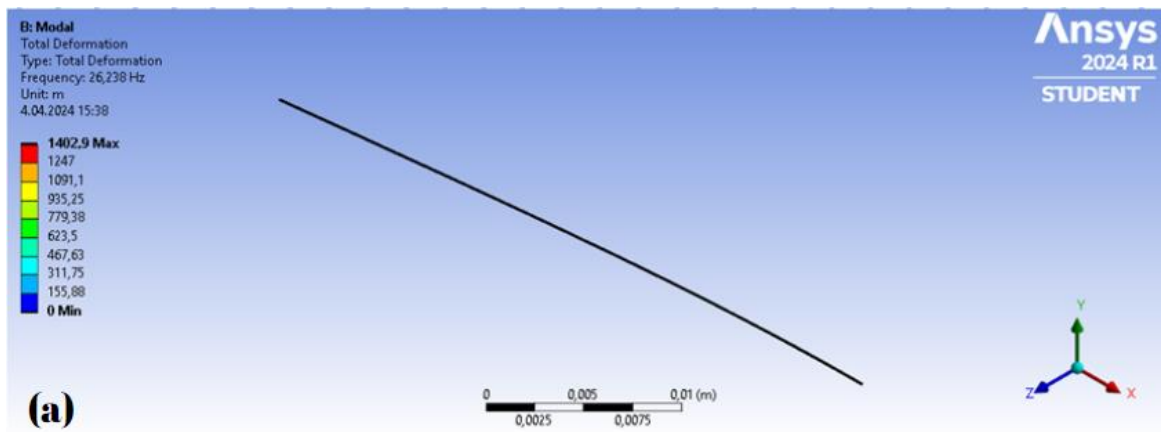
Şekil 28. ANSYS kütüphanesinde bulunan östenitik NiTi özellikleri

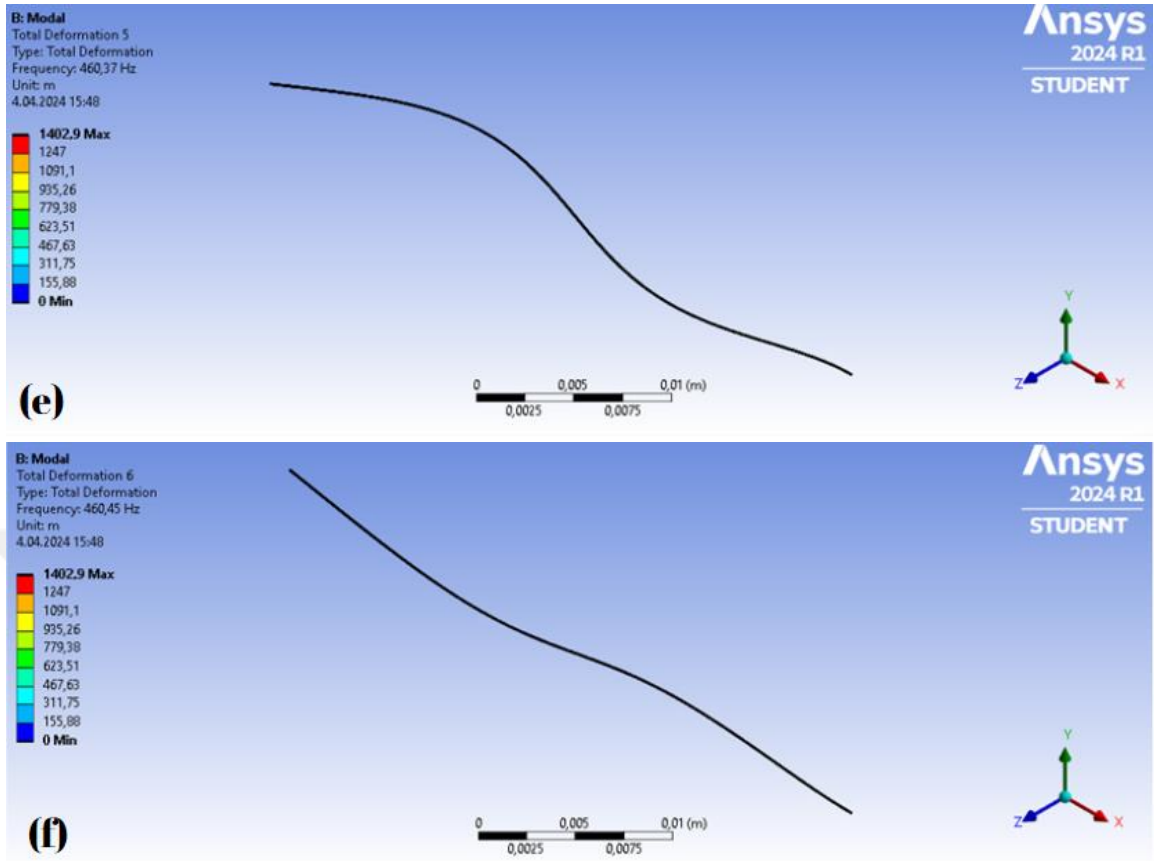
3) Modal Analizin Gerçekleştirilmesi

Geometri oluşturulup, NiTi malzeme özellikleri de dahil edildikten sonra ANSYS Workbench'te bulunan Modal Analiz uygulandı. Bu analiz, telin eğilip bükülme gibi farklı şekillere getirildiğinde sahip olabileceği maksimum ve minimum titreşim frekanslarını verdi. Bu değerler arasında oluşan şekiller için altı şekil oluşturuldu (Şekil 32). Her şekil için titreşim frekansı değeri verildi (Şekil 29).

	Mode	<input checked="" type="checkbox"/> Frequency [Hz]
1	1.	26,238
2	2.	26,242
3	3.	164,42
4	4.	164,45
5	5.	460,37
6	6.	460,45

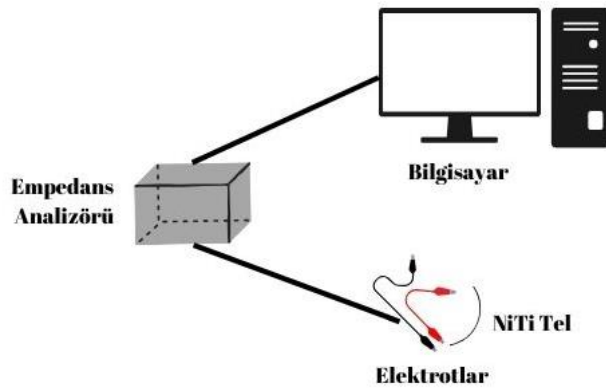
Şekil 29. 6 mod için belirlenen titreşim frekansları





Şekil 30. Sırasıyla Şekil 29’da titreşim frekansları verilen 6 moda ait modeller

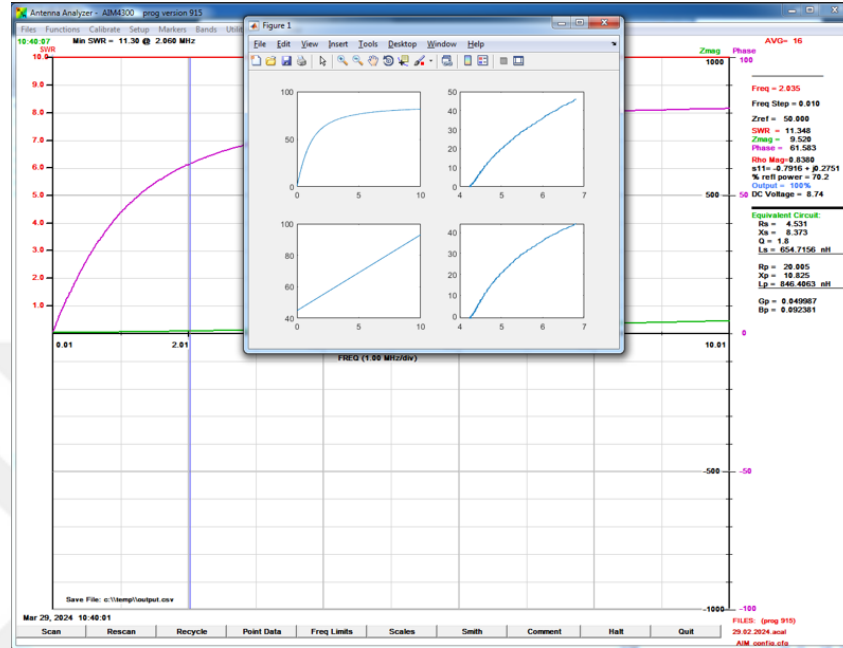
2.4. Empedans Analizi



Şekil 31. Empedans analizi şeması

Empedans analizörü ile NiTi telden farklı şekillerde 0.01 MHz-10 MHz aralığında 0.01 aralıklarla ölçüm alındı (Şekil 31). Otomatik Empedans Ölçümü (AIM, Automatic Impedance Measurement) ile alınan veriler MATLAB üzerinden grafikleştirildi.

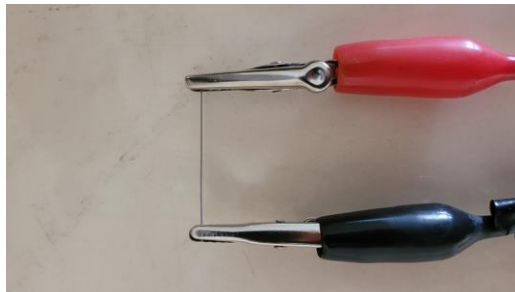
Grafikler sırasıyla; frekans-faz, frekans-empedans, gerçek-sanal değerler, gerçek kısımdaki polinomun sanal kısmına karşılık gelen değerlerini içermektedir (Şekil 32).



Şekil 32. 4 cm uzunlukta 0.1 mm çapında düz telden havada alınan ölçüm sonucu AIM ve MATLAB ile oluşturulan grafikler

1) Düz Tel

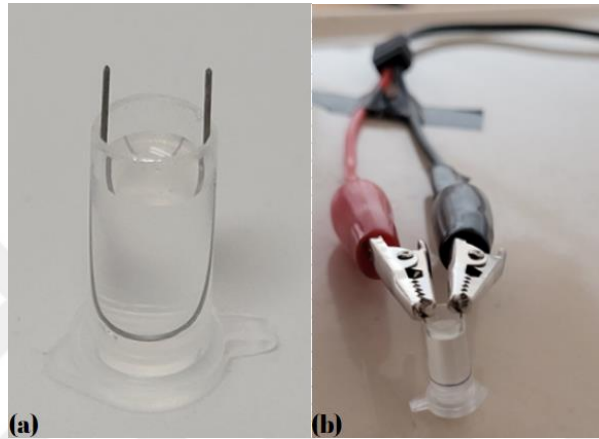
NiTi tel düz haldeyken (Şekil 33), havada 0.01 MHz-10MHz aralığında 0.01 MHz aralıklarla ölçüm alındı. 4 cm uzunluğunda 0.4 mm, 0.2 mm, 0.1 mm çaplarında ve 0.2 mm çapında 4 cm, 3 cm, 2 cm, 1 cm uzunluklarında teller kullanıldı.



Şekil 33. Düz tel için oluşturulan ölçüm düzeneği

2) U-form Tel

NiTi tel kesilip ters çevrilen falkon tüp içerisine konularak U-forma getirildi. Bu şekilde (Şekil 34) havada, distile suda ve gliserol içerisinde yine 0.01 MHz-10 MHz aralığında 0.01 MHz aralıklarla ölçüm alındı. Ölçüm kolaylığı bakımından 4 cm uzunluğunda 0.4 mm, 0.2 mm, 0.1 mm çaplarında teller kullanıldı.



Şekil 34. U-form tel için oluşturulan ölçüm düzeneği (a) falkon tüp içerisinde u-forma getirilen tel (b) ölçüm düzeneği

2.5. Empedans Analizinin Modellenmesi

NiTi telin empedans analizi modellemesi MATLAB Simulink aracılığı ile yapıldı.

2.5.1. Eşdeğer Devre Modelinin Oluşturulması

Empedans analizinin Simulink'te modellenebilmesi için öncelikli olarak NiTi telin eşdeğer devre modeli oluşturuldu, bu devreye Simulink'te bulunan empedans ölçer bloğu eklendi. Eşdeğer devre modeli oluşturulurken literatürde bulunan metal tellerin eşdeğer devre modelleri baz alındı [145-148]. Devredeki frekansa (ω) bağlı olan indüktif ve kapasitif reaktanslar [149] içeren bir RLC devresinin toplam empedansı genel olarak şu şekilde ifade edilir:

$$Z = R + j \left(\frac{\omega L - 1}{\omega C} \right) \quad [150] \quad (9)$$

Burada j karmaşık birimdir.

Z = Toplam empedans

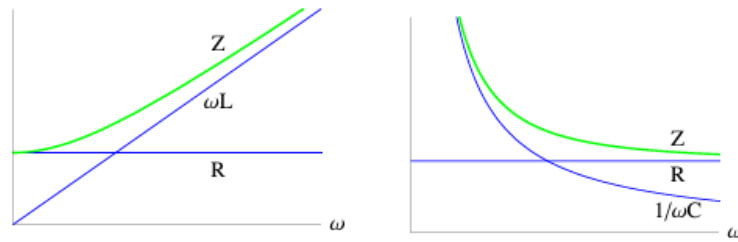
R = Devredeki direnci temsil eder. Empedansın gerçek kısmını oluşturur.

L = Devredeki indüktansı temsil eder.

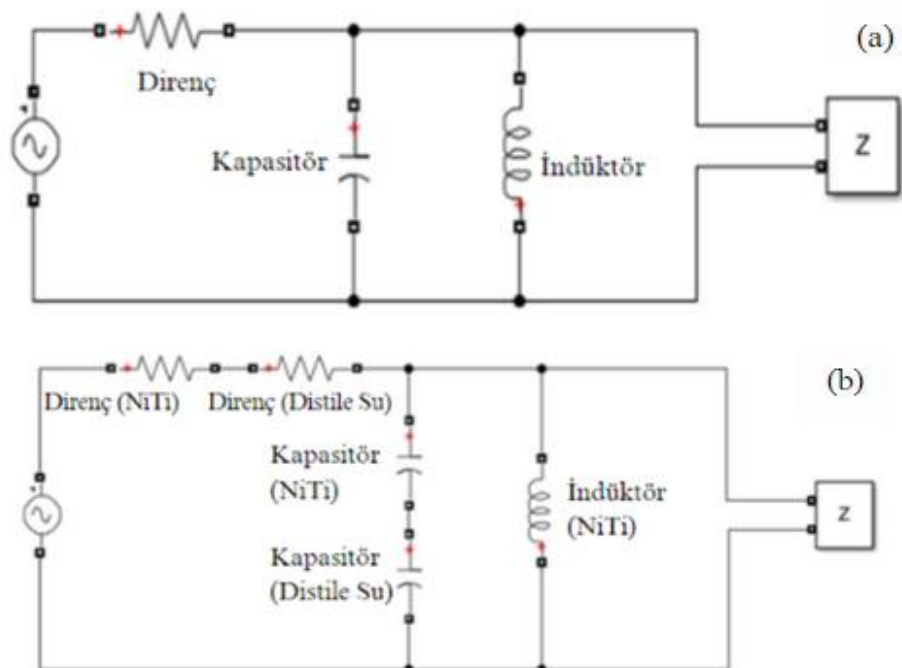
$X_L (\omega L)$ = İndüktif reaktansı temsil eder. Burada ω , AC kaynağının açısal frekansıdır. İndüktansın empedansı artırıcı etkisini gösterir (Şekil 35).

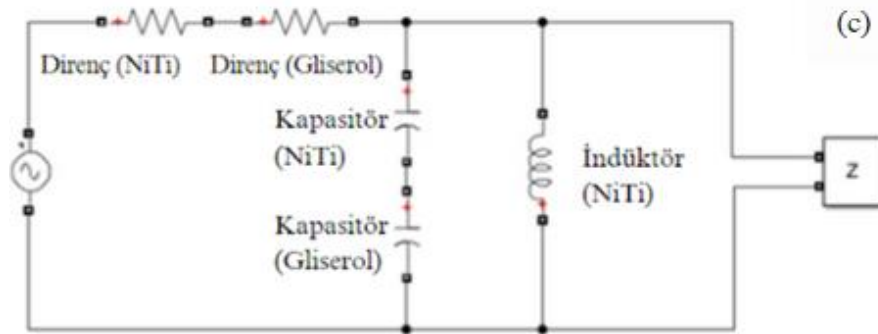
C = Devredeki kapasitansı temsil eder.

