T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NİTİNOL ENJEKSİYON İĞNESİNİN YUMUŞAK DOKU ÜZERİNDEKİ DAVRANIŞI

Deren AKSOY

YÜKSEK LİSANS TEZİ

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Konstrüksiyon Programı

Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Eş Danışman

Dr. Öğr. Üyesi Berna BOLAT

Ocak, 2023

T.C.

YILDIZ TEKNİK ÜNİVERSİTESİ

FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

NİTİNOL ENJEKSİYON İĞNESİNİN YUMUŞAK DOKU ÜZERİNDEKİ DAVRANIŞI

Deren AKSOY tarafından hazırlanan tez çalışması 26.01.2023 tarihinde aşağıdaki jüri tarafından Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makine Mühendisliği Anabilim Dalı, Konstrüksiyon Programı **YÜKSEK LİSANS TEZİ** olarak kabul edilmiştir.

Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ Yıldız Teknik Üniversitesi Danışman	Dr. Öğr. Üyesi Berna BOLAT Yıldız Teknik Üniversitesi Eş-Danışman

Jüri Üyeleri

Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ, Danışman
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Dr. Öğr. Üyesi Alperen ACAR, Üye
Yıldız Teknik Üniversitesi _____

Doç. Dr. Ali Can KAYA, Üye
Türk Alman Üniversitesi _____

Danışmanım Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ sorumluluğunda tarafımca hazırlanan Nitinol Enjeksiyon İğnesinin Yumuşak Doku Üzerindeki Davranışı başlıklı çalışmada veri toplama ve veri kullanımında gerekli yasal izinleri aldığımı, diğer kaynaklardan aldığım bilgileri ana metin ve referanslarda eksiksiz gösterdiğimi, araştırma verilerine ve sonuçlarına ilişkin çarpıtma ve/veya sahtecilik yapmadığımı, çalışmam süresince bilimsel araştırma ve etik ilkelerine uygun davrandığımı beyan ederim. Beyanımın aksinin ispatı halinde her türlü yasal sonucu kabul ederim.

Deren AKSOY

İmza

Aileme

TEŞEKKÜR

Yüksek lisans tez sürecimin her aşamasında benden destek ve yardımlarını esirgemeyen, bilgi ve önerileri ile kendimi geliştirmemi sağlayan ve tavsiyeleri ile bana yol gösteren, kıymetli danışman hocam Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ ve Dr. Öğr. Üyesi Berna BOLAT' a teşekkürlerimi sunarım.

Hayatımın her anında beni destekleyen, arkamda duran, varlıkları ile bana güç veren, bana her zaman inanan canım aileme teşekkür ederim. Özellikle iyi yerlere gelebilmem için çabalayan ve benimle her koşulda gurur duyan anneme sonsuz teşekkürlerimi sunuyorum.

Deren AKSOY

İÇİNDEKİLER

SİMGE LİSTESİ vii
KISALTMA LİSTESİ viii
ŞEKİL LİSTESİ ix
TABLO LİSTESİ xiii
ÖZET xv
ABSTRACT xvii
1 GİRİŞ 1
1.1 Literatür Özeti ... 1
1.2 Tezin Amacı ... 1
1.3 Hipotez ... 1
2 LİTERATÜR TARAMASI 2
2.1 Şekil Hafızalı Alaşımlar ... 2
2.2 Şekil Hafızalı Alaşımların Fonksiyonel Özellikleri ... 6
2.2.1 Martenzitik Dönüşümler ... 6
2.2.2 Süperelastisite veya Psödoelastisite ... 7
2.2.3 Şekil Hafıza ... 10
2.3 Şekil Hafızalı Malzemelerin Biyomedikal Alanında Uygulamaları ... 14
2.3.1 Diş Hekimliği Uygulamaları ... 14
2.3.2 Ortopedi Uygulamaları ... 17
2.3.3 Genel cerrahi uygulamaları ... 20
2.4 Enjeksiyon Teknikleri ... 22
2.4.1 İntramasküler (IM) Enjeksiyon ... 23
2.4.2 Subkutan (SC) Enjeksiyon ... 26
2.4.3 İntravenöz (IV) Enjeksiyon ... 28
2.4.4 İntradermal (ID) Enjeksiyon ... 29
2.5 Enjeksiyon İğnesine Etkiyen Kuvvetler ... 30
2.5.1 Kesme Kuvveti ... 34
2.5.2 İğne Mili Boyunca Oluşan Sürtünme Kuvveti ... 35
2.5.3 Sertlik (Rijit) Kuvveti ... 37
2.6 İnsan Derisinin Mekanik Özellikleri ... 39
2.6.1 Derinin Nonlineer Davranışı ... 41

2.6.2 Derinin Elastik Davranışı 41
2.6.3 Derinin Anizotropik Davranışı ve Yaşlanma Etkisi 42
2.6.4 Langer Çizgileri 43
3 SONLU ELEMANLAR ANALİZİ **50**
3.1 Nonlineer Analiz 50
3.1.1 Geometrik Nonlineerlik 51
3.1.2 Kontak Nonlineerliği 51
3.1.3 Malzeme Nonlineerliği 51
3.2 Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması 52
3.2.1 Modelin Oluşturulması 52
3.2.2 Kontakların Belirlenmesi 55
3.2.3 Martenzit Faz Ağ Yapısının Oluşturulması 58
3.2.4 Östenit Faz Ağ Yapısının Oluşturulması 60
3.2.5 Martenzit Faz Sınır Şartlarının Belirlenmesi 62
3.2.6 Östenit Faz Sınır Şartlarının Belirlenmesi 63
3.2.7 Martenzit Faz Analiz Sonuçları 65
3.2.8 Östenit Faz Analiz Sonuçları 72
3.2.9 ANSYS APDL Analiz Sonuçları 80
4 SONUÇ VE ÖNERİLER **82**
KAYNAKÇA **83**
TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR **88**

SİMGE LİSTESİ

I	Atalet Momenti
P	Basınç
Δ	Çökme Miktarı
b	Değişken
δ	Deplasman
°	Derece
C^{o}	Derece Celcius
K	Efektif Uzunluk
J	Enerji
G	Gauge
σ	Gerilme
v	Hız
d	İğnenin Çapı
α	İğnenin Eğilim Açısı
θ_x	İğne Ucu Eğimi
μ	Kayma Elastikiyeti
F	Kuvvet
λ	Lambda
x	Mesafe
s	Saniye
T	Sıcaklık
K	Temel modülü
L	Uzunluk
μ	Yay Sertlik Değeri
ρ	Yoğunluk
E	Young Modülü

KISALTMA LİSTESİ

FEM	Finite Element Method
HC	Hunt-Crossley Models
IM	Intramasküler
ID	İntradermal
IV	İntravenöz
KV	Kelvin-Voigt Models
MRI	Magnetic Resonance Imaging / Manyetik Rezonans Görüntüleme
RMS	Root Mean Square
SMA	Shape Memory Alloy
SC	Subkutan
ŞHA	Şekil Hafızalı Alaşım
SME	Şekil Hafıza Etkisi
UTS	Ultimate Tensile Strenght

ŞEKİL LİSTESİ

Şekil 2.1 Şekil hafızalı alaşımların ısı ile ilişkisi [4] 2
Şekil 2.2 SMA'ın sıcaklık geçişleri ve histerisiz eğrisi [4] 5
Şekil 2.3 Martensitik faz dönüşümünün başlaması için gerekli kritik sıcaklık ve kritik stres arasındaki ilişkinin şeması [8] 6
Şekil 2.4 Isıtma-soğutma ve deformasyon ile östenit ve martenzit dönüşümün mikroyapı mekanizması [11] 7
Şekil 2.5 ŞHA süperelastik davranış eğrisi [2] 8
Şekil 2.6 ŞHA'nın şekil hafıza etki eğrisi [2] 9
Şekil 2.7 Sıcaklık değişimine göre süperelastiklik ve plastik deformasyon [13] .10
Şekil 2.8 Şekil hafızalı alaşımlarda tek yönlü şekil hafıza davranışı [16] 11
Şekil 2.9 Tek yönlü şekil hafıza olayının şematik gösterimi [17] 11
Şekil 2.10 Şekil hafızalı alaşımlarda çift yönlü şekil hafıza davranışı [16] 12
Şekil 2.11 Çift yönlü şekil hafıza olayının şematik gösterimi [17].....12
Şekil 2.12 Süperelastisite [12].....13
Şekil 2.13 Süperelastiklik özelliğinin şematik olarak gösterimi [11].....13
Şekil 2.14 Ortodonti tedavisinde kullanılan NiTi diş teli uygulaması [16, 18] ...15
Şekil 2.15 NiTi diş düzeltici [19] 15
Şekil 2.16 a) Damak açıcı ve b) ortodontik distrakter [18] 16
Şekil 2.17 Kanal tedavisi için kullanılan NiTi diş frezi [16] 16
Şekil 2.18 NiTi diş implantı [20] 16
Şekil 2.19 NiTi plakanın ortopedi alanında kullanımı [3] 17
Şekil 2.20 NiTi zımbanın a) martenzit fazdaki hali b) östenit fazdaki hali [20] .17
Şekil 2.21 NiTi zımba [18] 18
Şekil 2.22 Şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş protez [18].....18
Şekil 2.23 Şekil hafızalı alaşımda imal edilmiş fiksatör [19].....19
Şekil 2.24 Kemik içi çivi uygulaması [19] 19
Şekil 2.25 Omurga bileziği [1].....20
Şekil 2.26 Safra kanalı veya böbrekte bulunan böbrek taşlarının çıkarılmasında kullanılan endoskopik aletler [1] 21
Şekil 2.27 Yumuşak doku veya böbrek taşı çıkarmak için kullanılan NiTi endoskopik cihaz [19] 21
Şekil 2.28 Damar içi stent uygulaması [1] 22