$X_C (\frac{1}{\omega C})$ = Kapasitif reaktansı temsil eder. Burada ω , AC kaynağının açısal frekansıdır. Kapasitansın empedansa azaltıcı etkisini gösterir (Şekil 35). [149]



Şekil 35. İndüktif reaktans ve kapasitif reaktansın toplam empedansa etkileri [149]





Şekil 36. NiTi tel için oluşturulan RLC eşdeğer devreleri. (a) hava ortamı (b) distile su ortamı (c) gliserol ortamı

NiTi tel ile havada yapılan ölçümlerin modellenmesi için oluşturulan RLC eşdeğer devresinde NiTi'ye ait direnç, indüktör, kapasitans değerleri ve bir voltaj kaynağı kullanıldı. Distile su ve gliserol ortamında yapılan ölçümlerin modellenmesi için oluşturulan eşdeğer devreye NiTi'ye ek olarak distile suya ve gliserole ait direnç ve kapasitans değerleri kullanıldı (Şekil 36). Distile su ve gliserolün indüktif etkisi gözardı edildi.

2.5.1.1. Devredeki Parametrelerin Uzunluk ve Kalınlıkla İlişkisi

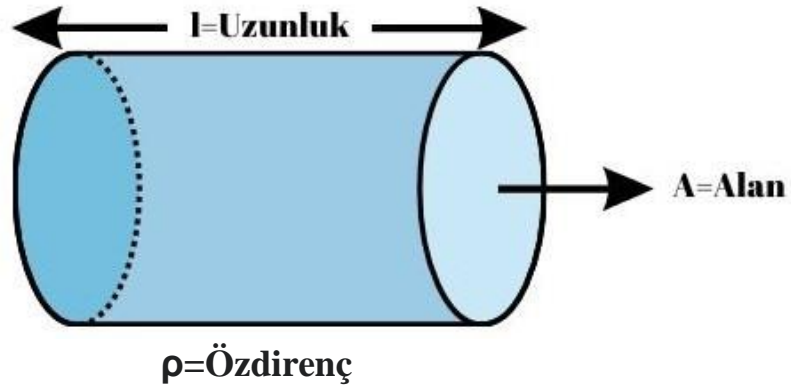
Oluşturulan devrede bulunan R, L ve C değerlerine; telin uzunluk ve kalınlık değerleri ile birlikte oluşan değişimi yansıtılabilmeleri için bazı formüller tanımlandı.

2.5.1.1.1. Direnç (R)

İletken bir telin boyutlarının, iletkenin direnci ile ilişkilendirilmesi mümkündür. Direncin, iletkenin uzunluğuna doğrudan ve kesit alanına ters olarak bağlı olduğu bilinmektedir. Bu ilişki,

$$R = \rho \cdot l/A \quad (10)$$

olarak yazılabilir (Şekil 37). “ ρ ” sabitine öz direnç denir ve iletkeni oluşturan malzemenin bir özelliğidir. R, ohm cinsinden; L, m cinsinden ve A, m^2 cinsinden ölçüldüğünde ρ 'nin birimi ohm-m'dir [151].



Şekil 37. İletken bir telin direncinin hesaplanması için gerekli parametreler

2.5.1.1.2. Kapasitans (C)

Kapasitans; dielektrik sabiti (ϵ_r), alan ve uzunluk faktörlerine bağlıdır. Kapasitans C, alan A ile doğrusal olarak artar, çünkü belirli bir $V\Delta$ potansiyel farkı için daha büyük bir alan daha fazla yük tutabilir. Ayrıca C, plaka için mesafe olan d ile yani tel için uzunluk l ile ters orantılıdır çünkü l'nin değeri ne kadar küçük olursa, potansiyel fark da o kadar küçük olur. Kapasitans;

$$C = \epsilon_r \frac{A}{l} \quad (11)$$

şeklinde hesaplanır [152].

2.5.1.1.3. İndüktans

İndüktans; mutlak manyetik geçirgenlik, telin sarım sayısı, alan ve uzunluk faktörlerine bağlıdır. İndüktans alan ile doğru, uzunluk ile ters orantılıdır. İndüktans değerinin birimi Henry'dir. İndüktans;

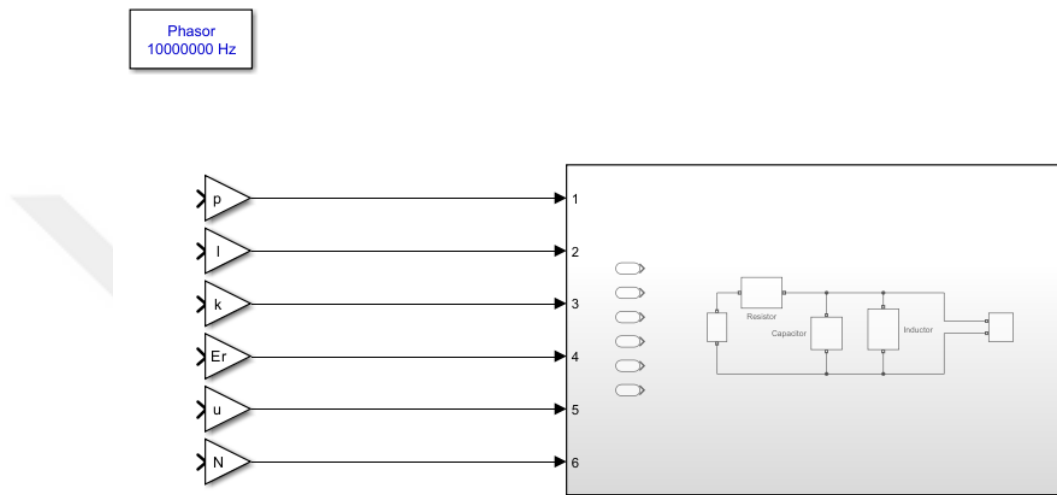
$$L = \frac{\mu N^2 A}{l} \quad (12)$$

şeklinde hesaplanır. Burada N, telin sarım sayısını temsil eder. μ manyetik geçirgenliği temsil eder [153] ve

$$\mu = \mu_0 \mu_r \quad (13)$$

şeklinde hesaplanır [154] . μ_0 , boş ortamın geçirgenliğidir ve $1.26 \times 10^{-6} \text{T-m/At}$ olarak alınır [155]. μ_r , bağıl geçirgenliktir ve malzemenin özelliğine bağlı olarak değişir [154].

Direnç, kapasitans ve indüktans için verilen denklemlerde bulunan ρ , l , k , E_r , μ , N sabit ve değişkenler birer girdi olacak şekilde devreye aktarıldı (Şekil 38).



Şekil 38. Formüllerde bulunan değişkenlerin devreye aktarımı

2.6. Modelleme Verilerinin Oluşturulması

Yapılan modellemeler sonrasında her tel için gerçek ve sanal kısımlara ait veriler alındı. Bu verilerden empedans analizörü ile elde edilen gerçek ölçüm verilerine göre ekstrapolasyon uygulanarak hem ölçüm verilerinden hem de model verilerinden yeni veriler oluşturuldu.

2.7. Korelasyon Analizi

Modelleme verilerinin gerçek ölçüm verileri ile ne derece uyumlu olduğunu bulmak için korelasyon analizi yapıldı. Korelasyon analizi olarak da bilinen korelasyon, iki veya daha fazla niceliksel değişken arasındaki ilişkiyi belirtmek için kullanılır [156]. Değişkenler (yani X ve Y) arasındaki ilişkinin derecesini (R-r) ölçmek için Pearson'un matematiksel formülasyonu şu şekilde verilebilir:

$$r = \frac{n(\sum XY) - (\sum X)(\sum Y)}{\sqrt{n(\sum X^2) - (\sum X)^2} \sqrt{n(\sum Y^2) - (\sum Y)^2}} \quad (14)$$

n : Gözlem sayısı veya veri noktalarının sayısı

X : Değişken 1'in ölçümleri

Y : Değişken 2'nin ölçümleri

$\sum XY$: Değişken 1 ve Değişken 2'nin karşılıklı ölçümlerinin çarpımlarının toplamı

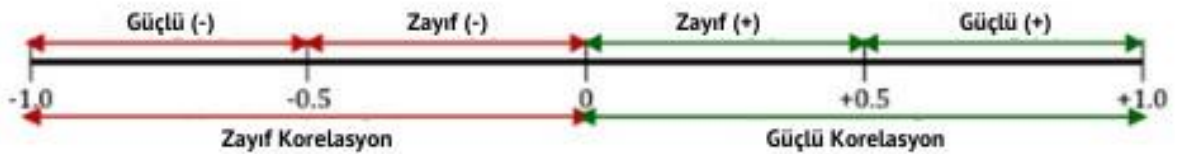
$\sum X$: Değişken 1'in tüm ölçümlerinin toplamı

$\sum Y$: Değişken 2'nin tüm ölçümlerinin toplamı

$\sum X^2$: Değişken 1'in ölçümlerinin karelerinin toplamı

$\sum Y^2$: Değişken 2'nin ölçümlerinin karelerinin toplamı [157]

Bu analiz, nicel değişkenler arasında doğrusal bir ilişki varsayımına dayanır. Değişkenler arasındaki ilişkinin gücünü veya derecesini ve ayrıca yönünü ölçer. Korelasyon analizinin sonucu, -1 ile +1 arasında değerler alan bir korelasyon katsayısıdır. Korelasyon katsayısının yorumlanması Şekil 39'da gösterilmiştir. +1 korelasyon katsayısı, bir değişken artarken diğer değişkenin de arttığını, iki değişkenin pozitif yönde tam olarak ilişkili olduğunu gösterir. Dağılım grafiği pozitif bir eğim göstermektedir. -1 korelasyon katsayısı ise bir değişken artarken diğer değişkenin azaldığını, iki değişkenin negatif yönde tam olarak ilişkili olduğunu gösterir. Dağılım grafiği negatif bir eğim göstermektedir. Korelasyon katsayısı sıfır ise, incelenen iki değişken arasında doğrusal bir ilişki olmadığını gösterir. Dağılım grafiği, belirli bir eğilim olmaksızın noktaların rastgele dağılımını gösterir [156].



Şekil 39. Korelasyon katsayısının yorumlanması [157]

Korelasyon katsayısı “ r ” ile açıklanır. “ r^2 ” ise değişkenlerden birindeki değişimin ne kadarının diğer değişken tarafından açıklandığının yüzde olarak ifade edilebilmesini sağlar [158].

2.8. One-Way ANOVA ve Post-Hoc Tukey Analizleri

4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip U-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki gerçek ölçümlerdeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$)

$$\Delta R(\%) = \frac{(R_{11}-R_{10})-(R_{01}-R_{00})}{R_{01}-R_{00}} * 100 \quad (15)$$

R_{00} : Distile sudaki başlangıç R değeri

R_{01} : Distile sudaki bitiş R değeri

R_{10} : Gliseroldeki başlangıç R değeri

R_{11} : Gliseroldeki bitiş R değeri

formülü ile hesaplandı. Daha sonra bu verilerin, aralarındaki ortalama farkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı One-Way ANOVA testi ile belirlendi. One-Way ANOVA (tek yönlü ANOVA), bir bağımsız değişkenin birden fazla grupların bağımlı değişken üzerindeki etkisini incelemek için kullanılan bir istatistiksel testtir. Bu test, gruplar arasındaki ortalama farkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını belirlemeye yarar. One-Way ANOVA'nın temel amacı, gruplar arasındaki varyasyonun, gruplar içindeki varyasyondan istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını belirlemektir. Başka bir deyişle, bu test, bir bağımsız değişkenin birden fazla grup üzerindeki etkisini değerlendirirken gruplar arasındaki varyansın rastgelelikten kaynaklanıp kaynaklanmadığını test etmek için kullanılır. Bu, gruplar arasındaki ortalama farkların rastgelelikten kaynaklanıp kaynaklanmadığını test eder. Hipotezler:
Null Hipotezi (H_0): Grupların ortalamaları arasında istatistiksel olarak anlamlı bir fark yoktur. Yani, $\mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_k$.

Alternatif Hipotezi (H_1): En az bir grup ortalaması diğerlerinden farklıdır.

One-Way ANOVA, verilerin toplam varyasyonunu iki bileşene ayırarak analiz eder:

Gruplar Arası Varyasyon (Between-Groups Variation): Gruplar arasındaki ortalama farklarından kaynaklanan varyasyon.

Gruplar İçi Varyasyon (Within-Groups Variation): Her bir grubun içindeki bireysel farklardan kaynaklanan varyasyon.

Tablo 5. One-Way ANOVA Analizi

	Serbestlik Derecesi	Kareler Toplamı (SS)	Ortalama Kare (MS)	F Değeri	P Değeri
Gruplar arası	k-1	SS_Gruplararası	MS_gruplararası =SS_Gruplararası / (k-1)	F=MS_Gruplararası/ MS_Gruplarıçi	p_değeri
Gruplar içi	N-k	SS_Gruplarıçi	MS_Gruplarıçi =SS_Gruplarıçi/ (k-1)		
Toplam	N-1	SS_Toplam			

- Burada k grupların sayısını N ise toplam gözlem sayısını ifade eder.
- “F” değeri, gruplar arası varyasyonun, gruplar içi varyasyona oranını gösterir.

Bu değer, F dağılımına göre anlamlılık testi yapılır. Eğer hesaplanan F değeri, belirli bir anlamlılık düzeyinde (genellikle 0.05) kritik F değerinden büyükse, null hipotezi reddedilir. “p” değeri, elde edilen F istatistiğinin gözlemlenme olasılığını verir. Küçük bir p değeri (genellikle 0.05'ten küçük) null hipotezin reddedilmesi gerektiğini gösterir, yani gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar vardır [159].

ANOVA testi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulunduğu, hangi gruplar arasında bu farkların olduğunu belirlemek için Post-Hoc testler kullanılır. Tukey Gerçekten Önemli Fark (HSD, Honestly Significant Difference) testi, bu Post-Hoc testlerden biridir ve ANOVA sonucunda ortaya çıkan farkların hangi gruplar arasında olduğunu belirlemek için kullanılır. Bu test, her bir grup çifti arasındaki ortalama farkları karşılaştırır ve bu farkların anlamlı olup olmadığını değerlendirir. Bu test, her iki grup arasındaki farkların HSD değerini aşıp aşmadığını kontrol eder.

- 1) Gruplar Arası Ortalama Farkları Hesaplama: Her bir grup çifti arasındaki ortalama farklar hesaplanır.
- 2) Standart Hata Hesaplama: Gruplar arasındaki ortalama farkların standart hatası (SE) hesaplanır.

$$SE = \sqrt{\frac{MS_{\text{grupları}}}{n}} \quad (16)$$

Burada:

- $MS_{\text{grupları}}$: Gruplar içi ortalama kareler (ANOVA tablosundan alınır)
- n : Her gruptaki gözlem sayısı

3) Tukey HSD Değerini Hesaplama: Tukey HSD değeri aşağıdaki formül ile hesaplanır:

$$HSD = q_{\alpha, k, N-k} \times SE \quad (17)$$

Burada:

- $q_{\alpha, k, N-k}$, Tukey'in kritik değeri
- k : Grupların sayısı
- N : Toplam gözlem sayısı

4) Ortalama Farkların Karşılaştırılması: Her bir grup çifti arasındaki ortalama farklar, hesaplanan HSD değeri ile karşılaştırılır. Eğer bir fark HSD değerinden büyükse, bu iki grup arasındaki fark istatistiksel olarak anlamlıdır.

p değeri, elde edilen ortalama farkın rastgelelikten kaynaklanma olasılığını gösterir. Tukey's HSD testi sonucunda her bir grup çifti için bir p değeri hesaplanır. Bu p değeri, gruplar arasındaki farkın istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığını değerlendirir. Genellikle, p değeri 0.05'ten küçükse, farkın istatistiksel olarak anlamlı olduğu kabul edilir[160-162].

3. BÖLÜM

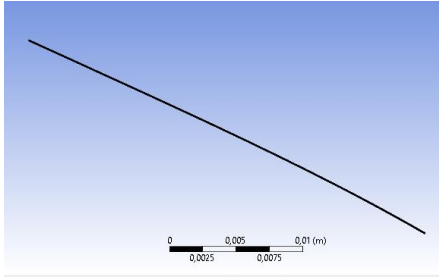
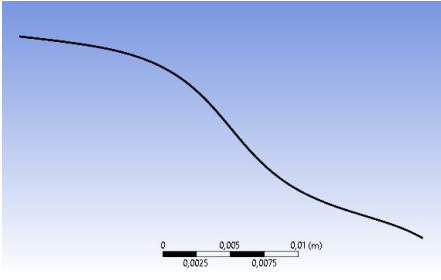
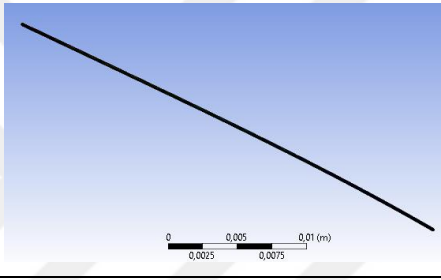
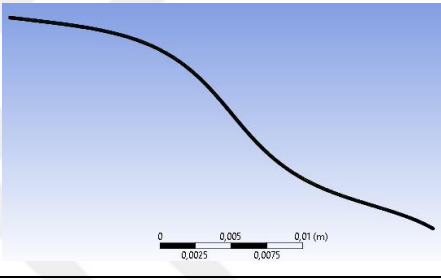
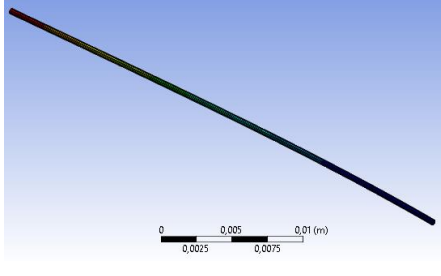
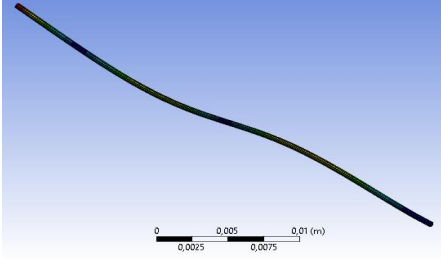
BULGULAR

3.1. Modal Analiz Sonuçları

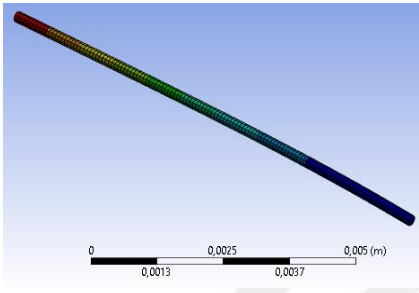
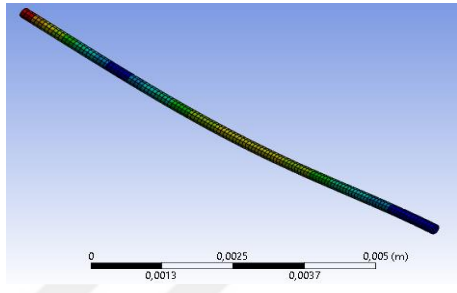
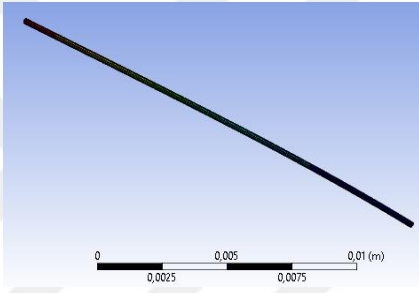
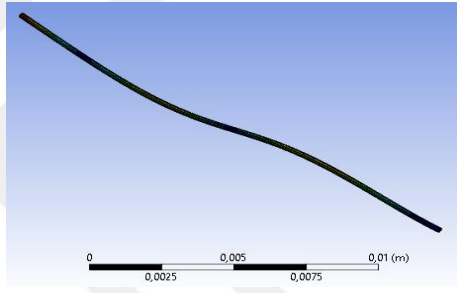
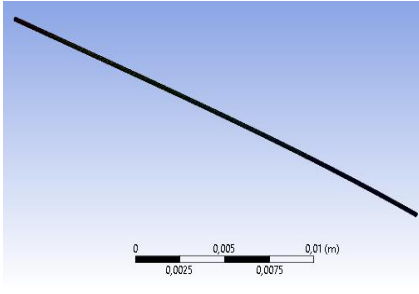
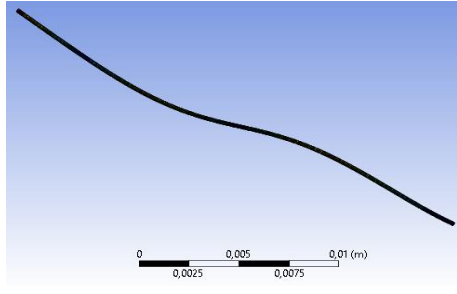
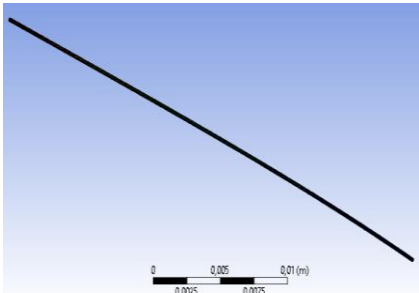
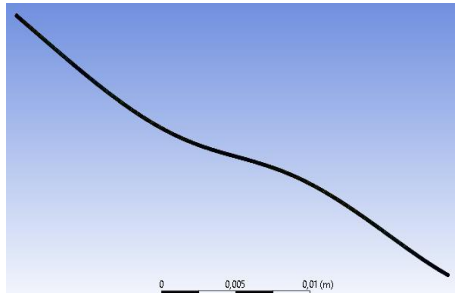
3.1.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

İlk olarak düz tellere modal analiz uygulandı. Her boyut için gerçekleştirilen modal analiz sonucunda 6 mod şekli ve her şekil için doğal titreşim frekans değerleri verildi. Tablo 6'da 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri verildi. Tablo 7'de ise 0.2 mm çapında, farklı uzunluklardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri verildi. NiTi tellerin minimum ve maksimum değerlerini aldığı mod şekilleri incelendiğinde tele büküm verildikçe doğal titreşim frekansının arttığı görüldü. NiTi telin dışarıdan herhangi bir etki olmaksızın kendine ait olan doğal titreşim frekanslarının MHz seviyelerine ulaşmadığı görüldü.

Tablo 6. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri

Çap	Minimum Frekans	Maksimum Frekans
0.1 mm	26,238 Hz 	460,45 Hz 
0.2 mm	52,481 Hz 	920,88 Hz 
0.4 mm	104,99 Hz 	1841 Hz 

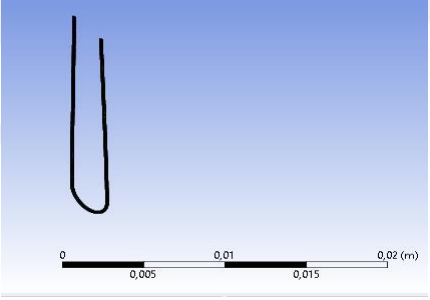
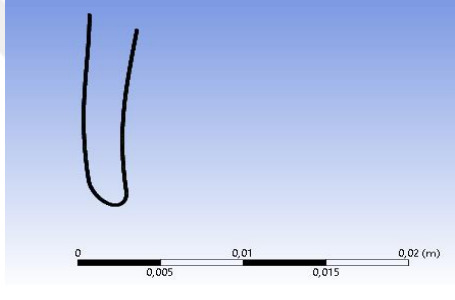
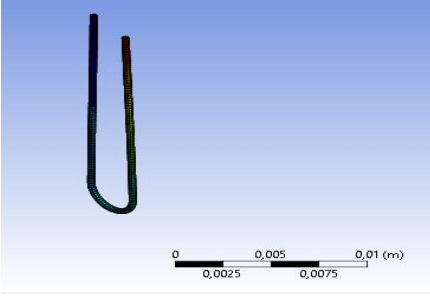
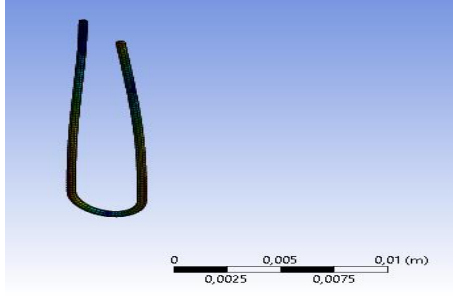
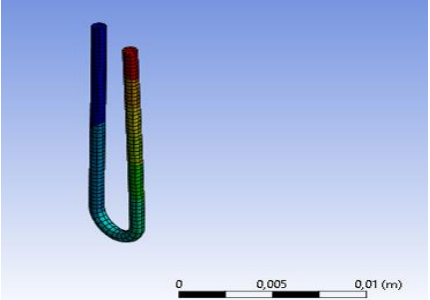
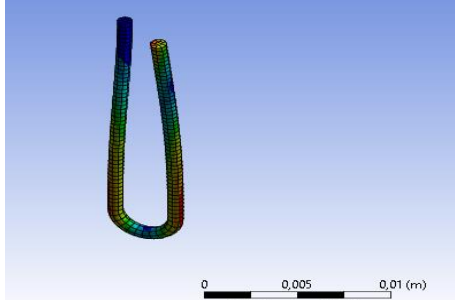
Tablo 7. 0.2 mm çapında, farklı uzunluklardaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri

Uzunluk	Minimum Frekans	Maksimum Frekans
1 cm	840,25 Hz 	14695 Hz 
2 cm	209,98 Hz 	3682 Hz 
3 cm	93,308 Hz 	1637 Hz 
4 cm	52,481 Hz 	920,88 Hz 

3.1.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

Düz tellere uygulanan modal analiz sonuçlarında tel bükümlü bir hal aldıkça doğal titreşim frekansının artması üzerine NiTi tel bükümlü bir şekilde modellendi. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda teller U-forma getirildi. U-formdaki tellerin modal analizi gerçekleştirildi. Tablo 8’de bu tellerin modal analizi sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri verildi. Tablo 6’da verilen aynı boyutlardaki düz tellerin doğal frekans değerleri ile kıyaslandığında U-formdaki tellerin doğal frekanslarının daha yüksek olduğu görüldü.

Tablo 8. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda u-formdaki tellerin modal analiz sonucu bulunan minimum ve maksimum doğal frekans değerleri

Çap	Minimum Frekans	Maksimum Frekans
0.1 mm	170,44 	1037,9 
0.2 mm	340,99 	2071,4 
0.4 mm	682,61 	4106,4 

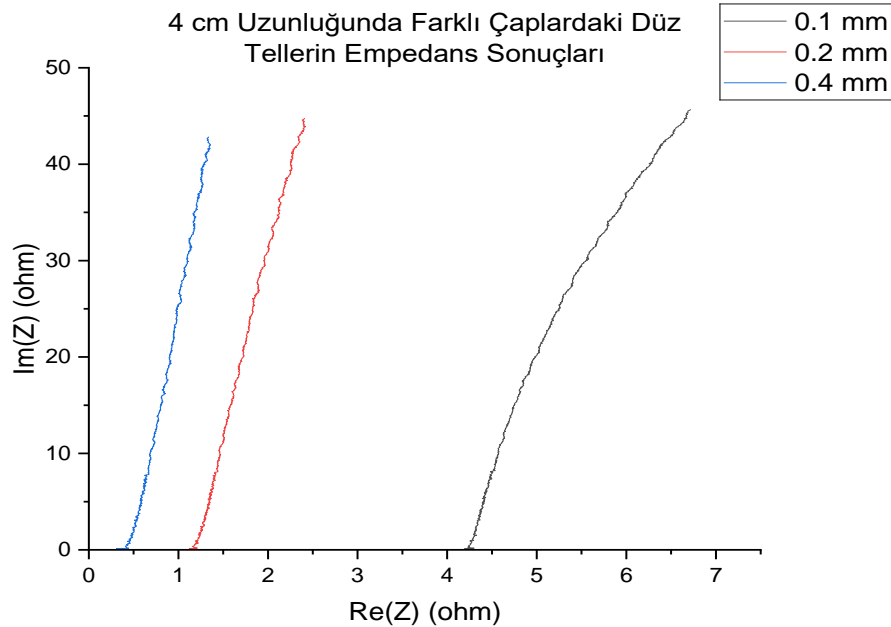
3.2. Empedans Analizi Sonuçları

NiTi telin modal analiz sonucu doğal frekanslarının öngörülen MHz seviyelerine ulaşmaması nedeniyle bu aralıklar dışında 0.01-10 MHz aralıklarında empedans analizörü ile uyarıldı. Modellemeleri yapılan boyut ve şekillerdeki tellerden empedans analizörü aracılığı ile ölçüm yapıp MATLAB ile veri dosyası haline getirildi. Her boyut ve şekil için üçer adet telden ölçüm alınıp bunların ortalamaları alındı.

3.2.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

Tablo 9. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri

Çap	Minimum	Maksimum
0.1 mm	4.2434+0.0744i	6.7194+45.6700i
0.2 mm	1.1862+0.0641i	2.4040+44.7775i
0.4 mm	0.4004+0.0662i	1.3390+42.8414i

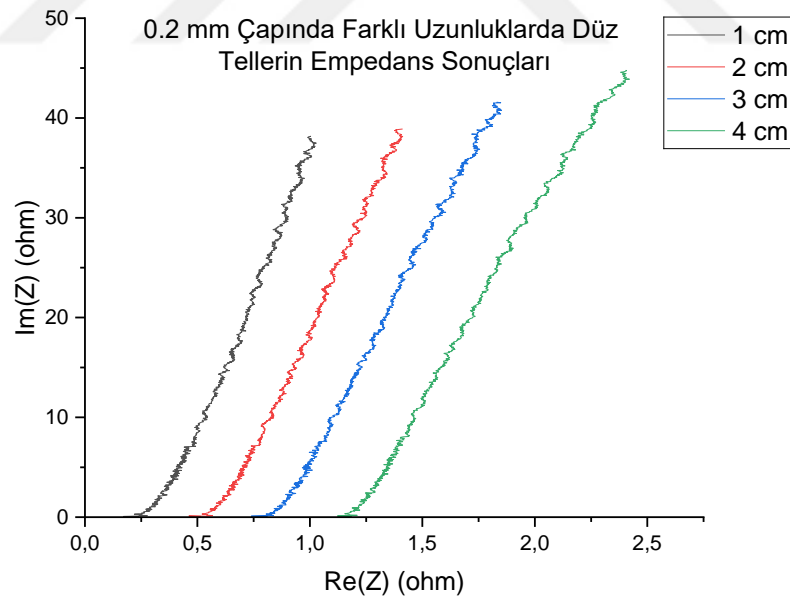


Şekil 40. 4 cm uzunluğunda farklı çaplardaki düz tellerin empedansları

4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki düz tellere uygulanan empedans analizi sonuçları Tablo 9’da verildi. Analiz sonuçları NiTi’nin MHz seviyelerinde uyarılabilirliğini gösterdi. Bu veriler grafik haline getirildi. Şekil 40’da verilen grafikte de görüldüğü gibi tellerin çapı azaldıkça empedans yanıtlarında artış gerçekleşti.

Tablo 10. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri

Uzunluk	Minimum	Maksimum
1 cm	0,2387+0,0520i	1,0012+38,1816i
2 cm	0,5146+0,0780i	1,4121+38,8957i
3 cm	0,8117+0,0701i	1,8299+41,5751i
4 cm	1,1862+0,0641i	2,4040+44,7775i



Şekil 41. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda düz tellerin empedansları

0.2 mm çapında farklı uzunluklarda düz uygulanan empedans analizi sonuçları Tablo 10’da verildi. Bu boyutlarda da NiTi tellerin daha yüksek frekansta uyarıldıkça daha yüksek empedans yanıtı verdiği görüldü. Çapları sabitken tellerin uzunluğunun empedans yanıtına etkisi incelendiğinde Şekil 41’de verilen grafikte de görüldüğü gibi

tellerin uzunluğu arttıkça empedans yanıtlarında da artış gözlemlendi. Bu analiz sonuçlarına bakılarak NiTi telin empedans yanıtının telin uzunluğu ile doğru, kalınlığı ile ters orantılı olduğu söylenebilir.

3.2.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

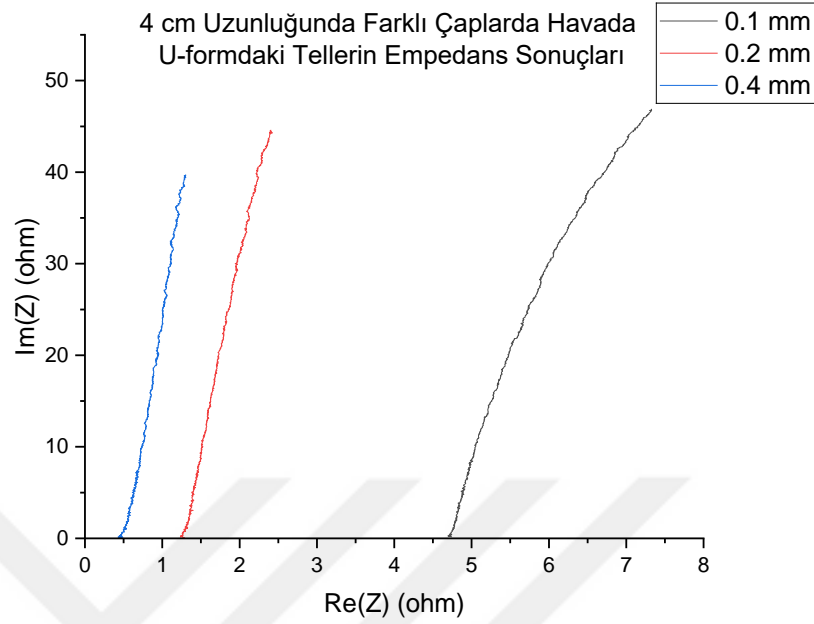
NiTi telin U-forma getirilmiş hali ile yapılan analizler hava, distile su ve gliserol ortamları için ayrı ayrı değerlendirildi.