Şekil 2.29 a) Üretral stent b)Üretral stent uygulaması [19] 22
Şekil 2.30 İntramasküler (IM) enjeksiyon [24] 23
Şekil 2.31 Vastus lateralis kası [24, 27] 24
Şekil 2.32 IM enjeksiyonun uygulandığı deltoid kası [24, 27] 24
Şekil 2.33 Ventrogluteal bölgesi [23] 25
Şekil 2.34 Dorsogluteal bölgesi [24, 23] 25
Şekil 2.35 Z tekniği ile intramüsküler enjeksiyon [29, 30] 26
Şekil 2.36 Subkutan (SC) enjeksiyon [24] 27
Şekil 2.37 Subkutan enjeksiyon bölgeleri [32] 27
Şekil 2.38 Subkutan enjeksiyon tekniği 28
Şekil 2.39 İntrevenöz enjeksiyon 29
Şekil 2.40 İntradermal enjeksiyon 29
Şekil 2.41 IM enjeksiyon tekniği sırasında iğne-doku arası etkiyen kuvvetler [36] 31
Şekil 2.42 Enjeksiyon esnasında iğneye etkiyen kuvvetler [37] 31
Şekil 2.43 Bir vücut dokusuna iğne sokulması [38] 32
Şekil 2.44 Euler yük denkleminde K değerinin hesaplanması 33
Şekil 2.45 İğne ucuna etkiyen kesme kuvveti [37] 34
Şekil 2.46 Enjeksiyon sırasında sürtünme modeli [35] 36
Şekil 2.47 (a) Karnopp ve (b) değiştirilmiş Karnopp sürtünme modelleri [40] ..36
Şekil 2.48 Sürtünme kuvveti için Winkler'in değiştirilmiş modeli 37
Şekil 2.49 Enjeksiyonun arklı aşamalarında doku yüzeyinin yerleri. (a) delinme öncesi (b) delinme (c) delinme sonrası [40] 37
Şekil 2.50 Sertlik kuvveti için temas mekaniği modeli [35] 39
Şekil 2.51 İnsan derisinin şematik gösterimi [46, 47] 40
Şekil 2.52 Farklı insan dokularının mekanik özellikleri [49] 40
Şekil 2.53 Farklı aşamaları gösteren cilt için gerilme-birim şekil değiştirme diyagramı 41
Şekil 2.54 Genç ve yaşlı dokunun tipik viskoelastik davranışı [52] 42
Şekil 2.55 a) 20-30, b) 50-60 yaş aralığındaki bir bireyin derisi [43] 43
Şekil 2.56 Langer Çizgileri [54] 44
Şekil 2.57 Langer çizgilerine paralel ve dik insan sırt derisi üzerinde tek eksenli çekme testi [50] 44
Şekil 2.58 Kolajen fiberlerin oryantasyonuna göre stres grafiği 45
Şekil 2.59 Lokasyon 46

Şekil 3.1 Lineer - nonlineer davranış [58] 50
Şekil 3.2 Geometrik nonlineerlik [58] 51
Şekil 3.3 Kontak nonlineerliği [59] 51
Şekil 3.4 a) Plastik malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisi, b) Hiperelastik malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisi 52
Şekil 3.5 İğnenin teknik resmi 52
Şekil 3.6 Yumuşak doku modeli 54
Şekil 3.7 Kas-subkutan doku arası kontak 55
Şekil 3.8 Subkutan-hipodermis doku arası kontak 56
Şekil 3.9 Hipodermis-dermis doku arası kontak 56
Şekil 3.10 Dermis-epidermis doku arası kontak 57
Şekil 3.11 İğne mili-doku katmanları arası kontak 57
Şekil 3.12 Yumuşak doku üzerindeki ağ yapısı 58
Şekil 3.13 Body sizing uygulanmış martenzit fazdaki enjeksiyon iğnesi 59
Şekil 3.14 Refinement uygulanmış martenzit fazdaki enjeksiyon iğnesi ucunun ağ yapısı 59
Şekil 3.15 Martenzit faz ağ yapısında node ve element sayısı 59
Şekil 3.16 Yumuşak doku üzerindeki ağ yapısı 60
Şekil 3.17 Body sizing uygulanmış östenit fazdaki enjeksiyon iğnesi 61
Şekil 3.18 Refinement uygulanmış östenit fazdaki enjeksiyon iğnesi ucunun ağ yapısı 61
Şekil 3.19 Östenit faz ağ yapısında node ve element sayısı 61
Şekil 3.20 Martenzit faz analizinde yumuşak dokuya uygulanan sabit mesnet bölgeleri 62
Şekil 3.21 Martenzit faz yer değiştirme komutu 63
Şekil 3.22 Tel kafes modeli 63
Şekil 3.23 Östenit faz analizinde yumuşak dokuya uygulanan sabit mesnet bölgeleri 64
Şekil 3.24 Tel kafes modelinde kuvvet bileşenlerinin gösterimi 64
Şekil 3.25 Yer değiştirme ve moment değeri 65
Şekil 3.26 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon ..65
Şekil 3.27 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon grafiği 65
Şekil 3.28 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x yönünde meydana gelen yer değiştirme 67

Şekil 3.29 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda y yönünde meydana gelen yer değiştirme 68

Şekil 3.30 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda z yönünde meydana gelen yer değiştirme 68

Şekil 3.31 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme.....70

Şekil 3.32 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme grafiği.....71

Şekil 3.33 İğnenin dokuya saplandıktan sonra meydana gelen deformasyon grafiği 72

Şekil 3.34 İğnenin dokuya saplandıktan sonra meydana gelen deformasyon 73

Şekil 3.35 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x yönünde meydana gelen yer değiştirme 75

Şekil 3.36 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda y yönünde meydana gelen yer değiştirme 75

Şekil 3.37 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda z yönünde meydana gelen yer değiştirme 76

Şekil 3. 38 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme 78

Şekil 3.39 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme grafiği 78

Şekil 3.40 Martenzit faz eksenel yükleme sırasında oluşan gerilme/birim şekil değiştirme diyagramı 80

Şekil 3.41 Östenit faz eksenel yükleme sırasında oluşan gerilme/birim şekil değiştirme diyagramı 81

TABLO LİSTESİ

Tablo 2.1 Şekil hafıza etkisine sahip alaşımlar [4] 3
Tablo 2.2 Şekil hafızalı alaşımların genel uygulama alanları [8] 4
Tablo 2.3 Enjeksiyon yöntemleri ve özellikleri [34] 30
Tablo 2.4 Derinin mekanik özellikleri [50] 44
Tablo 2.5 Derinin mekanik özellikleri [55] 46
Tablo 2.6 Derinin mekanik özellikleri [55] 47
Tablo 2.7 Deri katmanlarının kalınlıkları ve mekanik özellikleri [47] 48
Tablo 2.8 Simülasyon için insan derisinin mekanik parametreleri [56] 48
Tablo 2.9 İnsan gövde modelinde kemiklerin malzeme özellikleri [57] 49
Tablo 2.10 İnsan gövde modelinde yumuşak dokuların malzeme özellikleri [57] 49
Tablo 3.1 Nikel titanyum alaşım martenzit faz malzeme özellikleri 53
Tablo 3.2 Nikel titanyum alaşım östenit faz malzeme özellikleri 54
Tablo 3.3 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri 66
Tablo 3.3 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri (devamı) 67
Tablo 3.4 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri 69
Tablo 3.4 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı) 70
Tablo 3.5 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri 71
Tablo 3.5 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı) 72
Tablo 3.6 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri 73
Tablo 3.6 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri (devamı) 74
Tablo 3.7 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri 76
Tablo 3.7 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı) 77
Tablo 3.8 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri 79

Tablo 3.8 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı) 80

ÖZET

NİTİNOL ENJEKSİYON İĞNESİNİN YUMUŞAK DOKU ÜZERİNDEKİ DAVRANIŞI

Deren AKSOY

Makine Mühendisliği Anabilim Dalı

Yüksek Lisans Tezi

Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Eş-Danışman: Dr. Öğr. Üyesi Berna BOLAT

Şekil hafızalı alaşımlar (ŞHA) akıllı metaller grubunda yer almakta olup üstün mekanik ve fiziksel özellikleri sayesinde sıkça kullanılan malzemelerdir. Biyomedikal başlıca kullanım alanları arasındadır. Faz değişim özelliği ile şekil değiştirebilme yeteneği sayesinde biyomedikal alanda kullanımı oldukça yaygınlaşmış olup bu alanda deneysel çalışmalar hala devam etmektedir.

Günümüzde sağlık alanında en çok uygulanan prosedürlerden biri enjeksiyon işlemidir. Bu işlem tamamen insan kontrolünde gerçekleşmektedir. İğnenin dokuya girme miktarı, açısı ve hızı; enjeksiyon işlemini etkileyen önemli parametrelerdir. Dokuda oluşturmuş olduğu deformasyonu minimize etmek ve insan faktörünü kısmi olarak azaltmak adına çalışmalar yapılmalıdır.

Enjeksiyon tekniklerinde intramasküler enjeksiyonun önemli bir yeri bulunmaktadır. Bunun sebebi dış doku katmanlarının hepsini geçerek direkt kas içine enjeksiyon yapmasıdır. Enjeksiyon sırasında kullanılan z tekniği sayesinde kas içine enjekte edilmiş olan maddenin doku dışında sızması engellenmektedir. Z tekniği tamamen kişi kontrolünde yapılmaktadır.

Bu çalışmada biyomedikal alanda kullanılan şekil hafızalı alaşımların enjeksiyon iğnesine entegre edilebilmesi hedeflenmiştir. Şekil hafızalı alaşımın faz değişim özelliğinden faydalanılarak, günümüzde intarmasküler enjeksiyonda kullanılan z-tekniği kullanılmadan enjeksiyon işleminin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır.

Gerçekleştirilen bu tez kapsamında şekil hafızalı alaşımlar, enjeksiyon teknikleri ile ilgili literatür araştırmaları yapılarak enjeksiyon iğnesinin yumuşak dokuya batması deneysel ortamda simüle edilmiş ve uygun faz değişim modeli nonlineer sonlu elemanlar analizi oluşturulmuştur. Bu simülasyonda, z tekniği şekil hafızalı alaşımın faz değişimi ile sağlanmıştır. İnsan dışı faktörlerle z tekniğinin enjeksiyon işlemine uyarlanması sonlu elemanlar yöntemi ile incelenmiştir.

Anahtar Kelimeler: Şekil hafızalı alaşımlar, intramasküler enjeksiyon, z tekniği, lineer olmayan sonlu elemanlar analizi.

ABSTRACT

BEHAVIOR OF NITINOL INJECTION NEEDLE ON SOFT TISSUE

Deren AKSOY

Department of Mechanical Engineering

MSc. Thesis

Adviser: Asst. Prof. Dr. Birgül AŞÇIOĞLU TEMİZTAŞ

Co-supervisor: Asst. Prof. Dr. Berna BOLAT

Shape memory alloys (SMA) are in the smart metals group and are frequently used materials due to their superior mechanical and physical properties. Biomedicine is among the main areas of use. Thanks to its phase change feature and its ability to change shape, its use in the biomedical field has become quite widespread and experimental studies are still continuing in this field.