3.2.2.1. Havada Yapılan Analiz Sonuçları

NiTi tel U-forma getirilip falkon tüp içerisine konularak aynı frekans aralıklarında uyarıldı. Tablo 11’de 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda havada U-formdaki tellerin empedans yanıtları görülmektedir. Düz tellerde olduğu gibi telin kalınlığı azaldıkça daha yüksek empedans yanıtlarına ulaşıldı. Tablo 9’da verilen 4 cm uzunluğunda, farklı çaplardaki düz tellerin empedans yanıtları ile Tablo 11’de verilen aynı boyutlarda fakat U-formdaki tellerin empedans yanıtları kıyaslandığında, U-formdaki tellerin empedans yanıtlarının daha yüksek olduğu görüldü. Bu sonuçlar, modal analiz ile görülen, NiTi telin büküm verildikçe daha yüksek doğal titreşim frekansına sahip olarak daha yüksek empedans yanıtları vereceği sonucunu doğrulamaktadır.

Tablo 11. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda havada u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri

Çap	Minimum	Maksimum
0.1 mm	4.7458+0.1719i	7.3287+46.8997i
0.2 mm	1.2931+0.0637i	2.4095+44.5851i
0.4 mm	0.4964+0.0571i	1.2993+39.7366i



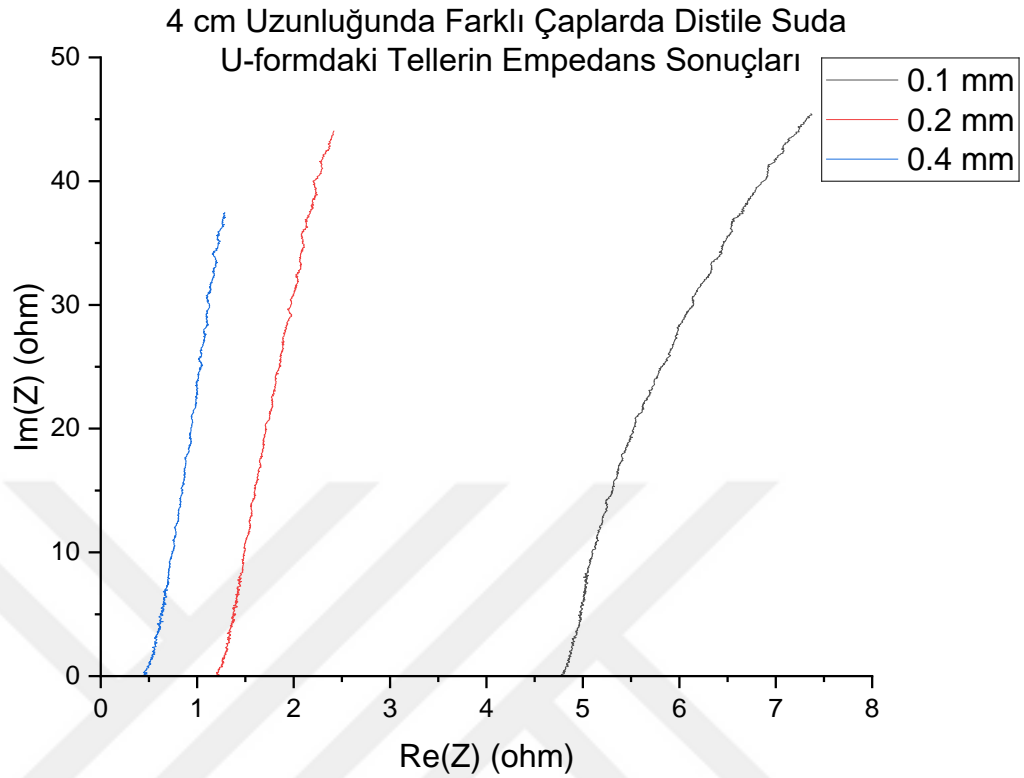
Şekil 42. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda havada U-formdaki tellerin empedansları

3.2.2.2. Distile Suda Yapılan Analiz Sonuçları

U-formdaki NiTi tellerin distile su içerisindeki empedans analizi sonuçları Tablo 12’de gösterildi. Tablo 11’de verilen tellerin havadaki empedans yanıtları ile kıyaslandığında 0.1 mm ve 0.2 mm çapındaki tel için distile su ortamında daha yüksek sonuçlar alınması ile birlikte genel olarak bakıldığında çok büyük bir fark görülmedi.

Tablo 12. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda distile suda u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri

Çap	Minimum	Maksimum
0.1 mm	4.8355+0.0469i	7.3660+45.4914i
0.2 mm	1.2266+0.0171i	2.4215+44.0642i
0.4 mm	0.4951+0.0456i	1.2829+37.4919i



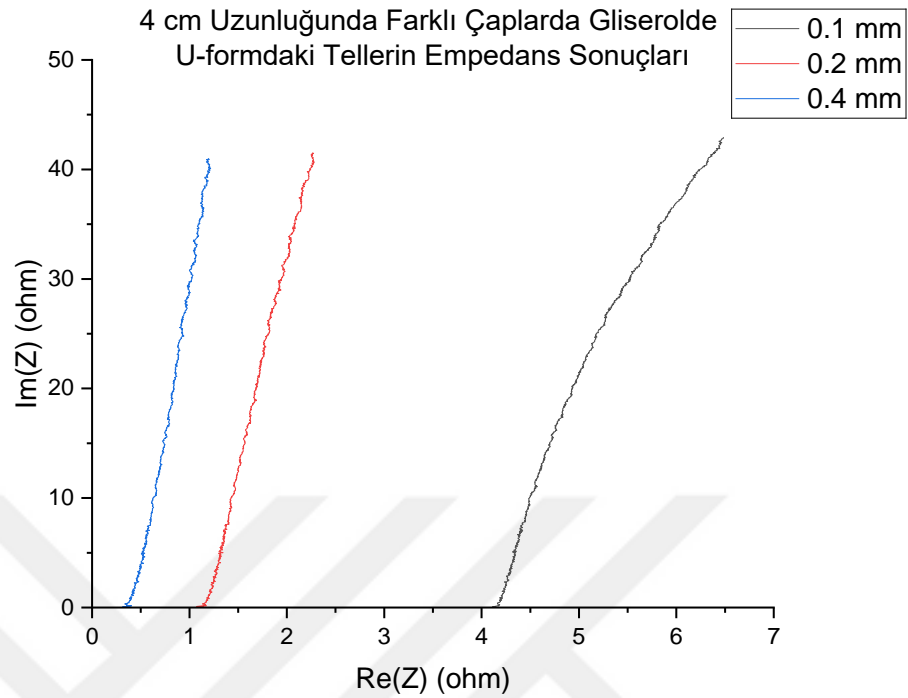
Şekil 43. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda distile suda U-formdaki tellerin empedansları

3.2.2.3. Gliserolde Yapılan Analiz Sonuçları

U-formdaki NiTi tellerin gliserol içerisindeki empedans analizi sonuçları Tablo 13'te gösterildi. Tablo 11 ve 12'de verilen tellerin hava ve distile su ortamındaki empedans yanıtları ile kıyaslandığında, gliserol ortamındaki empedans yanıtlarının en düşük değerlere sahip olduğu görüldü.

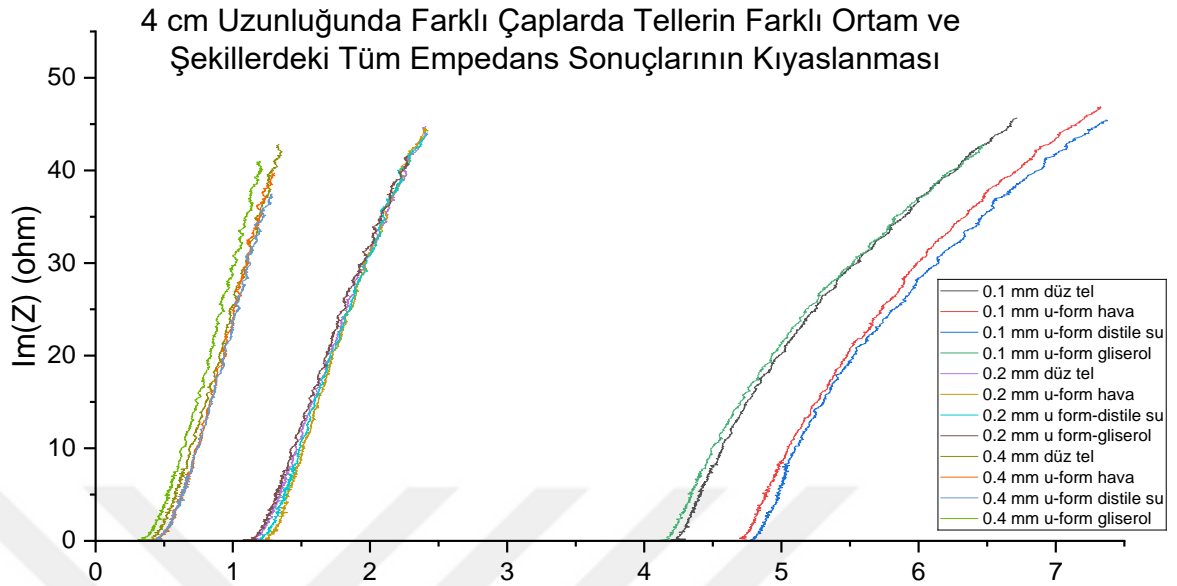
Tablo 13. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda gliserolde u-formdaki tellerin empedans analizi sonucu bulunan ortalama empedans değerleri

Çap	Minimum	Maksimum
0.1 mm	4.1490+0.0587i	6.4780+49.9311i
0.2 mm	1.1526+0.0657i	2.2652+41.5505i
0.4 mm	0.3521+0.0962i	1.1955+41.0153i



Şekil 44. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda gliserolde U-formdaki tellerin empedansları

4 cm uzunluktaki tel için farklı ortamlarda ve farklı şekillerde alınan bütün ölçümler, Şekil 45'te görülmektedir. Burada görüldüğü gibi alınan bütün ölçümler arasında en yüksek empedans yanıtı havadakine çok yakın olmakla beraber distile su içerisinde U-formdaki tellerden alındı. Telin düz halinde alınan empedans yanıtları gliserol ortamındaki empedans yanıtlarından daha yüksek olsa da hava ve distile su ortamındaki empedans yanıtlarına kıyasla düşük kaldı. U-form ve düz tel için alınan empedans yanıtlarını kıyaslayacak olursak, tele büküm verildiğinde yani U-forma geçtiğinde ve daha yüksek empedans yanıtları verdiği görüldü ve modal analiz sonuçları doğrulandı.



Şekil 45. 4 cm uzunluğunda, farklı çaplarda tellerin farklı ortam ve şekillerdeki tüm empedans sonuçlarının kıyaslanması

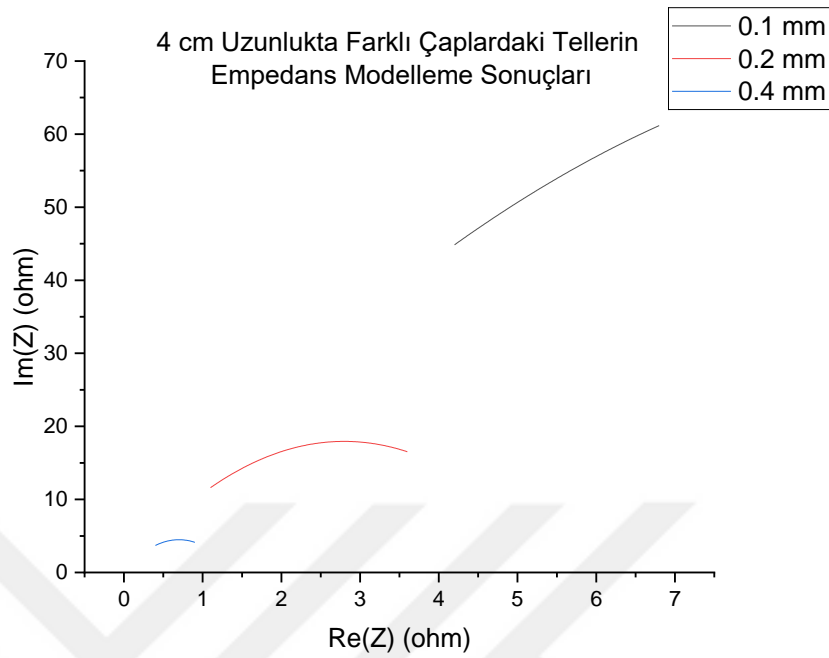
3.3. Empedans Analizi Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri

3.3.1. Düz Tel ile Yapılan Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri

4 cm uzunlukta farklı çaplardaki düz teller için empedans modelleme sonucu oluşturulan modelleme verileri Tablo 14 ve Şekil 46’da verilmiştir. Bu sonuçlara göre en yüksek empedans yanıtına en ince telin ulaştığı görülmektedir. 0.1 mm telde en yüksek, 0.4 mm telde ise en düşük empedans yanıtına ulaşılmıştır. Modelleme verileri, tellerin çaplarına göre alınan empedans yanıtlarının sıralaması bakımından Şekil 40’da gösterilen aynı boyut ve şekildeki tellerin gerçek ölçüm verileri ile uyumludur.

Tablo 14. 4 cm uzunlukta farklı çaplardaki tellerin empedans modelleme sonuçları

Çap	0.1 mm	0.2 mm	0.4 mm
Minimum	4,2+44,85078i	1,1+11,61166i	0,4+3,69811i
Maksimum	6,9+61,17195i	3,6+16,52632i	0,9+4,12866i

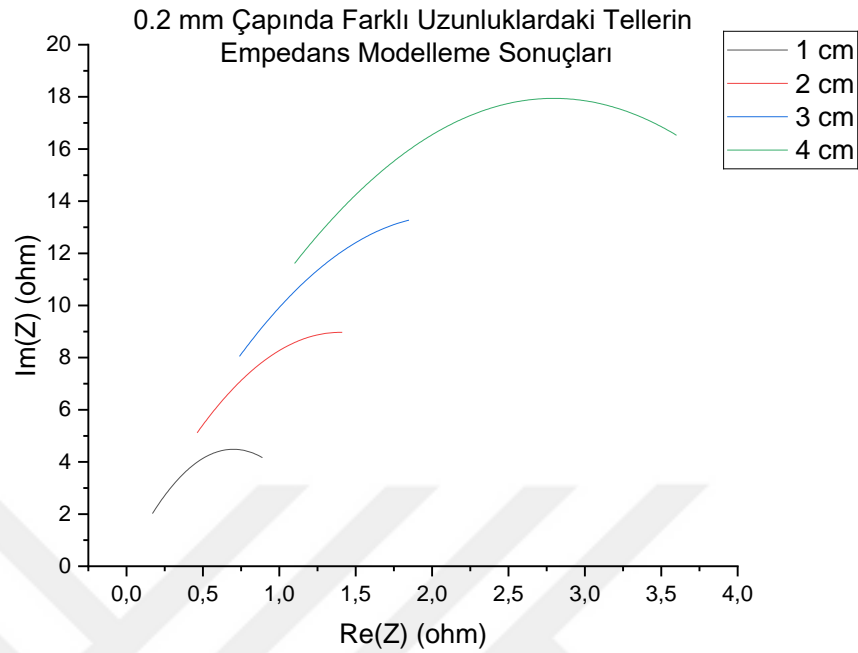


Şekil 46. 4 cm uzunlukta farklı çaplardaki tellerin empedans modelleme sonuçları

0.2 mm çapında farklı uzunlukta düz teller için empedans modelleme sonucu oluşturulan modelleme verileri Tablo 15 ve Şekil 47’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre en yüksek empedans yanıtına en uzun telin ulaştığı görülmektedir. 4 cm telde en yüksek, 1 cm telde ise en düşük empedans yanıtına ulaşılmıştır. Modelleme verileri, tellerin uzunluklarına göre alınan empedans yanıtlarının sıralaması bakımından Şekil 41’de gösterilen aynı boyut ve şekildeki tellerin gerçek ölçüm verileri ile uyumludur.

Tablo 15. 0.2 mm çapında farklı uzunlukta tellerin empedans modelleme sonuçları

Çap	1 cm	2 cm	3 cm	4 cm
Minimum	0,17+2,02308i	0,462+5,11589i	0,739+8,04602i	1,1+11,61166i
Maksimum	0,89+4,16315i	1,412+8,96817i	1,849+13,2739i	3,6+16,52632i



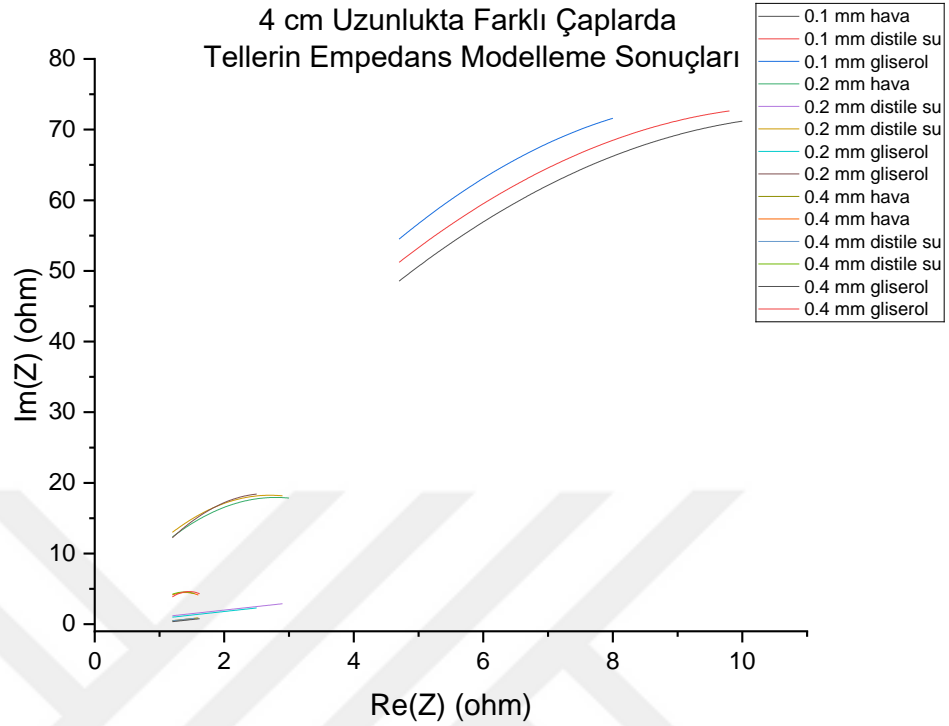
Şekil 47. 0.2 mm çapında farklı uzunlukta tellerin empedans modelleme sonuçları

3.3.2. U-form Tel ile Yapılan Modelleme Sonucu Oluşturulan Modelleme Verileri

4 cm uzunlukta farklı çaplarda U-formdaki teller için empedans modelleme sonucu oluşturulan modelleme verileri Tablo 16 ve Şekil 48’de verilmiştir. Bu sonuçlara göre, bütün ortamlarda en yüksek empedans yanıtına 0.1 mm telin ulaştığı görülmektedir. 0.1 mm telde en yüksek, 0.4 mm telde ise en düşük empedans yanıtına ulaşılmıştır.

Tablo 16. 4 cm uzunlukta farklı çaplarda tellerin empedans modelleme sonuçları

Çap		0.1 mm	0.2 mm	0.4 mm
Hava	Minimum	4,7+48,55881i	1,2+12,33563i	0,5+4,3609i
	Maksimum	10+71,19578i	3+17,85185i	0,9+4,12866i
Distile Su	Minimum	4,7+51,21435i	1,2+12,99573i	0,49+4,24138i
	Maksimum	9,8+72,64152i	2,9+18,16504i	0,83+4,34077i
Gliserol	Minimum	4,7+54,49908i	1+12,23474i	0,36+3,858i
	Maksimum	8+71,60148i	2,3+18,41768i	0,78+4,30824i



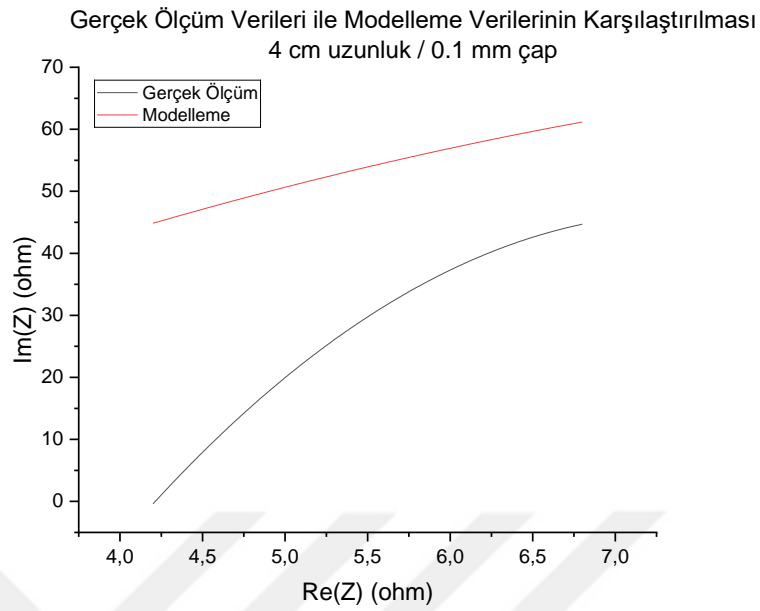
Şekil 48. 4 cm uzunlukta farklı çaplarda tellerin empedans modelleme sonuçları

Modelleme verileri, tellerin çaplarına göre alınan empedans yanıtlarının sıralaması bakımından Şekil 45'te gösterilen aynı boyut ve şekildeki tellerin gerçek ölçüm verileri ile uyumludur. Her boyuttaki tel, kendi içerisinde farklı ortamlarda verdiği empedans yanıtları bakımından kıyaslandığında gerçek ölçüm verilerinde de olduğu gibi en yüksek empedans yanıtlarına birbirine çok yakın olan hava ve distile su ortamlarında ulaşmıştır. Gliserol ortamında alınan empedans yanıtları, diğer ortamlara göre düşüktür.

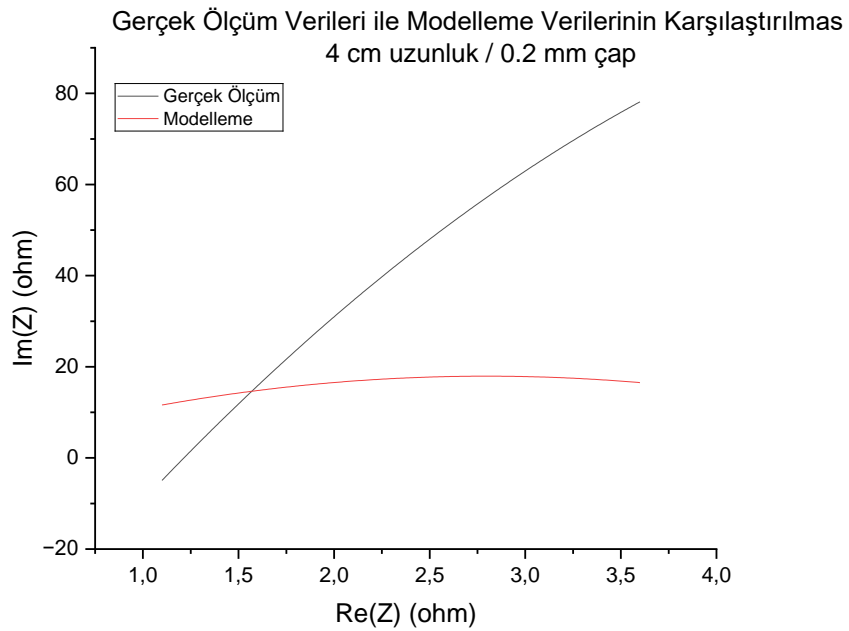
3.4. Ölçüm Sonuçları ile Modelleme Verilerinin Kıyaslanması ve Korelasyon Analizi Sonuçları

3.4.1. Düz Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

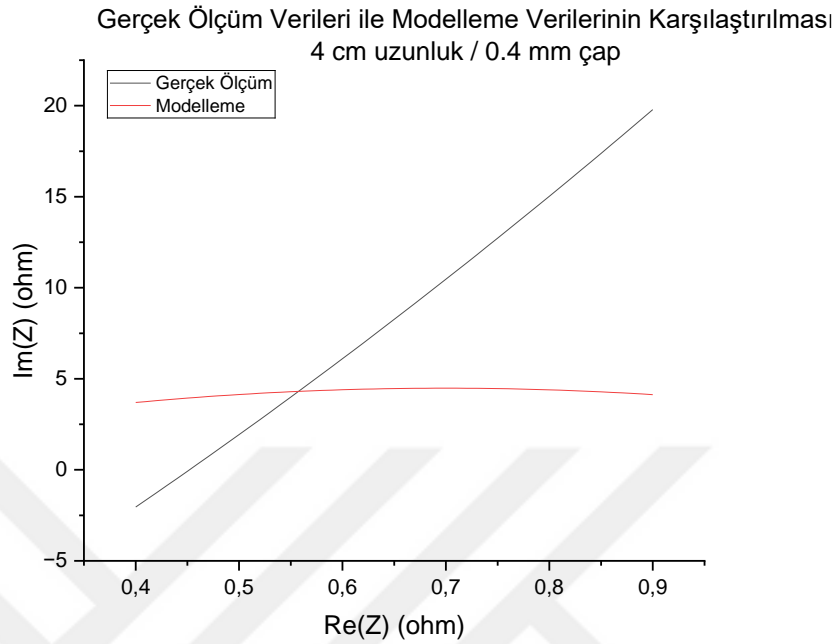
4 cm uzunlukta farklı çaplardaki düz NiTi tellerin gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması Şekil 49, 50 ve 51'de verilmiştir.



Şekil 49. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.1 mm çap)



Şekil 50. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.2 mm çap)

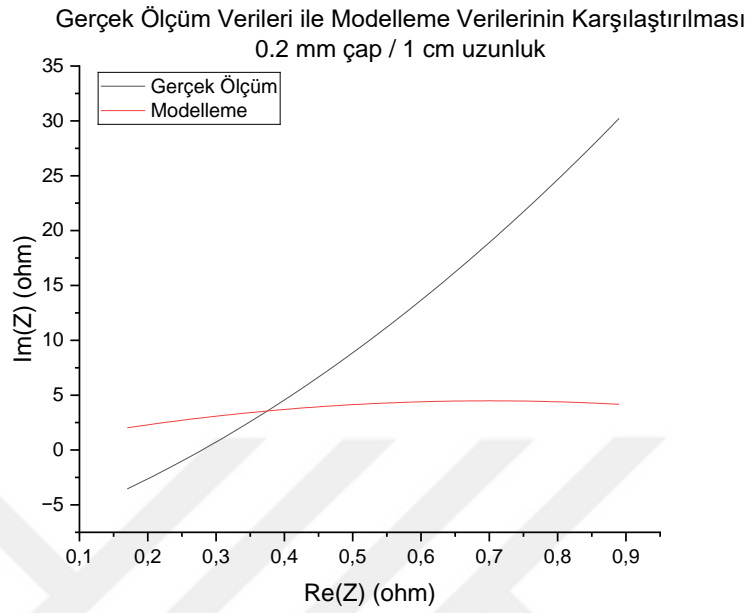


Şekil 51. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.4 mm çap)

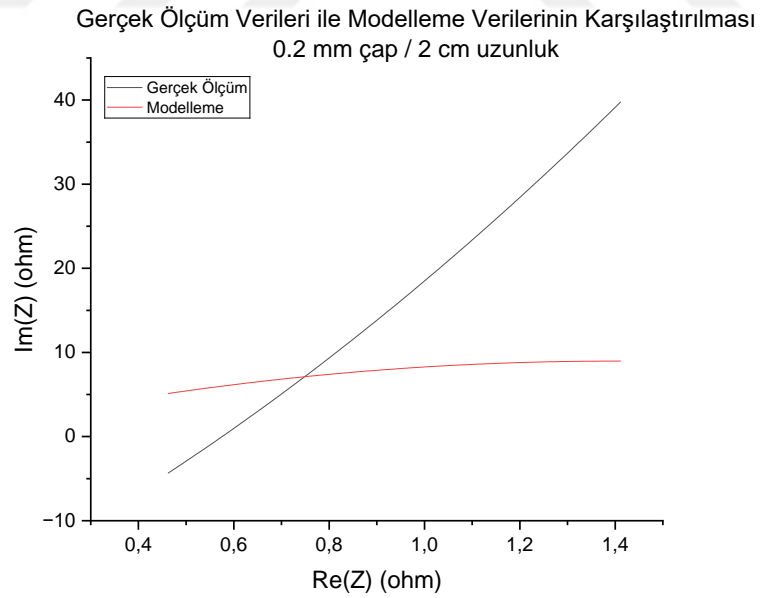
Tablo 17. 4 cm uzunluğunda farklı çaplarda düz tellerden alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları

Çap	Korelasyon
0.1 mm	0.8389
0.2 mm	0.8353
0.4 mm	0.6858

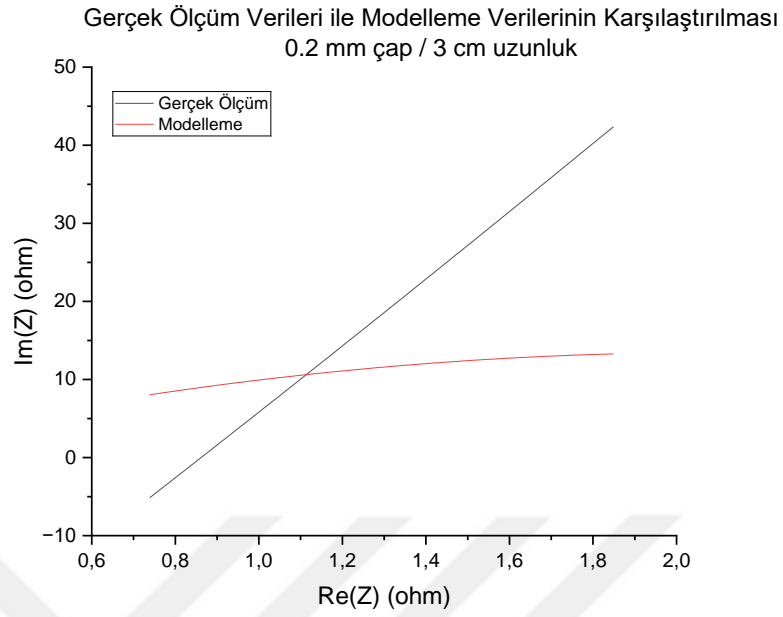
Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları Tablo 17’de verilmiştir. Korelasyon analizi sonuçlarına göre, 4 cm uzunluğunda 0.1 mm, 0.2 mm ve 0.4 mm çapındaki tellerin ölçüm verileri ile modellerden oluşturulan modelleme verileri pozitif bir korelasyon göstermiştir. Gerçek ölçüm verilerine en yakın şekilde modellenebilen 0.1 mm çapındaki NiTi tel olmuştur. Tellerin kalınlığı azaldıkça ölçüm ve modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları artış göstermiştir. 0.2 mm çapında farklı uzunluklardaki düz NiTi tellerin gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması ise Şekil 50, 53, 54 ve 55’te verilmiştir.



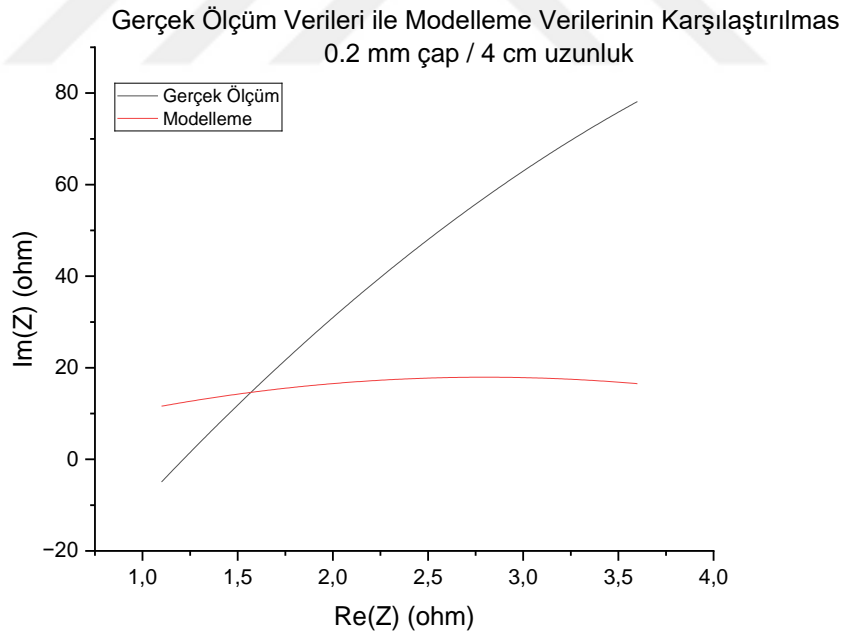
Şekil 52. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(0.2 mm çap / 1 cm uzunluk)



Şekil 53. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(0.2 mm çap / 2 cm uzunluk)



Şekil 54. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(0.2 mm çap / 3 cm uzunluk)



Şekil 55. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(0.2 mm çap / 4 cm uzunluk)

Tablo 18. 0.2 mm çapında farklı uzunluklarda düz tellerden alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları

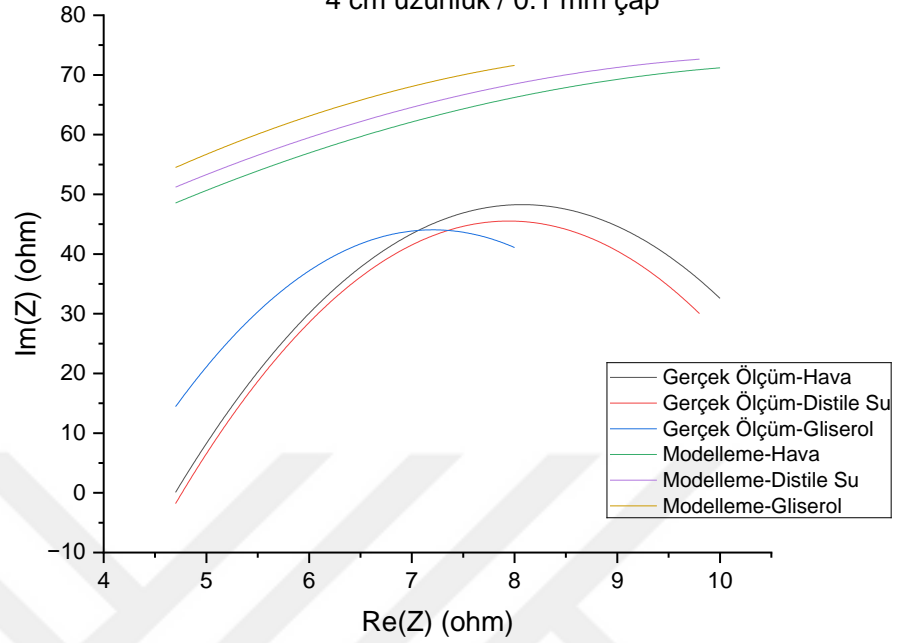
Uzunluk	Korelasyon
1 cm	0.7720
2 cm	0.7971
3 cm	0.8017
4 cm	0.8353

Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları Tablo 18’de verilmiştir. Korelasyon analizi sonuçlarına göre, 0.2 mm çapında 1 cm, 2 cm, 3 cm ve 4 cm uzunluğundaki tellerin ölçüm verileri ile modellerden oluşturulan modelleme verileri pozitif bir korelasyon göstermiştir. Gerçek ölçüm verilerine en yakın şekilde modellenebilen 4 cm uzunluğundaki NiTi tel olmuştur. Tellerin uzunluğu arttıkça ölçüm ve modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları artış göstermiştir.