One of the most applied procedures in the field of health today is injection. This process is completely under human control. The amount, angle and speed of needle penetration into the tissue; are important parameters affecting the injection process. Studies should be carried out in order to minimize the deformation in the tissue and partially reduce the human factor.

Intramuscular injection has an important place in injection techniques. The reason for this is that it crosses all the outer tissue layers and injects directly into the muscle. Thanks to the z technique used during the injection, the substance injected into the muscle is prevented from leaking out of the tissue. The Z technique is performed completely under the control of the person.

In this study, it is aimed to integrate shape memory alloys used in the biomedical field into the injection needle. By making use of the phase change feature of the shape memory alloy, it is aimed to perform the injection process without using the z-technique used in intramuscular injection today.

Within the scope of this thesis, literature research on shape memory alloys and injection techniques was carried out, and the penetration of the injection needle into the soft tissue was simulated in the experimental environment and the appropriate phase change model, nonlinear finite element analysis was created. In this simulation, the z technique is provided by phase change of the shape memory alloy. The adaptation of the z technique to the injection process with non-human factors has been examined by the finite element method.

Keywords: Shape memory alloys, intramuscular injection, z technique, nonlinear finite element analysis.

1 GİRİŞ

1.1 Literatür Özeti

Şekil hafızalı alaşımlar (ŞHA) akıllı metaller grubunda yer almakta olup üstün mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle günümüzde sıkça kullanılan ve kullanımı gittikçe yaygınlaşan malzemelerdir. Faz değişim özelliği ile şekil değiştirebilme yeteneği sayesinde biyomedikal alanda kullanımı oldukça yaygınlaşmış olup bu alanda deneysel çalışmalar hala devam etmektedir. Bu sayede araştırmacılar, biyomedikal alanda yapmak istedikleri sistemleri simüle edebilecek ve optimizasyon incelemeleri üzerine çalışma yapabilmektedirler.

1.2 Tezin Amacı

Bu tezi amacı; biyomedikal alanda kullanılan şekil hafızalı alaşımların enjeksiyon iğnesine entegre edilebilmesidir. Çalışma kapsamında oluşturulan sayısal modelde, faz değişiminin enjeksiyon esnasında dokuda meydana getirmiş olduğu deformasyon ve değişim incelenmiştir. Şekil hafızalı alaşımın faz değişim özelliğinden faydalanılarak, günümüzde intarmasküler enjeksiyonda kullanılan z-tekniği kullanılmadan enjeksiyon işleminin gerçekleştirilmesi amaçlanmıştır. Analizler ANSY 2020 R2 programının Workbench ve APDL arayüzlerinde yapılmıştır.

1.3 Hipotez

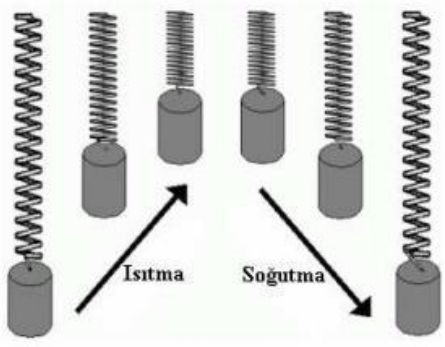
Alaşımlı enjeksiyon iğnesinde kullanılarak, intramasküler enjeksiyon içerisinde yer alan z-tekniğine uyarlanmasına ait sayısal model oluşturularak simüle edilmiştir. Yapılan analizlerde nitinolün faz değişiminden faydalanılarak iğnede ve dokuda meydana getirdiği deformasyon ve değişim incelenmiştir. Sonuçta, z-tekniği yerine enjeksiyon iğnesinin şekil hafızalı alaşımdan yapılmasının avantajlı olduğu tespit edilmiştir.

2
LİTERATÜR TARAMASI

2.1 Şekil Hafızalı Alaşımlar

Akıllı metaller grubuna ait olan şekil hafızalı alaşımlar (ŞHA), günümüzde yaygın olarak kullanılan malzemelerdir. Üstün mekanik ve fiziksel özellikleri nedeniyle kullanımı gittikçe yaygınlaşmaktadır. Temel özellikleri arasında düşük yoğunluk, yüksek mukavemet, düşük yorulma direnci [1], korozyon direnci, tribolojik özellikler, biyouyumluluk ve birim şekil değiştirme [2] yer almaktadır. Şekil hafızalı alaşımlar, ısıl işlem veya mekanik deformasyon yoluyla orijinal şekline dönebilen akıllı malzemelerdir. Başlıca özellikleri, herhangi bir dış müdahale olmaksızın yüksek deformasyondan sonra bile formunu geri kazanabilme (süper elastikiyet) ve yüksek deformasyon oranlarından sonra malzemeyi ısıtarak eski haline gelebilme (şekil hafıza etkisi) olarak sayılabilir. Geri şekil değişiminin ana nedeni ise malzeme içerisinde gerçekleşen katı faz değişimleridir. Süperelastik davranış için gerekli olan güç kuvvet, şekil hafıza için ise itici güç sıcaklıktır [2]. Bu durum, deformasyona uğramasına karşın faz değişimleri kontrol edilerek malzemenin eski haline döndürülebileceğini göstermektedir.

Birçok kullanım alanı olmakla birlikte özellikle, biyomedikal ve havacılık [1] başta olmak üzere otomobil, enerji, elektronik, inşaat ve sismik [3] başlıca kullanım alanlarıdır. Şekil 2.1'de şekil hafızalı alaşımların ısı ile ilişkisini anlatan bir görsel bulunmaktadır.



Şekil 2.1 Şekil hafızalı alaşımların ısı ile ilişkisi [4].

Chang ve Read, 1932'de Au-Cd alaşımlarında şekil hafızası dönüşümünü gözlemlediler. Greninger ve Moradian [5] 1938'de bu dönüşümün pirinçte de (CuZn) meydana geldiğini keşfettiler. 1951 yılında Au-Cd alaşımlı bir çubukta şekil hafıza etkisi (SME) tespit edildikten sonra 1960'lı yıllarda Buchler ve arkadaşları ABD Donanma Silah Laboratuvarında (Naval Ordnance Laboratory-(NOL)) nikel-titanyum (NiTi) alaşımının şekil hafıza etkisi gösterdiği keşfetmiştir [6]. Tablo 2.1'de şekil hafızalı alaşımlar ve bu alaşımların dönüşüm sıcaklık aralıkları verilmiştir.

Tablo 2.1 Şekil hafıza etkisine sahip alaşımlar [4]

Alaşım	Kimyasal Bileşimi	Dönüşüm Sıcaklık Aralığı (°C)	Dönüşüm Histerezisi (°C)
AgCd	44 ~ 49 % Cd	-190 ~ 50	~ 15
AuCd	46.5 ~ 50 % Cd	30 ~ 100	~ 15
CuAlNi	14 ~ 14.5 % Al	-140 ~ 100	~ 35
CuZn	38.5 ~ 41.5 % Zn	-180 ~ 10	~ 10
CuZnX (X=Si,Sn,Al)	% X (az miktarda)	-180 ~ 200	~ 10
InTi	18 ~ 23 % Ti	60 ~ 100	~ 4
NiAl	36 ~ 38 % Al	-180 ~ 100	~ 10
TiNi	46.2 ~ 51 % Ni	-50 ~ 110	~ 30
TiNiCu	~ 15 % Cu	-150 ~ 100	~ 50
TiNiNb	~ 15 % Nb	-200 ~ 50	~ 125
FeMnSi	32 % Mn, 6 % Si	-200 ~ 150	~ 100

Biyomedikal alanda en yaygın kullanılan şekil hafızalı alaşımlardan biri NiTi (Nitinol)'dir. Bu alaşımların tercih edilmesinin en önemli nedenleri biyouyumluluk, korozyon direnci ve yorulma direncidir [5, 7]. Tablo 2.2'de alaşım içeriğine göre şekil hafızalı alaşımlar ve uygulama alanları verilmiştir.

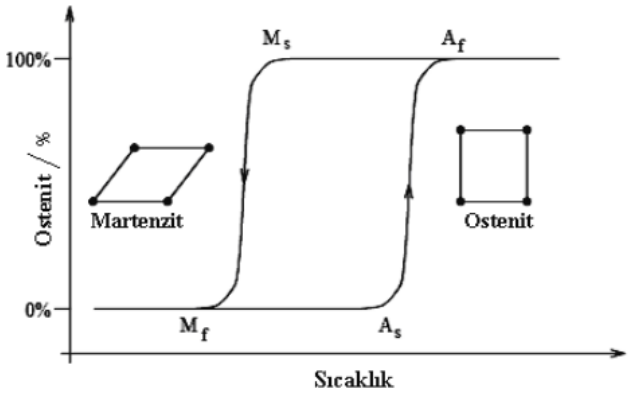
Tablo 2.2 Şekil hafızalı alaşımların genel uygulama alanları [8]

Alaşım	Uygulama Alanları
Au-içerikli	Dental Takı
NiTi	Boru kaplinleri Elektrik konnektörleri Aktüatörler Ortodontik Stentler Cerrahi implantlar
Cu-içerikli	Sismik zayıflama İnşaatlarda izolatörler ve damperler Takviye elemanları Bağlayıcılar ve kaplinler Emniyet valfleri ve diğer emniyet cihazları
Fe-içerikli	Boru bağlantısı Ray kaplinleri Büyük ölçekli damperler Sismik zayıflama

Biyouyumluluk, biyomedikal uygulamalarda en önemli özelliklerden biridir. NiTi alaşımların biyomedikal uygulamalarda kullanımında endişelendiren en önemli konu Ni elementinin vücuda salınmasının toksik ve kanserojen olmasıdır [9].

Fakat Ni ve Ti elementleri alaşım oluşturduğu zaman bu etki ortadan kalmaktadır. Aynı zamanda NiTi alaşımları vücut ile etkileşime geçtiğinde, kullanılan NiTi alaşımın yüzeyinde TiO_2 ince film tabakası oluşmaktadır. Bu tabaka da Ni elementinin vücuda salınımını ihmal edilebilir düzeyde tutmakta ve NiTi alaşımının vücut sıvısı ile reaksiyonunu engelleyerek korozyon hızını azaltmaktadır [10]. Bu bulguların ardından, yapılan başka çalışmalarla da NiTi alaşımların vücut içinde kullanılması uygun bulunmuştur ve toksit etkilerin olmadığı sonucuna varılmıştır.