3.4.2. U-form Tel ile Yapılan Analiz Sonuçları

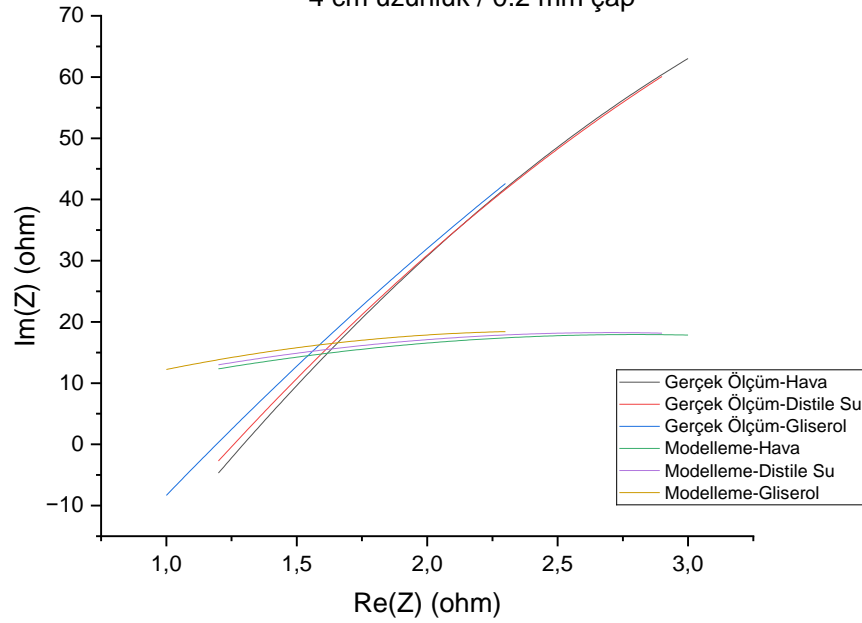
4 cm uzunlukta, farklı çaplarda ve farklı ortamlarda, U-formdaki NiTi tellerin gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması Şekil 56, 57 ve 58’de verilmiştir.

Gerçek Ölçüm Verileri ile Modelleme Verilerinin Karşılaştırılması
4 cm uzunluk / 0.1 mm çap

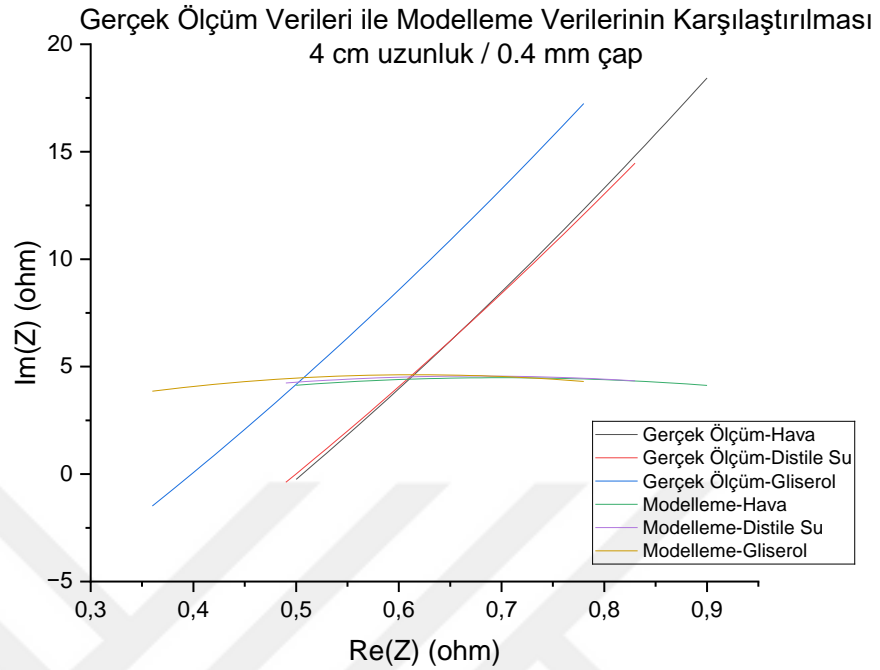


Şekil 56. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.1 mm çap)

Gerçek Ölçüm Verileri ile Modelleme Verilerinin Karşılaştırılması
4 cm uzunluk / 0.2 mm çap



Şekil 57. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.2 mm çap)



Şekil 58. Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verilerinin karşılaştırılması
(4 cm uzunluk / 0.4 mm çap)

Tablo 19. U-formdaki 4 cm teller için farklı ortamlarda ve farklı çaplarda alınan gerçek ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları

Çap	Hava	Distile Su	Gliserol
0.1 mm	0.9069	0.8846	0.8336
0.2 mm	0.8377	0.8222	0.7478
0.4 mm	0.7128	0.7070	0.6930

Gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları Tablo 19’da verilmiştir. Korelasyon analizi sonuçlarına göre U-formda 4 cm uzunluğunda 0.1 mm, 0.2 mm, 0.4 mm tellerin ölçüm verileri ile modellerden oluşturulan modelleme verileri her ortamda pozitif bir korelasyon göstermiştir. Hava ortamında yapılan analizler sonucu alınan gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri, her boyut için, distile su ve gliserol ortamına göre daha yüksek bir korelasyon göstermiştir. 0.1 mm çapındaki tel, her ortam için, 0.2 mm ve 0.4 mm çapındaki tellere göre daha yüksek bir

korelasyon göstermiştir. En yüksek korelasyonu ise hava ortamındaki 0.1 mm çapındaki tel göstermiştir. Tellerin kalınlığı azaldıkça ölçüm ve modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları artış göstermiştir.

Tablo 20. Farklı boyut ve farklı şekillerdeki bütün teller için farklı ortamlarda alınan ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi (r^2) sonuçları

Boyutlar	Düz Tel	U-form Tel		
		Hava	Distile Su	Gliserol
0.2 mm çap / 1 cm uzunluk	0.7720	-	-	-
0.2 mm çap / 2 cm uzunluk	0.7971	-	-	-
0.2 mm çap / 3 cm uzunluk	0.8017	-	-	-
0.2 mm çap / 4 cm uzunluk	0.8353	-	-	-
4 cm uzunluk / 0.1 mm çap	0.8389	0.9069	0.8846	0.8336
4 cm uzunluk / 0.2 mm çap	0.8353	0.8377	0.8222	0.7478
4 cm uzunluk / 0.4 mm çap	0.6858	0.7128	0.7070	0.6930

Tablo 20’de verilen farklı boyut ve farklı şekillerdeki bütün teller için farklı ortamlarda alınan ölçümler ile modelleme verilerinin korelasyon analizi sonuçlarına bakıldığında kalınlık arttıkça korelasyon katsayısının düştüğü, uzunluk arttıkça korelasyon katsayısının arttığı gözlemlenmiştir. Bu sonuçlara göre hava ortamında 4 cm uzunlukta ve 0.1 mm çapında U-formdaki NiTi telin 1’e çok yakın olan 0.9069 korelasyon katsayısı ile en doğru modellenebilen boyut ve şekle sahip olduğu görülmüştür.

3.5. One-Way ANOVA ve Post-Hoc Tukey Analizi Sonuçları

4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip U-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$), bu değişimlerin ortalamaları ve standart sapmaları Tablo 21’de verilmiştir.

Tablo 21. 4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip u-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$)

Çap	1. tele ait $\Delta R(\%)$	2. tele ait $\Delta R(\%)$	3. tele ait $\Delta R(\%)$	$\Delta R(\%)$ Değerlerinin Ortalaması	$\Delta R(\%)$ Değerlerinin Standart Sapması
0.1 mm	-8,019	-8,502	-7,375	-7,965	0,461658
0.2 mm	-3,855	0,339	-3,32	-2,279	1,863812
0.4 mm	5,277	9,015	6,786	7,026	1,535439

Bu veriler ile One-Way ANOVA analizi yapıldığında, p değeri 0.0001259 olarak bulunmuştur. p değerinin 0.05'ten küçük olmasıyla gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar olduğunu gösterilmiş oldu.

Tablo 22. 4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip u-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$) ile yapılan Post-Hoc Tukey Analizi sonuçları

Gruplar	Fark	SE	Q	Kritik Ortalama	p değeri
0.1 mm/ 0.2 mm	5.6867	1.0037	5.6657	4.3553	0.01662
0.1 mm/ 0.4 mm	14.9913	1.0037	14.9361	4.3553	0.0001045
0.2 mm/ 0.4 mm	9.3047	1.0037	9.2704	4.3553	0.001468

ANOVA ile elde edilen veriler kullanılarak gerçekleştirilen Post-Hoc Tukey Analizi sonuçları Tablo 22'de gösterilmiştir. Analiz sonucunda verilen p değerlerine bakıldığında 0.1 mm/0.4 mm'ye ait p değerinin nispeten daha düşük olduğu görülmektedir. Bu durum, istatistiksel olarak gruplar arasındaki en belirgin farkın bu grup arasında olduğunu göstermektedir. Ayrıca p değerinin 0.05'ten düşük olması, tüm

durumlarda, bu farkların rastgelelikten kaynaklanmadığını göstermektedir. 0.1 mm için yapılan tüm analizler göz önüne alındığında, Tablo 21’de gösterildiği gibi en büyük $\Delta R(\%)$ oranına sahip olması, en düşük standart sapmaya sahip olması ve Tablo 22’de gösterildiği gibi en düşük p değerine sahip olması nedenleri ile distile su ve gliserol ortamları arasında en iyi değişimi veren boyut olduğu sonucuna varılmaktadır.



4. BÖLÜM

TARTIŞMA-SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu tez çalışmasında şekil hafızalı ve süperelastik bir malzeme olan NiTi'nin elektriksel özelliklerinin mekanik stresle değişiminden faydalanan impedimetrik bir biyosensör çalışması için, elektriksel olarak modellenmesi ve farklı frekanslardaki osilatif sinyaller ile uyarılan malzemenin farklı ortamlardaki davranışının simülasyonu gerçekleştirildi. Bu simülasyon ile NiTi telin kHz-MHz seviyelerinde uyarıldığında davranışları gözlemlendi ve NiTi telin biyosensör olarak kullanımı için optimum geometri belirlendi.

İlk olarak, ANSYS ile tasarlanan farklı boyut ve farklı şekillerdeki NiTi tellerin modal analizi gerçekleştirildi. Bu analiz sonuçlarında elde edilen NiTi tellerin doğal frekansları öngörülen MHz seviyelerine ulaşmadı. NiTi tellerin düz ve U-formdaki doğal frekansları kıyaslandığında U-formdaki tellerin yani bükümlü tellerin daha yüksek doğal frekanslara sahip olduğu görüldü. Bu nedenle sonraki aşama olan empedans analizi ve empedans analizi simülasyonlarında U-formda NiTi teller de kullanıldı.

İkinci olarak, modal analiz ile modellenen NiTi teller temin edildi. NiTi teller empedans analizörü aracılığı ile 0.01-10 MHz aralığında 0.01 MHz adım aralıkları ile uyarıldı. Bu işlem farklı boyutlardaki ve farklı ortamlardaki NiTi teller için gerçekleştirildi. NiTi tellerin kHz-MHz seviyelerinde uyarımlara yanıt verdiği gösterilmiş oldu. Empedans yanıtları kıyaslandığında U-formdaki NiTi tellerin, modal analiz sonucunda öngörüldüğü gibi, düz NiTi tellere göre daha yüksek olduğu görüldü ve modal analiz sonuçları doğrulandı. NiTi tellerin uzunluklarının değişimi ile ortaya çıkan empedans yanıtlarındaki değişimler kıyaslandığında, telin uzunluğu arttıkça

empedans yanıtlarının arttığı görüldü. Çapları yani kalınlıklarının değişimi ile ortaya çıkan empedans yanıtlarındaki değişimler kıyaslandığında, telin kalınlığı azaldıkça empedans yanıtlarının arttığı görüldü. Ölçüm yapılan ortamlardaki empedans yanıtları kıyaslandığında, distile su ve hava ortamındaki yanıtların birbirine çok yakın olduğu, gliserol ortamındaki yanıtların nispeten düşük olduğu görülmüştür. Bu aşamada en yüksek empedans yanıtına sahip olan model U-formda 4 cm uzunlukta, 0.1 mm çapındaki NiTi tel olmuştur.

Üçüncü olarak, NiTi tellerin empedans analizi MATLAB Simulink aracılığı ile her ortam için ayrı ayrı eşdeğer devreleri tasarlanarak modellendi. Telin kalınlığı ve uzunluğu ile ortaya çıkan empedans değişiminin simüle edilebilmesi için eşdeğer devrede bulunan kapasitans, indüktans ve dirence gerekli formüller aktarıldı. Model verileri ve gerçek ölçüm verilerinden ekstrapolasyon ile modelleme verileri oluşturuldu. Modelleme sonuçlarındaki NiTi tellerin uzunluklarının ve kalınlıklarının değişimi ile ortaya çıkan empedans yanıtlarındaki değişimler kıyaslandığında, gerçek ölçüm verilerinde olduğu gibi empedans yanıtlarının telin uzunluğu ile doğru, kalınlığı ile ters orantılı olduğu görüldü. Ölçüm yapılan ortamlardaki empedans yanıtları kıyaslandığında, yine gerçek ölçüm verilerinde olduğu gibi, distile su ve hava ortamındaki yanıtların birbirine çok yakın olduğu, gliserol ortamındaki yanıtların nispeten düşük olduğu görülmüştür. Bu aşamada da en yüksek empedans yanıtına sahip olan model U-formda 4 cm uzunlukta, 0.1 mm çapındaki NiTi tel olmuştur.

Dördüncü olarak, gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri kıyaslandı ve modelleme verilerinin gerçek ölçüm verileri ile uyumunu analiz etmek amacı ile korelasyon analizi yapıldı. NiTi telin her boyut ve her ortamdaki gerçek ölçüm ve modelleme verileri pozitif korelasyon gösterdi. Hava ortamında yapılan analizler sonucu alınan gerçek ölçüm verileri ile modelleme verileri, her boyut için, distile su ve gliserol ortamına göre daha yüksek bir korelasyon gösterdi. 0.1 mm çapındaki tel, her ortam için, 0.2 mm ve 0.4 mm çapındaki tellere göre daha yüksek bir korelasyon göstermiştir. Tellerin kalınlığı azaldıkça ölçüm ve modelleme verileri arasındaki korelasyon katsayıları artış göstermiştir. En yüksek korelasyon katsayısına sahip olan hava ortamında 4 cm uzunlukta ve 0.1 mm çapında U-formdaki NiTi telin korelasyon katsayısı 0.9069'dur.