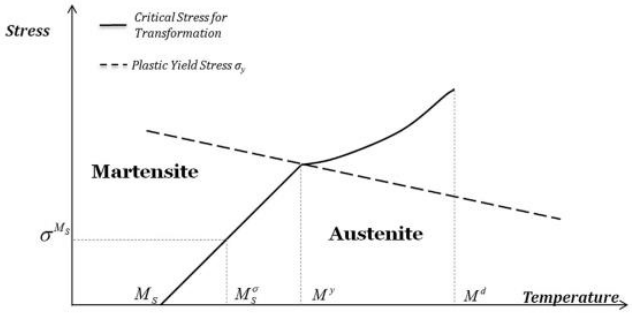
Şekil hafızalı alaşımların iki fazlı bir yapıya sahip olduğundan bahsedilmiştir. Bunlar östenit ve martenzit fazlarıdır. Düşük sıcaklıklarda martenzit faz, yüksek sıcaklıklarda ise östenit faz gözlenmektedir. Bu iki faz arasındaki temel fark kristal yapıdır. Atomlarının dizilişlerinin farklı olması, aralarında katı faz dönüşümünün olmasına olanak sağlamaktadır. Bahsi geçen fazın tersinir olması durumunda ise eski halini alan şekil hafızalı alaşımlar ortaya çıkmaktadır [1].



Şekil 2.2 SMA'ın sıcaklık geçişleri ve histerisiz eğrisi [4].

Östenitikten martenzitik faza dönüşüm, bir sıcaklık ve/veya gerilim histerezisi göstermektedir. Bu nedenle, sıcaklığa bağlı dönüşüm dört sıcaklıkla karakterize edilir. Isıtma sırasında M_s ve M_f, soğutma sırasında A_s ve A_f'dır. M_s ve M_f, ana fazdan martenzite dönüşümün sırasıyla başladığı ve bittiği sıcaklıkları belirtirken, A_s ve A_f, sırasıyla ters dönüşümün başladığı ve bittiği sıcaklıkları gösterir. Dönüşümün histerezisi (Şekil 2.2'de gösterilmiştir) sıcaklıklarda 10 ila 50 C^o civarındadır; alaşım sistemine göre değişir ve ısıtma ve soğutmada çakışmaz.

Şekil 2.3'te şekil hafızalı alaşımın sıcaklık geçişleri ve faz dönüşümleri gösterilmektedir. Martenzit dönüşüm alaşımın yüksek sıcaklıktaki M_s (Martenzit başlama, start) sıcaklığı ile başlar ve M_f (Martenzit bitiş, finish) ile sonlanmaktadır. Böylece alaşım martenzit faza gelerek dönüşümünü tamamlar. Dönüşümünü tamamlamış malzemenin sıcaklığı tekrardan artırılması durumunda, alaşım A_s (östenit (austenit) başlama, start) sıcaklığında östenit faza dönüşmeye başlar ve A_f (östenit (austenit) bitiş, finish) sıcaklığında yapı tamamen östenit forma geçerek dönüşümünü tamamlar.

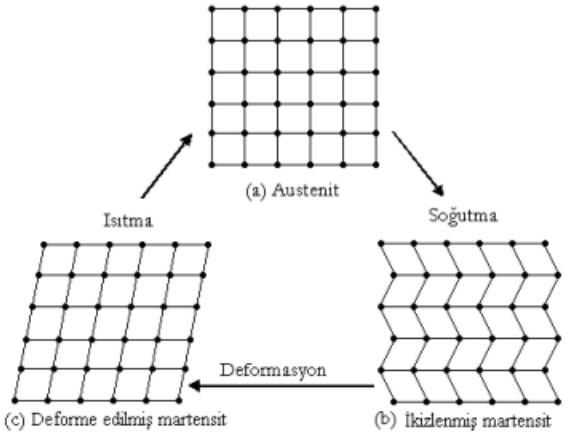


Şekil 2.3 Martensitik faz dönüşümünün başlaması için gerekli kritik sıcaklık ve kritik stres arasındaki ilişkinin şeması [8].

2.2 Şekil Hafızalı Alaşımların Fonksiyonel Özellikleri

2.2.1 Martenzitik Dönüşümler

Martenzitik dönüşüm, difüzyonsuz bir faz dönüşümüdür. Bu dönüşümler genellikle alaşımların yüksek sıcaklıklarda sıcaklık, basınç veya her ikisinin etkisiyle düşük sıcaklıklarda farklı kristal yapıdaki fazlara dönüşmesidir. Difüzyonsuz dönüşüm olduğu için de alaşımın kristal yapısı değişir ancak kimyasal yapı aynı kalmaktadır. Faz dönüşümleri, sınırlı bir şekil değişikliği ile gerçekleşmektedir. Bu dönüşüm esnasında kristal kafes hataları da meydana gelmektedir. Faz dönüşümüne ait mikroyapı mekanizması Şekil 2.4'te gösterilmektedir.



Şekil 2.4 Isıtma-soğutma ve deformasyon ile östenit ve martenzit dönüşümün mikroyapı mekanizması [11].

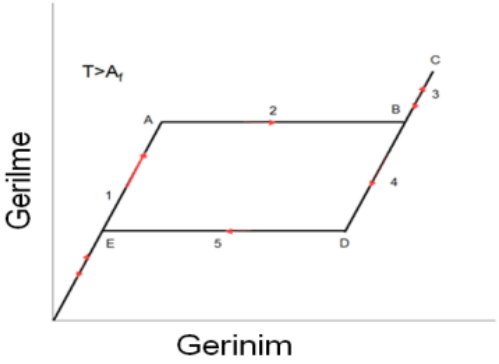
Martenzitik dönüşüm termal etkiyle oluşum şekline göre termoelastik ve termoelastik olmayan martenzitik dönüşüm olmak üzere iki gruba ayrılmaktadır. Termoelastik faz dönüşümü, sıcak değişimine bağlı tersinir özellik göstermektedir. Buradaki dönüşüm sıcaklık ve kuvvete bağlı olarak değişmektedir.

Termal etkili martenzitik dönüşümler izotermal ve atermal olmak üzere iki şekilde oluşmaktadır. Bu fazlar arasındaki temel fark, dönüşüm sıcaklıklarının ve dönüşüm sonrası ürünlerin birbirinden farklı olmasıdır. Atermal dönüşümde östenitik yapıya sahip alaşımın değeri M_s değerinin altına düştüğünde yapı tamamen martensitik faza dönüşür. Bu dönüşüm o kadar hızlı gerçekleşir ki, hiçbir şekil hafıza olayı gözlemlenmez. İzotermal dönüşümde, ana fazın alaşım sıcaklığı M_s sıcaklık değerine düşürüldüğünde ostenitik yapıda martenzit oluşmaya başlar ve M_f sıcaklığına kadar tamamlanır. Bu dönüşüm, belirli bir sıcaklık aralığında ikizlenme deformasyon türü ile gerçekleşmesinden dolayı şekil hafıza olayı gözlenmektedir [12].

2.2.2 Süperelastisite veya Psödoelastisite

Şekil 2.5'te şekil hafızalı alaşımların süperleastik davranış eğrisi görülmektedir. Bu davranışın gözlenebilmesi için malzeme sıcaklığının A_f sıcaklığı üzerinde yani östenit fazda olması gerekmektedir. Eğri incelenecek olursa, 1 numaralı bölüm östenit fazının elastik deformasyonunu göstermektedir. Gerilme arttıkça bu deformasyon doğrusal olarak devam etmektedir. A noktası gerilme kaynaklı

martenzit oluşumunun başlangıç noktasıdır. A-B noktaları arasında yer alan 2 numaralı bölgede grafik plato şeklinde devam eder ve östenit-martenzit faz dönüşümünü göstermektedir.



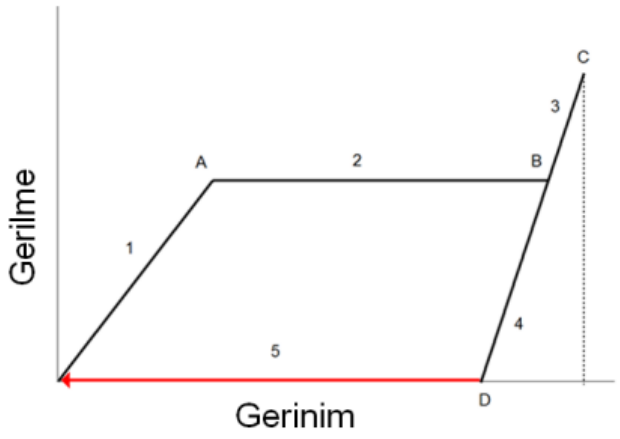
Şekil 2.5 ŞHA süperelastik davranış eğrisi [2].

B noktası, teorik olarak östenit-martenzit faz dönüşümünün bittiğini ve östenitin tamamen martenzit fazına dönüştüğü anlamına gelmektedir. 3 numaralı bölge, gerilme kaynaklı oluşan martenzit fazının elastik deformasyonunu ifade etmektedir. 3 numaralı bölgenin doğrusal olarak devam etmesi martenzit fazının plastik deformasyonu ile son bulmaktadır. Plastik deformasyon oluşmadan önce malzeme üzerindeki yük kaldırılırsa meydana gelen şekil değişimi geri kazanılabilmekte ve 3. bölgeden kendi üzerine geri dönebilmektedir.

Malzeme üzerindeki yükün tamamen kaldırılması durumunda 3. bölgede oluşan martenzit fazın elastik deformasyonu geri kazanılabilmektedir. Bu durum 4. bölgede gerçekleşmektedir. 4. bölgenin bitiminde bulunan D noktasında tekrar doğrusal olarak sapma ve yük platosu görülmektedir. 5. bölgede gerilme kaynaklı oluşan martenzit faz, orijinal fazı olan östenit faza geri dönüşmektedir. Sonuç olarak malzeme başladığı noktaya (deformasyondan önceki haline) geri dönmektedir. Bu şekilde %10-15 civarı deformasyonları geri kazanmak mümkündür.

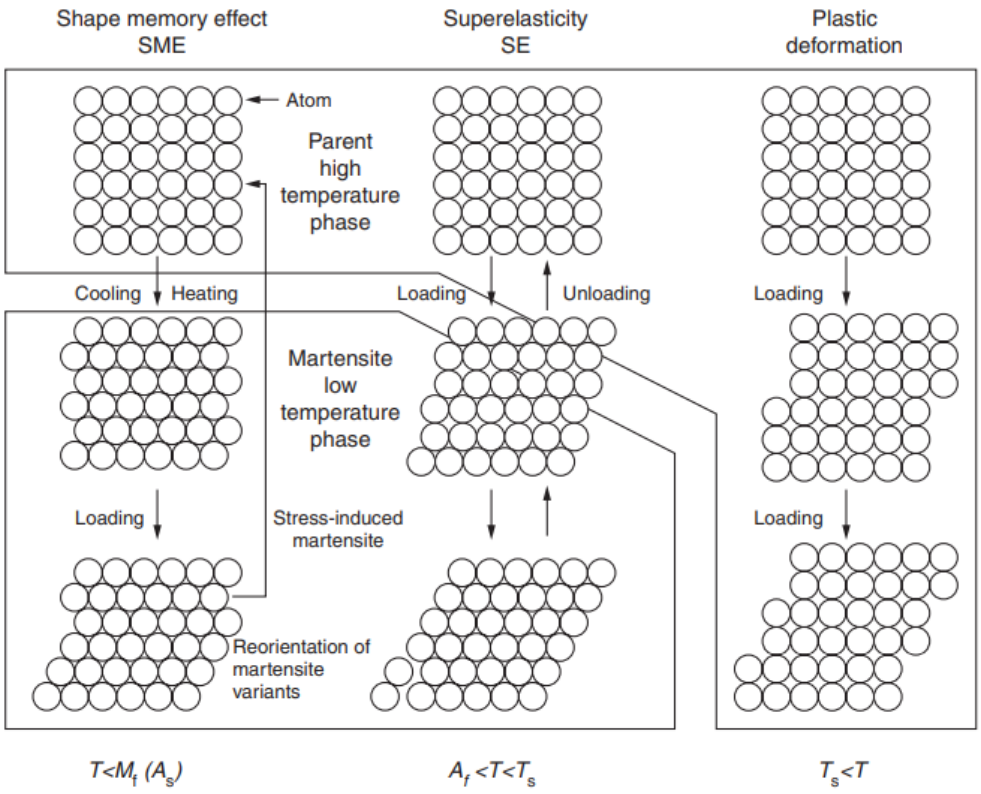
Şekil 2.6'da şekil hafızalı alaşımların şekil hafıza eğrisi görülmektedir. Bu eğriyi inceleyebilmek için malzemenin martenzit yapıda olması gerekmektedir. 1 bölgesi malzemenin elastik deformasyonunu temsil etmekte ve A noktası da bu deformasyonun bittiğini göstermektedir. A noktası, ikizlenmiş martenzit fazının

deformasyonun başladığı noktadır ve 2 numaralı plato boyunca devam etmektedir. Bu grafikte faz değişimi olmamaktadır. Sadece ikizlenmiş haldeki atomlarını kuvvet etkisi ile yönelimleri değişmektedir. Bu nedenle de malzemede makro boyutta şekil değişimi görülmektedir.



Şekil 2.6 ŞHA'nın şekil hafıza etki eğrisi [2].

B noktasında malzeme ikizlenmiş varyant yönelimleri tamamlanmıştır. Bu noktadan sonra kuvvet uygulanmaya devam edilirse plastik deformasyon görülebilmektedir. Kuvvetin kaldırılması durumunda ise 4 malzeme 4 numaralı bölgeye geçiş yapar. Bu bölge, malzemenin elastik deformasyonunu geri kazandığı alandır. Bu eğri D noktasında sonlanmakta ve eğri başlangıç noktasına ulaşmamaktadır. Bu durum malzemenin şekil değişimini ger kazanamadığının göstergesidir. Bu şekil değişiminin geri kazanılabilmesi için dışarıdan malzemeye bir enerji verilmesi gerekmektedir. Burada bahsedilen enerji ısı enerjisidir. Malzeme D noktasındayken ısıtılır ve sıcaklığı Af sıcaklığı üzerine çıkarılırsa Şekil 2.7'de görüldüğü gibi martenzit fazdan östenit faza dönüşerek şekil değişimi geri kazanılacaktır. Bu kazanım ise 5 numaralı bölge ile gösterilmektedir. Eğri başladığı noktaya geri dönecek ve malzeme orijinal haline dönerek şekil değişimini geri kazanmış olacaktır.



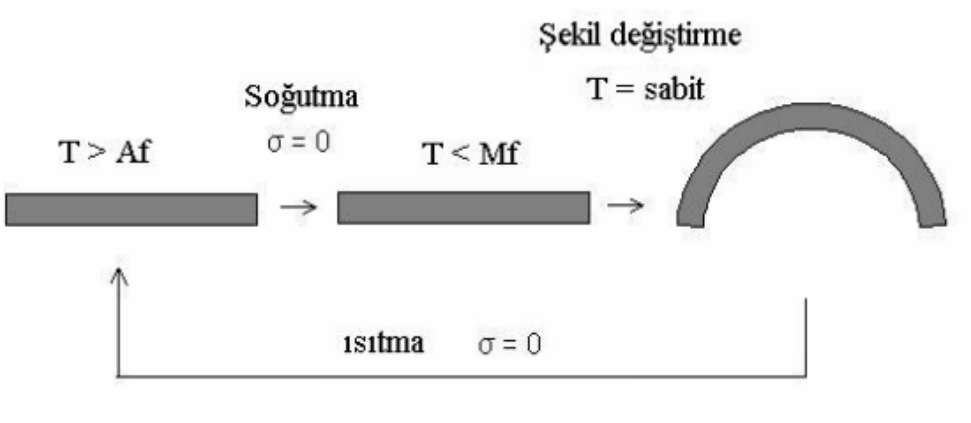
Şekil 2.7 Sıcaklık değişimine göre süperelastiklik ve plastik deformasyon [13].

2.2.3 Şekil Hafıza

Şekil hafıza etkisi, malzemenin (alaşımın) izotermal türü termoelastik martensitik dönüşümünün bir sonucu olarak ortaya çıkmaktadır. Martenzitik fazında deforme olan bir malzeme, östenit faz sıcaklığının üzerine çıkarıldığında deformasyona uğramadan önceki haline geri dönebilmektedir. Bu özelliğe sahip malzemeler şekil hafızalı malzeme olarak adlandırılmaktadır. Şekil hafızalı alaşımlar M_f sıcaklığının altında deformasyona uğradığı zaman, A_f sıcaklığına ulaşana kadar deforme olmuş şeklini korumaktadır. A_f sıcaklık değerini geçtikten sonra östenit haldeki orijinal şeklini kazanır [14, 15].

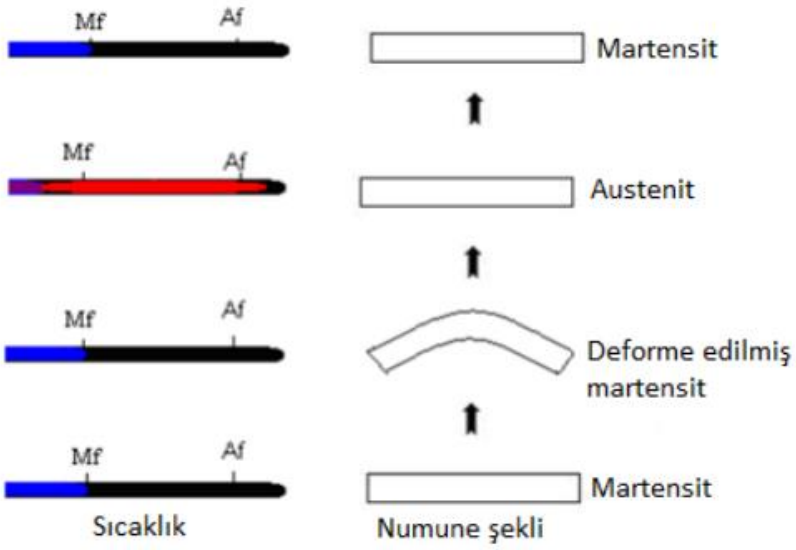
Şekil hafıza özelliği tek yönlü ve çift yönlü ve süperelastik olmak üzere üç ana başlıkta incelenebilmektedir.

2.2.3.1 Tek Yönlü Şekil Hafıza Olayı



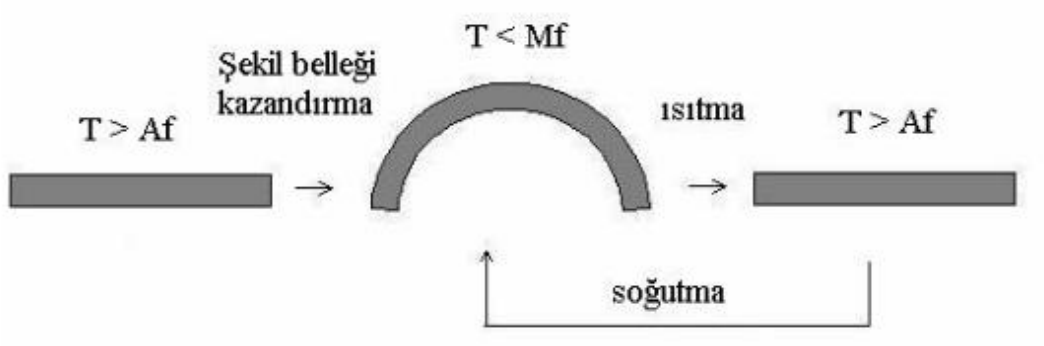
Şekil 2.8 Şekil hafızalı alaşımlarda tek yönlü şekil hafıza davranışı [16].

Şekil 2.8'de gösterildiği gibi, M_f sıcaklığının altında deforme olan bir alaşım, uygulanan kuvvetin kaldırılması sonucunda eski haline geri dönemez. Östenit bitiş sıcaklığı (A_f) üzerindeki bir sıcaklık değerinde alaşım en baştaki şeklini geri kazanabilir. Tekrardan M_f sıcaklığının altına düşürülmesi sonucu alaşım deforme olmuş şekline geri dönemez. Bu özelliğe tek yönlü şekil hafıza denmektedir [12]. Şekil 2.9'da tek yönlü şekil hafızalı alaşıma ait şematik gösterim yer almaktadır.



Şekil 2.9 Tek yönlü şekil hafıza olayının şematik gösterimi [17].