Beşinci olarak, 4 cm uzunluk ve 0.1 mm çapa sahip U-formdaki tellerin distile su ve gliserol içerisindeki R değerlerinin değişimleri ($\Delta R(\%)$) hesaplandı ve bu verilerin,

aralarındaki ortalama farkların istatistiksel olarak anlamlı olup olmadığı One-Way ANOVA testi ile belirlendi. ANOVA testi sonucunda gruplar arasında istatistiksel olarak anlamlı farklar bulundu. Her bir grup çifti arasındaki ortalama farkları karşılaştırmak ve bu farkların anlamlı olup olmadığını değerlendirmek için Post-Hoc Tukey analizi yapıldı. Analiz sonucunda bütün gruplar için p değeri 0.05'ten düşük bulundu ve böylece gruplar arasındaki farkların anlamlı olduğu sonucuna varıldı. 4 cm uzunluğunda 0.1 mm çapında U-formdaki telin distile su ve gliserol arasındaki $\Delta R(\%)$ değişiminin en iyi olduğu görüldü.

Bütün modelleme ve analiz sonuçlarına göre model ve gerçek ölçüm değerlerinin tutarlı olduğu, modellemenin doğru yapıldığı görüldü. En yüksek empedans yanıtına sahip olan modelin yani biyosensör çalışması için optimum geometriye sahip modelin U-formda 4 cm uzunlukta 0.1 mm çapındaki NiTi tel olduğu belirlendi. Düz ve U-formdaki telleri kıyaslandığında U-formdaki tellerin daha yüksek doğal titreşim frekansına sahip olduğu görüldü. Böylece modal analiz sonuçları ve NiTi'nin şekil hafıza ve süperelastiklik özellikleri ile görülen faz dönüşümlerinin, direnç değişimini etkileyerek empedansın da değişmesini sağladığı doğrulandı. NiTi telin modellenmesi için en yüksek güvenilir ortamın hava olduğu görüldü. NiTi telin MHz seviyelerinde çalışabilirliği gösterildi. Bu sonuçlar, NiTi'nin yüksek frekanslardaki davranışlarını sensör çalışmasında kullanılabilirliğini ortaya koyarak literatüre katkı sağlayacaktır. Çalışmalarda kullanılan boyutlara kıyasla, nano boyutta kullanıldığında daha büyük empedans yanıtları verebilir. Sensörün nano boyutta yapılacak olan modelleme ve analizleri gelecek çalışmalar için bir yol olabilir. Biyouyumlu bir malzeme olan NiTi vücut sıvılarında, vücut içerisinde kullanılarak biyosensör çalışmalarında yer alma potansiyeline sahiptir. Bu çalışma NiTi ile yapılacak olan ilerleyen aşamalardaki çalışmaların yönlendirilmesi için önem arz etmektedir.

KAYNAKÇA

1. Tüylek, Z., 2017. Biyosensörler ve nanoteknolojik etkileşim. **Bitlis Eren Üniversitesi Fen Bilimleri Dergisi**, **6(2)**: p. 71-80.
2. Eggins, B.R., 2013. Biosensors: an introduction. **Springer-Verlag**.
3. Usta, B., 2011. Polipirol Temelli Sensör ve Potansiyometrik Dedektör Tasarımı ve Uygulamaları. Anadolu Üniversitesi, Doktora Tezi, Eskişehir.
4. Naghdi, S., et al., 2018. A review of conductive metal nanomaterials as conductive, transparent, and flexible coatings, thin films, and conductive fillers: Different deposition methods and applications. **Coatings**, **8(8)**: p. 278.
5. Feyziazar, M., et al., 2022. Recent advances on the piezoelectric, electrochemical, and optical biosensors for the detection of protozoan pathogens. **TrAC Trends in Analytical Chemistry**, **157**: p. 116803.
6. Grieshaber, D., et al., 2008. Electrochemical biosensors-sensor principles and architectures. **Sensors**, **8(3)**: p. 1400-1458.
7. Naresh, V. and N. Lee, 2021. A review on biosensors and recent development of nanostructured materials-enabled biosensors. **Sensors**, **21(4)**: p. 1109.
8. Li, J.-h., et al., 2020. Preparation and performance of electrochemical glucose sensors based on copper nanoparticles loaded on flexible graphite sheet. **New Carbon Materials**, **35(4)**: p. 410-419.
9. Lim, S.A. and M.U. Ahmed, 2016. Electrochemical immunosensors and their recent nanomaterial-based signal amplification strategies: A review. **RSC advances**, **6(30)**: p. 24995-25014.
10. Han, D., et al., 2014. Electrochemical signal amplification for immunosensor based on 3D interdigitated array electrodes. **Analytical chemistry**, **86(12)**: p. 5991-5998.
11. Srivastava, A., et al. 2016. Design of an ultra thin strain sensor using superelastic nitinol for applications in minimally invasive surgery. in *2016 IEEE International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, IEEE.
12. Ruth, D.J.S., 2021. Design concepts for NiTiNol wires to function as a sensor. **Transactions of the Indian National Academy of Engineering**, **6(2)**: p. 523-531.

13. Feeney, A., 2014. Nitinol cymbal transducers for tuneable ultrasonic devices. PhD Thesis, University of Glasgow.
14. Ramanavičius, A., A. Ramanavičienė, and A. Malinauskas, 2006. Electrochemical sensors based on conducting polymer—polypyrrole. **Electrochimica acta**, **51**(27): p. 6025-6037.
15. Safavi, M.S., et al., 2023. Surface modified NiTi smart biomaterials: Surface engineering and biological compatibility. **Current Opinion in Biomedical Engineering**, **25**: p. 100429.
16. Haider, W., et al., 2009. Surface modifications of nitinol. **Journal of long-term effects of medical implants**, **19**(2).
17. Safavi, M.S., et al., 2022. Additive manufacturing: an opportunity for the fabrication of near-net-shape NiTi implants. **Journal of Manufacturing and Materials Processing**, **6**(3): p. 65.
18. Shabalovskaya, S.A., 2002. Surface, corrosion and biocompatibility aspects of Nitinol as an implant material. **Bio-medical materials and engineering**, **12**(1): p. 69-109.
19. Chan, W.-S., K. Gulati, and O.A. Peters, 2023. Advancing Nitinol: From heat treatment to surface functionalization for nickel–titanium (NiTi) instruments in endodontics. **Bioactive Materials**, **22**: p. 91-111.
20. Thompson, S., 2000. An overview of nickel–titanium alloys used in dentistry. **International endodontic journal**, **33**(4): p. 297-310.
21. Machado, L. and M. Savi, 2003. Medical applications of shape memory alloys. **Brazilian journal of medical and biological research**, **36**: p. 683-691.
22. Es-Souni, M., M. Es-Souni, and H. Fischer-Brandies, 2005. Assessing the biocompatibility of NiTi shape memory alloys used for medical applications. **Analytical and bioanalytical chemistry**, **381**: p. 557-567.
23. Shabalovskaya, S., 1995. Biological aspects of TiNi alloy surfaces. **Journal de Physique IV**, **5**(C8): p. C8-1199-C8-1204.
24. Ryhänen, J., 1999. Biocompatibility evaluation of nickel-titanium shape memory metal alloy. University Hospital of Oulu, academic thesis, London
25. Mantovani, D., 2000. Shape memory alloys: Properties and biomedical applications. **Jom**, **52**: p. 36-44.

26. Hall, T.A., 1993. Joint, a laminate, and a method of preparing a nickel-titanium alloy member surface for bonding to another layer of metal. Google Patents.
27. Shaw, J.A., 2008. Tips and tricks for characterizing shape memory alloy wire: part 1—differential scanning calorimetry and basic phenomena. 2008.
28. Bach, C., et al., 2013. A self-expanding thermolabile nitinol stent as a minimally invasive treatment alternative for ureteral strictures in renal transplant patients. **Journal of Endourology**, **27**(12): p. 1543-1545.
29. Kumar, P. and D. Lagoudas, 2008. Introduction to shape memory alloys, in Shape memory alloys: modeling and engineering applications. **Springer**. p. 1-51.
30. Acar, E., 2018. Şekil hafızalı alaşımların biyomedikal uygulamaları. **Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi**, **14**: p. 134-144.
31. Daly, S., G. Ravichandran, and K. Bhattacharya, 2007. Stress-induced martensitic phase transformation in thin sheets of Nitinol. **Acta Materialia**, **55**(10): p. 3593-3600.
32. Paula, A., et al., 2004. Effect of thermal cycling on the transformation temperature ranges of a Ni–Ti shape memory alloy. **Materials Science and Engineering: A**, **378**(1-2): p. 92-96.
33. McNANEY, J.M., Imbeni, V., Jung, Y., Papadopoulos, P., & Ritchie, R. O. , 2003. An experimental study of the superelastic effect in a shape-memory Nitinol alloy under biaxial loading. **Mechanics of materials**, p. 35(10), 969-986.
34. Meyer Jr, R. and R. Newnham, 2000. Flextensional transducers with shape memory caps for tunable devices. **Journal of intelligent material systems and structures**, **11**(3): p. 199-205.
35. Van Humbeeck, J., 1999. Non-medical applications of shape memory alloys. **Materials Science and Engineering: A**, **273**: p. 134-148.
36. Duerig, T., A. Pelton, and D. Stöckel, 1999. An overview of nitinol medical applications. **Materials Science and Engineering: A**, 1999. **273**: p. 149-160.
37. Huang, W., 2002. On the selection of shape memory alloys for actuators. **Materials & design**, **23**(1): p. 11-19.
38. Stöckel, D., 1998. Nitinol-A material with unusual properties. **Endovascular Update**, **1**(1): p. 1-8.

39. Poncet, P.P., 2000. Nitinol medical device design considerations. **Strain**, **2**(4): p. 6.
40. Pelton, A.R., J. Dicello, and S. Miyazaki, 2000. Optimisation of processing and properties of medical grade Nitinol wire. **Minimally Invasive Therapy & Allied Technologies**, **9**(2): p. 107-118.
41. Duerig, T., 2012. Shape memory alloys. **ASM Handbook**, **23**: p. 237-250.
42. Rubanik Jr, V., V. Rubanik, and V. Klubovich, 2008. The influence of ultrasound on shape memory behavior. **Materials Science and Engineering: A**, **481**: p. 620-622.
43. Belyaev, S., A. Volkov, and N. Resnina, 2014. Alternate stresses and temperature variation as factors of influence of ultrasonic vibration on mechanical and functional properties of shape memory alloys. **Ultrasonics**, **54**(1): p. 84-89.
44. Newnham, R., et al., 2002. Size effects in capped ceramic underwater sound projectors. in *OCEANS'02 MTS/IEEE*, IEEE.
45. Yang, H., et al., 2020. High strength and high conductivity Cu alloys: A review. **Science China Technological Sciences**, **63**(12): p. 2505-2517.
46. Yu, H.-y., et al. 2017. The development of high strength-high conductive aluminum conductors. in *Electrical Engineering and Automation: Proceedings of the International Conference on Electrical Engineering and Automation (EEA2016)*, World Scientific.
47. Zhang, H.-Q., et al., 2020. High electrical and thermal conductivity of nano-Ag paste for power electronic applications. **Acta Metallurgica Sinica (English Letters)**, **33**: p. 1543-1555.
48. Kumar, V., et al., 2002. Thermally-stable low-resistance Ti/Al/Mo/Au multilayer ohmic contacts on n-GaN. **Journal of applied physics**, **92**(3): p. 1712-1714.
49. Park, K. and J. Lee, 2007. Mn–Ni–Co–Cu–Zn–O NTC thermistors with high thermal stability for low resistance applications. **Scripta Materialia**, **57**(4): p. 329-332.
50. Toptaş, E., N. Akkuş, and G. Genç., 2008. Şekil Hafızalı Alaşımli Telin Elektrik Akımı Altındaki Davranışının Deneysel İncelemesi. in *Proceedings of 12th International Materials Symposium (IMSP'2008)*, Ekim.

51. Holton, A., et al., 2002. Comparative mri compatibility of 316l stainless steel alloy and nickel–titanium alloy stents: Original article technical. **Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance**, **4**(4): p. 423-430.
52. Trepanier, C., et al., 1999. Preliminary investigation of the effects of surface treatments on biological response to shape memory NiTi stents. **Journal of Biomedical Materials Research: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials**, **48**(2): p. 165-171.
53. Patel, S.K., et al., 2020. A review on NiTi alloys for biomedical applications and their biocompatibility. **Materials today: proceedings**, **33**: p. 5548-5551.
54. Viscuso, S., et al., 2021. Shape memory alloys for space applications in Shape Memory Alloy Engineering., **Elsevier**. p. 609-623.
55. Nevin, S., El-Ashkar, J., Gillaspie, C., & Hartl, D. , 2022. Shape Memory Alloys for Regulating TCS in Space (SMARTS): Validated Multiphysical Modeling and Design Optimization of Morphing Composite Radiators. *51st International Conference on Environmental Systems*, July.
56. Shreekrishna, S., R. Nachimuthu, and V.S. Nair, 2023. A review on shape memory alloys and their prominence in automotive technology. **Journal of Intelligent Material Systems and Structures**, **34**(5): p. 499-524.
57. Saadat, S., et al., 2002. An overview of vibration and seismic applications of NiTi shape memory alloy. **Smart materials and structures**, **11**(2): p. 218.
58. Browne, A.L., et al., 2011. SMA heat engines: advancing from a scientific curiosity to a practical reality. *Smart materials, structures and NDT in Aerospace*. Montreal, Quebec, Canada: CANSMART CINDE IZFP, 2011.
59. Grossmann, C., et al., 2009. Elementary transformation and deformation processes and the cyclic stability of NiTi and NiTiCu shape memory spring actuators. **Metallurgical and Materials Transactions A**, **40**: p. 2530-2544.
60. Pértile, L.B., et al., 2009. In vivo human electrochemical properties of a NiTi-based alloy (Nitinol) used for minimally invasive implants. **Journal of Biomedical Materials Research Part A: An Official Journal of The Society for Biomaterials, The Japanese Society for Biomaterials, and The Australian Society for Biomaterials and the Korean Society for Biomaterials**, **89**(4): p. 1072-1078.

61. Shabalovskaya, S.A., 1996. On the nature of the biocompatibility and on medical applications of NiTi shape memory and superelastic alloys. **Bio-medical materials and engineering**, **6**(4): p. 267-289.
62. Andreasen, G.F. and T.B. Hilleman, 1971. An evaluation of 55 cobalt substituted Nitinol wire for use in orthodontics. **The journal of the American dental association**, 1971. **82**(6): p. 1373-1375.
63. Torrisi, L., 1999. The NiTi superelastic alloy application to the dentistry field. **Bio-medical materials and engineering**, **9**(1): p. 39-47.
64. Petrini, L. and F. Migliavacca, 2011. Biomedical applications of shape memory alloys. **Journal of Metallurgy**, **1**: p. 501483.
65. Idelsohn, S., et al., 2004. Continuous mandibular distraction osteogenesis using superelastic shape memory alloy (SMA). **Journal of Materials Science: Materials in Medicine**, **15**(4): p. 541-546.
66. Lagoudas, D.C., O.K. Rediniotis, and M.M. Khan, 2000. Applications of shape memory alloys to bioengineering and biomedical technology. **Scattering theory and biomedical engineering modelling and applications**, p. 195-207.
67. Costamagna, G., et al., 2012. Treatment of malignant gastroduodenal obstruction with a nitinol self-expanding metal stent: an international prospective multicentre registry. **Digestive and Liver Disease**, **44**(1): p. 37-43.
68. Rossi, P., et al., 1994. Metallic stents in malignant biliary obstruction: results of a multicenter European study of 240 patients. **Journal of Vascular and Interventional Radiology**, **5**(2): p. 279-285.
69. Talreja, J.P., et al., 2012. Fully covered removable nitinol self-expandable metal stents (SEMS) in malignant strictures of the esophagus: a multicenter analysis. **Surgical Endoscopy**, **26**: 1664-1669.
70. Kujawski, K., M. Stasiak, and J. Rysz, 2012. The evaluation of esophageal stenting complications in palliative treatment of dysphagia related to esophageal cancer. **Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research**, **18**(5): CR323.
71. Matsuzaki, A., et al., 2004. Clinical Study of Intraurethral Stent (MEMOKATH®) for Prostatic Hyperplasia-Study of the Changes in Uroflowmetry and International Prostate Symptom Score in the Early Phase

- after Insertion of the Stent. **Nishinohon Journal Of Urology**, **66**(10): p. 637-643.
72. Deyhle, H., S. Mushkolaj, and M. Wieland, 2009. The challenges in artificial muscle research to treat incontinence. **Swiss medical weekly**, **139**(4142): p. 591-591.
73. Montenegro-Santillán, R., et al., 2013. An in vitro comparison of cyclic fatigue resistance of ProTaper universal and GT series X files. **Medicina Oral Patología Oral y Cirugía Bucal**, **18**(3): p. e533.
74. Pelton, A., D. Stöckel, and T. Duerig., 2000. Medical uses of nitinol. in **Materials science forum**. Trans Tech Publ.
75. Auricchio, F., et al., 2015. SMA biomedical applications, in Shape memory alloy engineering. **Elsevier**. p. 627-658.
76. Harrysson, O.L., et al., 2008. Direct metal fabrication of titanium implants with tailored materials and mechanical properties using electron beam melting technology. **Materials Science and Engineering: C**, **28**(3): p. 366-373.
77. Duerig, W., et al., 1990. Engineering aspects of shape memory alloys Butterworth. **Elsevier**, **1**.
78. Kujala, S., et al., 2002. Bone modeling controlled by a nickel–titanium shape memory alloy intramedullary nail. **Biomaterials**, **23**(12): p. 2535-2543.
79. Coati, M., et al., 2012. Intramedullary nail comprising elements of shape-memory material. Google Patents.
80. Levi, D.S., N. Kusnezov, and G.P. Carman, 2008. Smart materials applications for pediatric cardiovascular devices. **Pediatric research**, **63**(5): p. 552-558.
81. Fumagalli, L., F. Butera, and A. Coda, 2009. SmartFlex NiTi wires for shape memory actuators. **Advances in Science and Technology**, **59**: p. 198-206.
82. Hou, G.-Y., et al., 2016. Electrocatalytic performance of Ni-Ti-O nanotube arrays/NiTi alloy electrode annealed under H₂ atmosphere for electro-oxidation of methanol. **International Journal of Hydrogen Energy**, **41**(22): p. 9295-9302.
83. Rasooly, A., 2005. Biosensor technologies. **Methods**, **1**(37): p. 1-3.
84. Bogomolova, A., et al., 2009. Challenges of electrochemical impedance spectroscopy in protein biosensing. **Analytical chemistry**, **81**(10): p. 3944-3949.