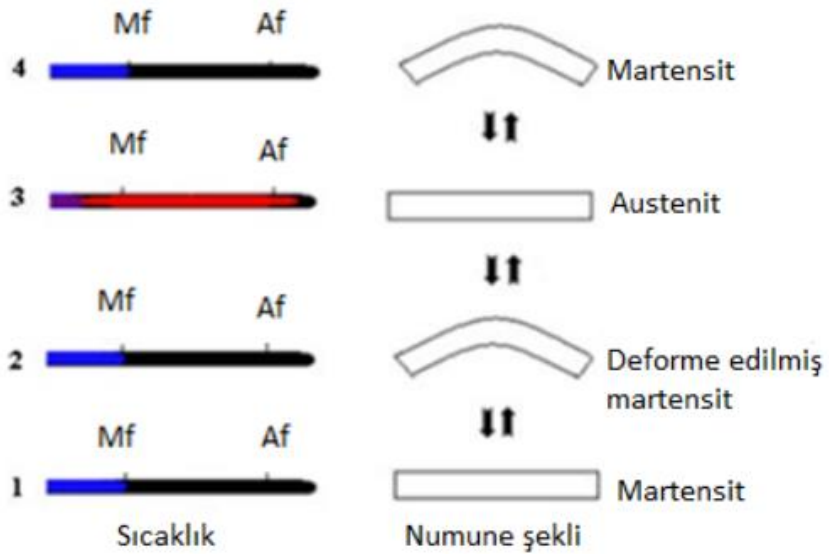
2.2.3.2 Çift Yönlü Şekil Hafıza Olayı



Şekil 2.10 Şekil hafızalı alaşımlarda çift yönlü şekil hafıza davranışı [16].

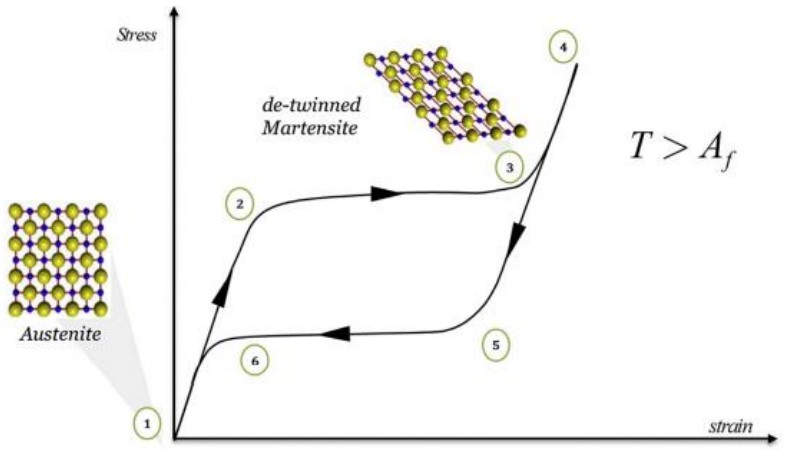
Şekil 2.10'da görüldüğü gibi martenzit bitiş sıcaklığının altındaki sıcaklıklarda ($T<M_f$), martenzit fazdaki alaşım deformasyona uğratıldıktan sonra uygulanan kuvvetin kaldırılması ile alaşım deforme edilmiş şeklini korur. Bu durum tek yönlü şekil hafıza olayında olduğu gibidir.

Sıcaklık değeri östenit bitiş sıcaklığının üzerine ($T>A_f$) çıkartılması ile östenit fazda alaşım deforme olmamış haline geri döner. Geri döndükten sonra tekrar martenzit bitiş sıcaklığının ($T<M_f$) altındaki bir sıcaklık değerine soğutulduğunda deforme edilmiş halini geri kazanırsa alaşımlardaki bu özellik çift yönlü şekil hafıza olayıdır. Şematik gösterim olarak Şekil 2.11 verilmiştir.



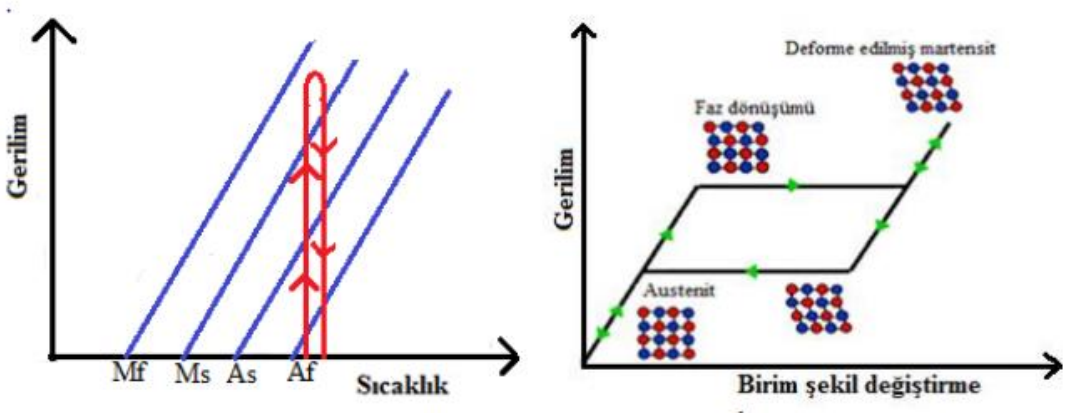
Şekil 2.11 Çift yönlü şekil hafıza olayının şematik gösterimi [17].

2.2.3.3 Süperelastiklik



Şekil 2.12 Süperelastisite [12].

Şekil 2.12'de süperelastisiteye ait gerilme/birim şekil değişimi grafiği verilmiştir. Alaşım A_f sıcaklığının üzerindeyken mekanik kuvvet uygulanması ile martenzitik dönüşüm gerçekleşir ve alaşım deformasyona uğrar. Yükün kaldırılması ile alaşım tekrar östenit faza dönüş yapar ve alaşımdaki deformasyon kaybolarak elastik şekilde tekrar orijinal haline geri dönmektedir. Alaşımlardaki bu tür dönüşümler suni elastik olarak da bilinen süperelastiklik olarak adlandırılır. Süperelastiklik özelliğinin şematik gösterimi Şekil 2.13'te gösterilmiştir.



Şekil 2.13 Süperelastiklik özelliğinin şematik olarak gösterimi [11].

2.3 Şekil Hafızalı Malzemelerin Biyomedikal Alanında Uygulamaları

Şekil hafızalı malzemeler; yüksek korozyon direnci, yüksek yorulma dayanımı, düşük yoğunluk vb. özellikleri sebebi ile ilgi çeken ve birçok alanda kullanımı oldukça yaygın malzemelerdir. Bu sektörler arasında başta biyomedikal bulunmaktadır. ŞHA'nın kullanılmasının başlıca sebepleri ise "şekil hafıza" ve "süperelastisite" özelliğidir. Geleneksel alaşım malzemelerinde bulunmayan bu özellik, şekil hafızalı malzemelerin kullanımını bir adım da öne getirmiştir.

Bir önceki bölümde biyomedikal alanda en çok kullanılan alaşımın NiTi (Nitinol) olduğundan bahsedilmişti. Bunun sebebi ise insan vücudu ile biyouyumluluğu, korozyon direnci ve yorulma direnci olduğuna değinilmişti.

Şekil hafızalı alaşımların biyomedikal alanda uygulamaları temel olarak aşağıdaki gibi gruplanabilir;

2.3.1 Diş Hekimliği Uygulamaları

NiTi (Nitinol), ortodontik diş tellerinde ve endodontik döner kök kanal aletlerinde yaygın olarak kullanılan şekil hafızalı bir alaşımlardır. Şekil 2.14'te ortodonti tedavisinde kullanılan şekil hafızalı alaşımlara örnek diş teli gösterilmiştir. Ortodontik tedavinin amacı, çarpık dişlere dışarıdan kuvvet uygulanarak düşey mesafede uygun aralığa yerleştirmektir. Bu durum, dişlerin düzenli olarak hareket etmesini sağlamaktadır. Dişlerle beraber ortodontik diş tellerinin de bu hareketliliğe uyum sağlaması gerekmektedir. Yorulma dayanımı diğer malzemelere göre (paslanmaz çelik vb.) daha yüksektir. Ayrıca paslanmaz çeliğe oranla daha yüksek kuvvet uygulama özelliğine sahip olmasından dolayı nikel-titanyum malzemeler kullanılmaktadır. Bu nedenle diş tellerinin değiştirilme sıklığı diğer malzemelere göre daha düşüktür [16].



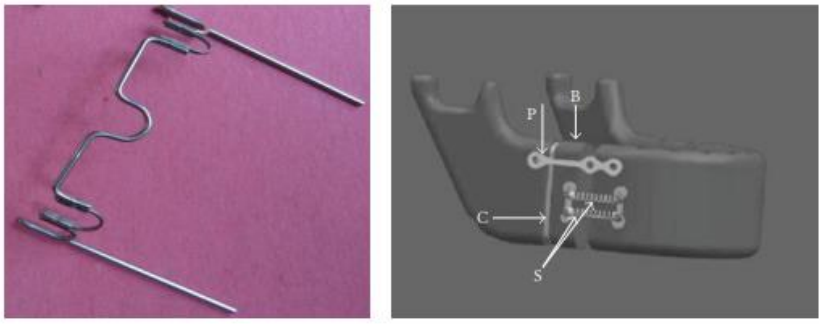
Şekil 2.14 Ortodonti tedavisinde kullanılan NiTi diş teli uygulaması [16, 18].

Ortodonti tedavisinde kullanılan bir diğer uygulama ise diş düzeltmedir. Şekil 2.15'te görüldüğü gibi iki sağlam dişin arasında kalmış ve hareket eden gevşek dişin sağlamlaştırılması için kullanılan bir uygulamadır. Yine alaşımın süperelastiklik özelliği kullanılarak iki sağlam diş üzerine gevşek diş sabitlenerek düşmesi engellenebilmektedir.



Şekil 2.15 NiTi diş düzeltici [19].

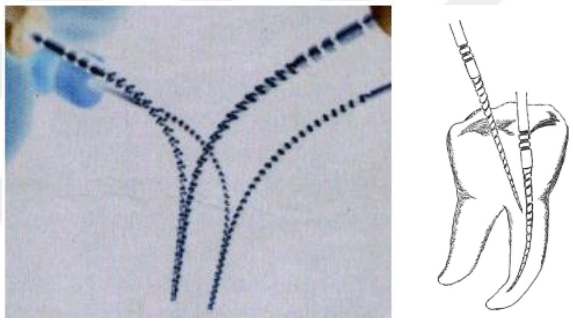
NiTi alaşımların diş hekimliği alanında başka bir kullanım alanlı ise çene cerrahisidir. Şekil 2.16'da (a) damak açıcı ve (b) ortodontik distrakter görülmektedir. Damak büyütme tedavilerinde damak açıcı kullanılmaktadır. Bu uygulamalarda malzemenin süperelastiklik özelliğinden faydalanılmaktadır. Tedavi süreci boyunca dişlere ve damağa sabit yük uygulanması gerekmektedir. NiTi alaşımların süperelastik özelliği nedeniyle düşük seviyede bir yükün uzun süre sabit bir şekilde uygulanabilmesine imkan tanımaktadır. Çene kemiğinin uzatılmasında ise ortodontik distrakter kullanılmaktadır.



a) b)

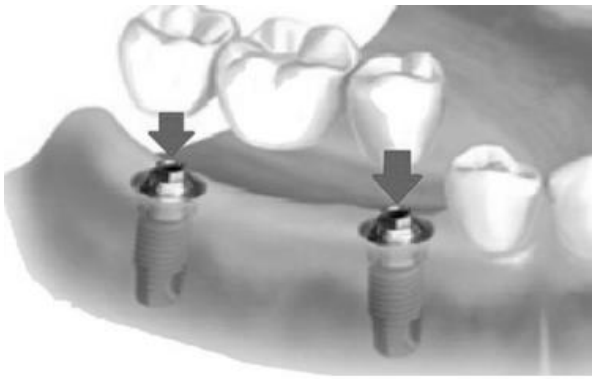
Şekil 2.16 a) Damak açıcı ve b) ortodontik distrakter [18].

Endodonti ve kanal tedavilerinde kullanılan diş frezlerinde de NiTi alaşımlar (Şekil 2.17'de gösterildiği gibi) kullanılmaktadır. Nikel-Titanyum alaşımları dişe zarar vermeden kök ucuna kadar nüfuz edebilmeleri nedeniyle tercih edilirler.



Şekil 2.17 Kanal tedavisi için kullanılan NiTi diş frezi [16].

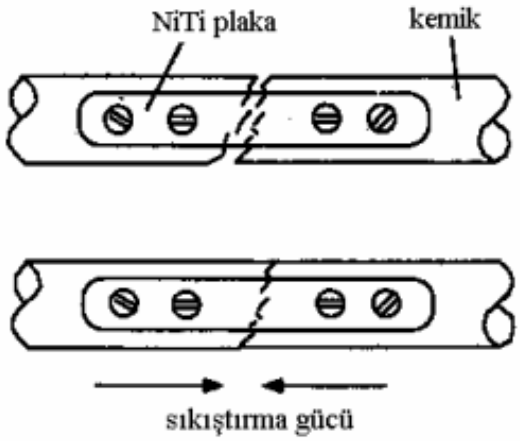
Yukarıda belirtilen uygulamalara ek olarak Şekil 2.18'de gösterilen ağız içerisinde kullanılan diş implantları da nitinolün uygulama alanına girmektedir. Aynı zamanda kemik içerisine yerleştirilebilen implantlar için de uygulanabilmektedir.



Şekil 2.18 NiTi diş implantı [20].

2.3.2 Ortopedi Uygulamaları

Ortopedi, tıpta şekil hafızalı alaşımların en yaygın kullanılan dallarından biridir. Burada genellikle birbirinden ayrılmış kemiklerin tekrar eski haline geri getirilmesi amacıyla kullanılmaktadır. Şekil 2.19, NiTi malzemeden yapılmış bir plakayı göstermektedir. Bu plaka, kırılan/birbirinden ayrılan iki kemiğe sabitlenmektedir. Vidalanan plaka, vücut sıcaklığına ulaştığı zaman iki kemiği sıkıştırma yönünde kuvvet uygulayarak kemiğin birleşmesini sağlamaktadır.



Şekil 2.19 NiTi plakanın ortopedi alanında kullanımı [3].

Birbirinden ayrılmış iki kemiği şekil hafızalı alaşımdan yapılan plaka ile sabitlemenin yanında, aynı malzemeden üretilmiş olan bağlantı perçinleri veya diğer adıyla ortopedik zımba [16, 3] ile sabitlemek de mümkündür. Şekil 2.20 a) zımbanın martenzit fazdaki hali iken b) vücut ısısı ile birlikte martenzit faz atomlar düzen değiştirerek östenit fazına dönüşerek zımba uçlarının kapanmasını göstermektedir.



a) b)

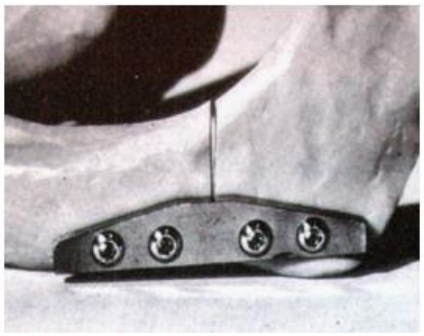
Şekil 2.20 NiTi zımbanın a) martenzit fazdaki hali b) östenit fazdaki hali [20].

Zımba ayaklarının kapanmak istemesi ile oluşan sıkıştırma kuvveti, uygulanan sıcaklık değişmediği sürece devam etmektedir. Bahsedilen sıcaklık da vücut sıcaklığı olduğundan, sıkıştırma kuvvetinin sürekliliği doğal bir şekilde sağlanmaktadır. Bu prosedür eklem-içi kırıklar, çene ve yüz kırıkları gibi birçok tıbbi operasyonda kullanılmaktadır. Operasyon süresini azaltarak klinik açıdan da avantaj sağladığı bildirilmiştir [21]. NiTi zımba, Şekil 2.21'de görülmektedir.



Şekil 2.21 NiTi zımba [18].

Kırık bölgesine uygulanan diğer bir yöntem ise Şekil 2.22'deki vida ile uygulanan protezlerdir. Burun, çene, yüz gibi alçılamanın zor olduğu bölgelerde kullanılmaktadır. Kullanım amacı ise iki kemiği sabitleyerek düz durmasını sağlamaktır.



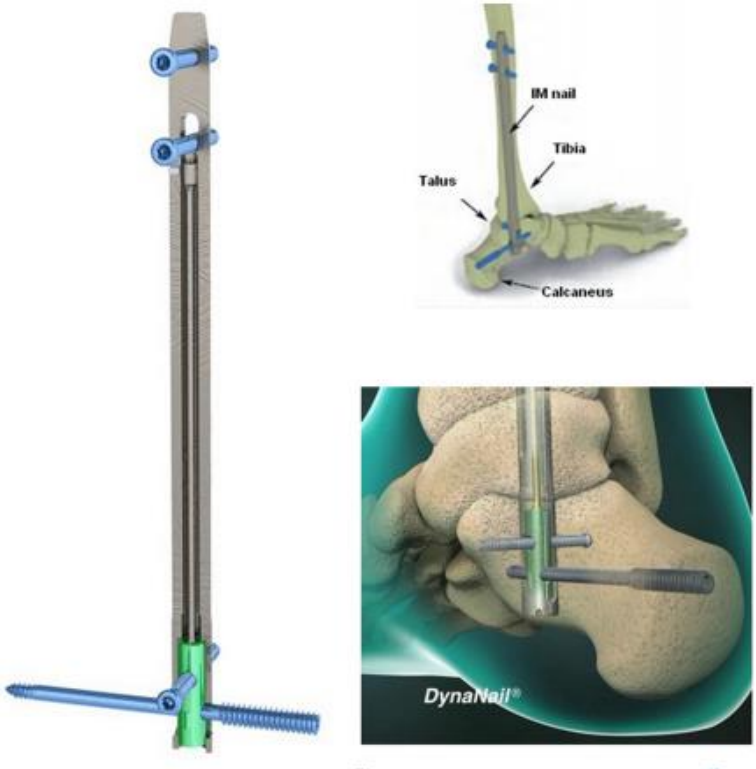
Şekil 2.22 Şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş protez [18].

Şekil hafızalı alaşımlar ayrıca harici sabitleme uygulamaları için de kullanılır. Şekil 2.23'te şekil hafızalı alaşımdan imal edilmiş fiksatör gösterilmektedir. Alaşım martenzit fazında iken deforme edilir ve tespit edilecek bölgeye yerleştirilir. Daha sonra fiksatör vücut sıcaklığına ulaştığında, alaşım östenit faza dönüşür. Böylece ilk şeklini geri kazanmış olur. Bu yöntem ile tedavi bölgesi sarılır ve o bölgeye doğal bir kuvvet uygulanmış olur.



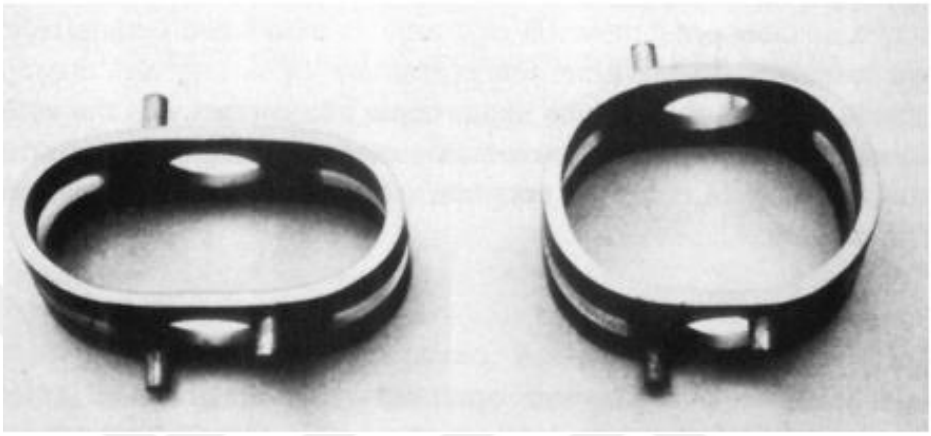
Şekil 2.23 Şekil hafızalı alaşımda imal edilmiş fiksatör [19].

Şekil 2.24, kemik içi çivi uygulamasını göstermektedir. Uzun kemiklerin içine yerleştirilerek sabitleme işlemi gerçekleştirilmektedir. Vücut içerisine yerleştirilirken malzeme martenzit fazındadır. Vücut sıcaklığında malzeme östenitik faza geçer ve çivi orijinal haline geri dönmektedir. Çivinin oluşturduğu sıkıştırma sayesinde bileklerde oluşabilecek yumuşak doku hasarlarında da hastanın ağrısının azaltılmasında yararlı olabildiği gözlenmiştir [22].