85. Lisdat, F. and D. Schäfer, 2008. The use of electrochemical impedance spectroscopy for biosensing. **Analytical and bioanalytical chemistry**, **391**: p. 1555-1567.
86. Sadik, O., et al., 2002. Differential impedance spectroscopy for monitoring protein immobilization and antibody– antigen reactions. **Analytical Chemistry**, **74**(13): p. 3142-3150.
87. Golichenari, B., et al., 2019. *Electrochemical-based biosensors for detection of Mycobacterium tuberculosis and tuberculosis biomarkers*. **Critical reviews in biotechnology**, **39**(8): p. 1056-1077.
88. Ravalli, A., et al., 2016. Electrochemical, electrochemiluminescence, and photoelectrochemical aptamer-based nanostructured sensors for biomarker analysis. **Biosensors**, **6**(3): p. 39.
89. Safarpour, H., et al., 2020. Optical and electrochemical-based nano-aptasensing approaches for the detection of circulating tumor cells (CTCs). **Biosensors and Bioelectronics**, **148**: p. 111833.
90. Malhotra, B.D. and M.A. Ali, 2018. Nanomaterials in biosensors: Fundamentals and applications. **Nanomaterials for biosensors**, p. 1.
91. Shanker, A., K. Lee, and J. Kim, 2014. Synthetic hybrid biosensors., **Synthetic Biology**, **2**
92. Chaubey, A. and B., 2002. Malhotra, Mediated biosensors. **Biosensors and Bioelectronics**, **17**(6-7): p. 441-456.
93. Dzyadevych, S. and N. Jaffrezic-Renault, 2014. Conductometric biosensors, in Biological Identification. **Elsevier**. p. 153-193.
94. Radhakrishnan, R., et al., 2014. Impedance biosensors: Applications to sustainability and remaining technical challenges. **ACS Sustainable Chemistry & Engineering**, **2**(7): p. 1649-1655
95. Dym, C., 2004. Principles of mathematical modeling. **Elsevier**.
96. Kincaid, D.R. and E.W. Cheney, 2009. **Numerical analysis: mathematics of scientific computing**, **2**. American Mathematical Soc.
97. Alloy, S.-b.S.M., 2019. Selective Laser Control of S-bend Shape Memory Alloy Micro Actuator with Metasurface. Seoul National University Graduate School, PhD Thesis, Seoul.

98. Liu, J., et al., 2013. Compliant articulation structure using superelastic Nitinol. **Smart Materials and Structures**, **22**(9): p. 094018.
99. Çakıl, T., H. Carlak, and Ö. Şükrü, 2020. Akustik Dalgaların Farklı Ortam Yüzeylerindeki Basınç Ve Hiz Etkilerinin Fdtd Metodu İle Çözümlemesi. **Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi**. **8**(3): p. 844-855.
100. Yıldız E., G.S., 2005. Farklı Bölgelerde Elektromanyetik Dalga Radyasyonunun Sonlu Fark Zaman Domeni Analizi, in *Uluslararası İleri Teknolojiler Sempozyumu*. Konya.
101. Kaya S., T.M., Karakaya H., Aslan E., 2015. Kızılötesi Bölgede Çalışan Rüzgâr Güllü Şeklindeki Nano Yapıların Tasarımı ve Üretimi. Erciyes Üniversitesi, Proje: FBA-2014-5048.
102. Chung, T., 1978. Finite element analysis in fluid dynamics. **NASA STI/Recon Technical Report A**, **78**: p. 44102.
103. Mallett, R.H. and P.V. Marcal, 1968. Finite element analysis of nonlinear structures. **Journal of the structural division**, **94**(9): p. 2081-2106.
104. Li, W., et al., 2019. Finite-element analysis of an electromechanical impedance-based corrosion sensor with experimental verification. **Journal of Aerospace Engineering**, **32**(3): p. 04019012.
105. Erdemir, A., et al., 2012. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. **Journal of biomechanics**, **45**(4): p. 625-633.
106. Rajappan, R. and M. Vivekanandhan, 2013. Static and modal analysis of chassis by using FEA. **International Journal of Engineering and Science**, **2**(2): p. 63-73.
107. Mohammed, S. and H. Desai, 2014. Basic concepts of finite element analysis and its applications in dentistry: An overview. **Oral Hyg Health**, **2**(156): p. 2332-0702.1000156.
108. Richmond, B.G., et al., 2005. Finite element analysis in functional morphology. *The Anatomical Record Part A: Discoveries in Molecular, Cellular, and Evolutionary Biology: An Official Publication of the American Association of Anatomists*, **283**(2): p. 259-274.
109. Lengvarský, P., J. Bocko, and M. Hagara, 2013. Modal analysis of titan cantilever beam using ANSYS and SolidWorks. **American Journal of Mechanical Engineering**, **1**(7): p. 271-275.

110. Huei-Huang, L., 2011. Finite Element Simulations with Ansys Workbench 13. Schroff Development Corporation.
111. Çağlayan, İ., 2009. Rezonans: Makinaların ve yapıların gizli düşmanı. **Mühendis ve Makina**, **50**(598): p. 55-60.
112. Burnett, B., 2018. Effects of Tension on Resonant Frequencies of Strings. Linfield University, Bachelor of Science Thesis, United States.
113. Ali, O.M.M., R.H.M. Al-Kalali, and E.M.M. Mubarak, 2018. Vibrational analysis of composite beam embedded with Nitinol shape memory alloy wires. **International Journal of Engineering & Technology**, **7**(3.4): p. 143-150.
114. Ewins, D., 2000. Modal Testing Theory, Practice and Application. Research Studies Press LTD. Baldock, Hertfordshire, England, 1000(0): p. 1000.
115. Yu, Y., et al., 2017. Modal and harmonic response analysis of key components of ditch device based on ANSYS. **Procedia Engineering**, **174**: p. 956-964.
116. Dezfuli, F.H., S. Khalilian, and A. Abedian., 2010. Dynamic control of plate with embedded shape memory alloy wires. in *27th International Congress of the Aeronautical Sciences*.
117. Talikoti, B., et al., 2016. Harmonic analysis of a two cylinder crankshaft using ANSYS. in *2016 International Conference on Inventive Computation Technologies (ICICT)*, IEEE.
118. Raj, R., P.K. Sinha, and E.V. Prakash, 2015. Modelling, Simulation and Analysis of Cantilever Beam of Different Material By Finite Element Method, Ansys & Matlab. **Governing**, **4**: p. 5.
119. Wang, D., et al., 2012. Vibration modal analysis for a finned-tube heat exchanger based on COMSOL. **Recent Advances in Computer Science and Information Engineering**, **3**, p. 361-366.
120. Kim, Y.-j. and S.-j. Park, 2015. Modeling, Analysis and Propose improved Design of Smart Phone Cradle. Proceeding of EDISON Challenge, p. 452-459.
121. Singhal, R., W. Guan, and K. Williams, 2002. Modal analysis of a thick-walled circular cylinder. **Mechanical systems and signal processing**, **16**(1): p. 141-153.
122. Yin, J., Y. Xie, and P. Chen., 2009. Modal analysis comparison of beam and shell models for composite blades. in *2009 Asia-Pacific Power and Energy Engineering Conference*. IEEE.

123. Ramji, K., et al., 2011. Computer aided analysis of mild steel and FRP composite foundations. **International Journal of Computer Aided Engineering and Technology**, **3**(2): p. 175-203.
124. Batel, M., 2002. Operational modal analysis-another way of doing modal testing. **Sound and Vibration**, **36**(8): p. 22-27.
125. Raoa, P.S., 2012. Experimental and analytical modal analysis of welded structure used for vibration based damage identification. **Global Journals of Research in Engineering**, **12**(A1): p. 45-50.
126. Parsai, E.I., et al., 2019. A novel and innovative device to retract rectum during radiation therapy of pelvic tumors. **Journal of applied clinical medical physics**, **20**(1): p. 194-199.
127. Knick, C.R., et al., 2019. High frequency, low power, electrically actuated shape memory alloy MEMS bimorph thermal actuators. **Journal of Micromechanics and Microengineering**, **29**(7): p. 075005.
128. Bale, A.S., S.V. Reddy, and S. Tiwari., 2020. Effect of residual stress on resonant frequency in Nitinol based thin film resonator. in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. IOP Publishing.
129. Zhang, H., L. Shanmei, and A. Wu., 2015. The modal analysis of 20 MN forging hydraulic press. in *2015 8th International Conference on Intelligent Computation Technology and Automation (ICICTA)*. IEEE.
130. Turner, T.L. and H.D. Patel, 2007. Analysis of SMA hybrid composite structures in MSC. Nastran and ABAQUS. **Journal of intelligent material systems and structures**, **18**(5): p. 435-447.
131. Hu, D., R. Lei, and Y. Zhao., 2017. Numerical Analysis and Structure Design for the Airborne Pod Bracket Based on UG and ANSYS workbench. in *2016 6th International Conference on Advanced Design and Manufacturing Engineering (ICADME 2016)*. Atlantis Press.
132. Iglesias, A.M., 2000. Investigating various modal analysis extraction techniques to estimate damping ratio. **Virginia Tech**.
133. Annamdas, V.G., et al., 2013. Efficiency of electromechanical impedance for load and damage assessment along the thickness of lead zirconate titanate transducers in structural monitoring. **Journal of intelligent material systems and structures**, **24**(16): p. 2008-2022.

134. Carvalho de Sousa, A. and J.R. Bueno., 2017. Implementation of Finite Element Method in Matlab for assessing modes and natural frequencies of 2D rectangular plates. in *Proceedings of Meetings on Acoustics 173EAA*. Acoustical Society of America.
135. McCummiskey, E., et al., 2007. The determination and evaluation of Nitinol constitutive models for finite element analysis. in *Applied Mechanics and Materials*. Trans Tech Publ.
136. ANSYS, 2009. Theory Reference for the Mechanical APDL and Mechanical Applications. Vol. 12.1 4.6
137. Gall, K., et al., 1999. Tension–compression asymmetry of the stress–strain response in aged single crystal and polycrystalline NiTi. **Acta Materialia**, **47**(4): p. 1203-1217.
138. Siddons, D. and J. Moon, 2001. Tensile and compression performance of superelastic NiTi tubing. **Materials science and technology**, **17**(9): p. 1073-1078.
139. Buselli, E., et al., 2008. Superelastic leg design optimization for an endoscopic capsule with active locomotion. **Smart materials and structures**, **18**(1): p. 015001.
140. Hussein, M.T., *Axisymmetric Vibration of Oblate Spheroidal Shells Of Varying Thickness.*, Bablyon University, thesis.
141. Duffy, K.P., S.A. Padula II, and D.A. Scheiman., 2008. Damping of high-temperature shape memory alloys. in *Behavior and Mechanics of Multifunctional and Composite Materials 2008*. SPIE.
142. Samson, R.M., et al., 2020. Vibration analysis of nitinol shape memory alloy in carbon fibre reinforced polymer composites. in *IOP Conference Series: Materials Science and Engineering*. IOP Publishing.
143. Dora, T.R.K., et al., 2021. Investigations into sample geometry effects on the superelastic and fatigue behavior of Nitinol: Modeling and experiments. **Materialia**, **20**: p. 101256.
144. Malik, A.F., et al., 2008. Modeling and designing of RF MEMS switch using ANSYS. in *2008 4th International Conference on Emerging Technologies*. IEEE.

145. Huang, X., et al., 2017. The resistance–amplitude–frequency effect of in–liquid quartz crystal microbalance. **Sensors**, **17**(7): p. 1476.
146. Mao, Z., et al., 2009. Circuit simulation of the behavior of exploding wires for nano-powder production. **Laser and Particle Beams**, **27**(1): p. 49-55.
147. Yu, Q., T.W. Holmes, and K. Naishadham, 2002. RF equivalent circuit modeling of ferrite-core inductors and characterization of core materials. **IEEE Transactions on Electromagnetic Compatibility**, **44**(1): p. 258-262.
148. Chen, J., et al., 2022. Realization of optically transparent and broadband frequency selective absorber using thin copper wire. **Journal of Applied Physics**, **131**(7).
149. Müller, G. and R. Coyne, 2020. 33. RLC parallel circuit. **Resonant ac circuits**.
150. Karris, S.T., 2007. Signals and systems with MATLAB computing and Simulink modeling. Orchard publications.
151. Scheie, P.O., 1967. Ohms, Mhos, Farads and Membranes. **BioScience**, **17**(12): p. 907-911.
152. M.T.M.T., 2019. Capacitance and Dielectrics, in TEALsim: TEAL classroom visualizations and simulations, **Springer**.
153. Amir, S., B. Chowdhry, and M. Aamir, 2014. Proposed Inductor Design for High Speed Digital Communication Systems through Divergence Analysis of Self Inductance and Variability in Permeability Values of Unaltered Human Hair. **Wireless personal communications**, **76**: p. 479-487.
154. Werthmüller, D., W.A. Mulder, and E.C. Slob, 2019. emg3d: A multigrid solver for 3D electromagnetic diffusion. **Journal of Open Source Software**, **4**(39): p. 1463.
155. Kadam, S., et al., 2021. A Working Model for Mobile Charging using Wireless Power Transmission, **IJIRT**, **8**.
156. Gogtay, N.J. and U.M. Thatte, 2017. Principles of correlation analysis. **Journal of the Association of Physicians of India**, **65**(3): p. 78-81.
157. Senthilnathan, S., 2019. Usefulness of correlation analysis. **SSRN Electronic Journal**, **3416918**.
158. Asuero, A.G., A. Sayago, and A. González, 2006. The correlation coefficient: An overview. **Critical reviews in analytical chemistry**, **36**(1): p. 41-59.

159. Kim, T.K., 2017. Understanding one-way ANOVA using conceptual figures. **Korean journal of anesthesiology**, **70**(1): p. 22-26.
160. Prasad, K. and A. Chari, 2011. Financial performance of public and private sector banks: an application of post-hoc Tukey HSD test. **Indian Journal of Commerce and Management Studies**, **2**(5): p. 79-92.
161. Kim, H.-Y., 2015. Statistical notes for clinical researchers: post-hoc multiple comparisons. **Restorative dentistry & endodontics**, **40**(2): p. 172-176.
162. Brown, A.M., 2005. A new software for carrying out one-way ANOVA post hoc tests. **Computer methods and programs in biomedicine**, **79**(1): p. 89-95.



ÖZGEÇMİŞ

KİŞİSEL BİLGİLER

Adı Soyadı: Melike Yıldırım
Uyruğu: Türkiye (T.C)
Doğum Tarihi ve Yeri: 07.07.1998 – KAYSERİ

EĞİTİM

Derece	Kurum	Mezuniyet Tarihi
Yüksek Lisans	Erciyes Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği	-
Lisans	İstanbul Beykent Üniversitesi, Biyomedikal Mühendisliği	2021
Lise	Sami Yangın Anadolu Lisesi-Meydan Temel Lisesi	2016

İŞ DENEYİMLERİ

Yıl	Kurum	Görev
2024-2024	Kardiyoart Sağlık Hizmetleri	Satış ve Klinik Destek Elemanı
2023-2023	Anda Biyoteknoloji A.Ş.	Sorumlu Müdür

YABANCI DİL

İngilizce

YAYINLAR

Yıldırım M, Soylu MÇ, Farklı Frekanslardaki Empedans Yanıtı Analizi İçin Boyut ve Şekil Açısından Şekil Hafızalı Alaşımın Elektriksel Modellenmesi, 13. Uluslararası Mühendislik, Mimarlık ve Tasarım Kongresi, ISBN:978-625-6471-32-0 · 9 Haz 2024