Şekil 2.24 Kemik içi çivi uygulaması [19].

Omurilik yaralanmalarında kullanılan alaşımlı omurga bileziği Şekil 2.25'te gösterilmektedir. Omurga bileziği, lif ve kas hasarlarında ve omurga dengesizliği için kullanılmaktadır. Omurga dengesizliğinde iki kemik arasında normalinden fazla bir eğilme olabilmektedir. Bu, omurga içerisinden geçen spinal kanalı sıkıştırmaktadır. Şekil hafızalı alaşımlı omurga bilezikleri, geleneksel vida yöntemine göre çok daha pratik ve güvenilir bulunduğu için tercih edilmektedir.



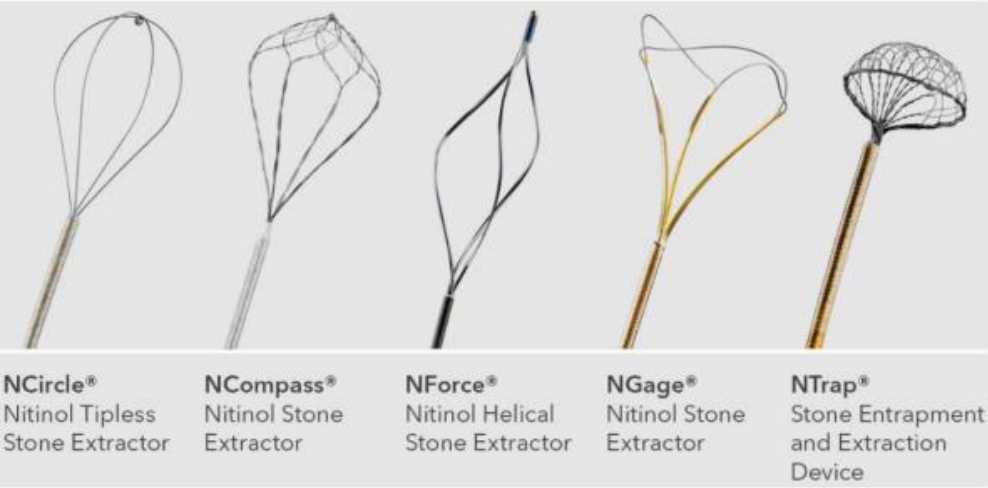
Şekil 2.25 Omurga bileziği [1].

2.3.3 Genel Cerrahi Uygulamaları

Şekil hafızalı alaşımların biyomedikal alanı içerisinde kullanıldığı başka bir alan ise genel cerrahidir. Alaşımın üstün özelliklerinden dolayı özellikle endoskopi alanında mini cihazlarda kullanılmaktadır. Endoskopi uygulamalarında çok dar alanda çalışma imkanı olduğundan burada kullanılan aletlerin esnek, kıvrılmaya dayanıklı, belli bir kuvveti uygulamaya eğilimli olmaları istenmektedir. NiTi gibi şekil hafızalı alaşımlar, tüm bu özellikleri sağlayabildikleri için diğer malzemelere göre çok daha yaygın olarak kullanılmaktadır. Bunun dışında kardiyoloji uygulamalarında kalp damar tıkanıklıklarının ameliyatsız tedavisinde kullanılan stentlerde de ŞHA kullanılmaktadır. Benzer şekilde damar içerisinde oluşan pıhtıyı çıkarabilmek için kullanılan NiTi alaşımlı tel filtreler de yaygın cerrahi uygulamalarda kullanılmaktadır.

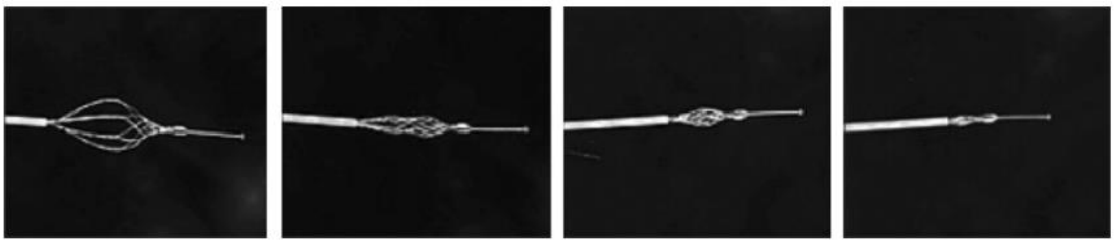
Şekil 2.26'da şekil hafızalı alaşımlardan imal edilmiş endoskopik cihazlar görülmektedir. Bu tarz ufak ve hassas cihazlarda en önemli özellik elastikiyet kabiliyetidir. Vücut içerisinde dar ve hareket alanı kısıtlı yerlerde kullanıldığı için kıvrılmaya meyilli olmaları gerekmektedir. Aynı zamanda bu ince yapı, operasyon

sırasında uygulanması gereken darbelere ve kuvvetlere karşı dayanıklı olmalıdır. Bu cihazlar, malzemenin östenit ve martenzit fazlarından yararlanarak böbrek taşlarının çıkarılmasında kullanılmaktadır.



Şekil 2.26 Safra kanalı veya böbrekte bulunan böbrek taşlarının çıkarılmasında kullanılan endoskopik aletler [1].

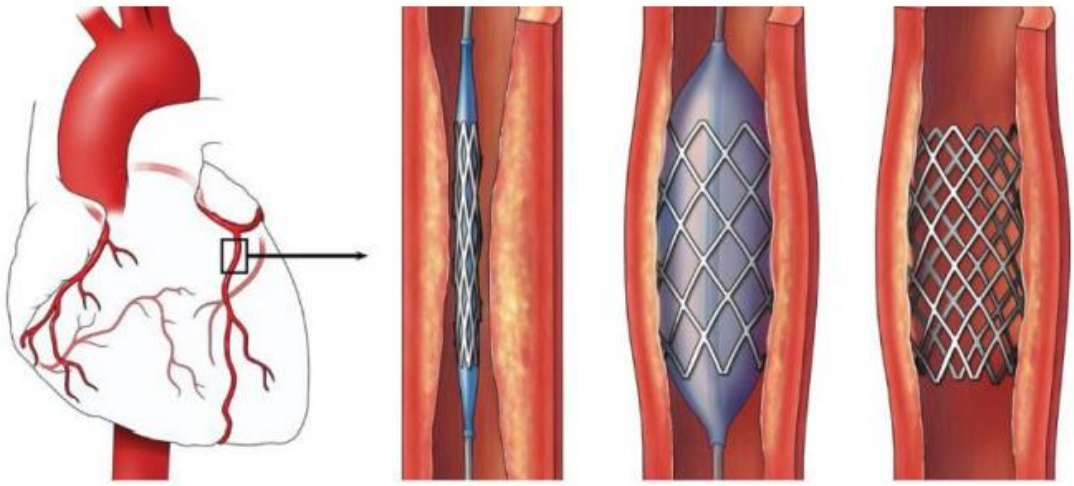
Östenit ve martenzit faz değişimini kullanarak dokunun çıkarılmasına imkan sağlayan cihazın çalışma prensibi Şekil 2.27'de gösterilmektedir. Başlangıçta martenzit fazda olan ekstraktör, vücut sıcaklığına ulaşınca orijinal durumuna geri döner ve bu sayede ince tel kafes yapısı sıkılaşarak yumuşak dokuyu içerisine hapseder.



Şekil 2.27 Yumuşak doku veya böbrek taşı çıkarmak için kullanılan NiTi endoskopik cihaz [19].

Genel cerrahi alanında kullanılan başarılı uygulamalardan biri ise kendiliğinden genişleyebilen damar stentleridir. Şekil 2.28'de gösterilen damar stendi martenzit fazda ve büzülmüş bir formda vücuda yerleştirilir. Vücut ısısı, stentin östenit faza geçmesine ve bunun neticesine büzülmüş olan orijinal şekline geri dönerek yani

genişleyerek tıkalı olan damarın açılmasını sağlamaktadır. Kullanım süresince stent vücut sıcaklığında tutularak damar tıkanıklığı giderilir.



Şekil 2.28 Damar içi stent uygulaması [1].

Stent uygulamasın başka bir uygulama alanı ürolojide kullanılmaktadır. İdrar yolu tıkanıklıkları tedavisinde kullanılan üretral stentler, esnek ve kıvrılabilir özelliğinden dolayı tercih edilmektedir. Çalışma prensibi damar yolu stentlerinde olduğu gibidir. Şekil 2.29 a) üretral stendi gösterirken b) uygulanma tekniğini göstermektedir.



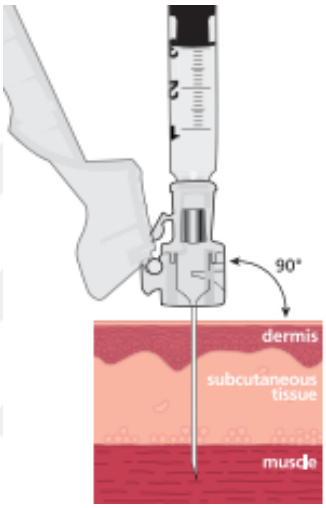
Şekil 2.29 a) Üretral stent b)Üretral stent uygulaması [19].

2.4 Enjeksiyon Teknikleri

Enjeksiyon veya diğer deyişle iğne yapma; vücutta damar, doku, kanal veya boşluk içerisine genellikle bir enjektör yarımıyla sıvı veya ilaç verme işlemidir. Bu işlem sağlık alanında en çok uygulanan prosedürlerden biridir. Temel olarak enjeksiyon yöntemleri 4 ana başlıkta incelenmektedir.

2.4.1 İntramasküler (IM) Enjeksiyon

Kas içi enjeksiyon, Şekil 2.30'da görüldüğü gibi deri altı dokunun altındaki kas kitlesi içerisine uygulanan bir enjeksiyon yöntemidir. Bu yöntem, hızlı emilim gerektiren ancak aynı zamanda oldukça uzun süreli etki gerektiren ilaçlar için kullanılır. Normal yapıda bir bireyin kas yapısı ortalama 3 mL ilacı kas doku içerisine almaktadır. Zengin kanlanmadan dolayı, IM enjeksiyon bölgesi daha fazla çözelti emme kapasitesine sahiptir. Analjezikler, anti-emetikler, yatıştırıcılar, immünizasyon ve hormon tedavi ilaçları bu yöntemle uygulanan enjeksiyona örnektir [23].



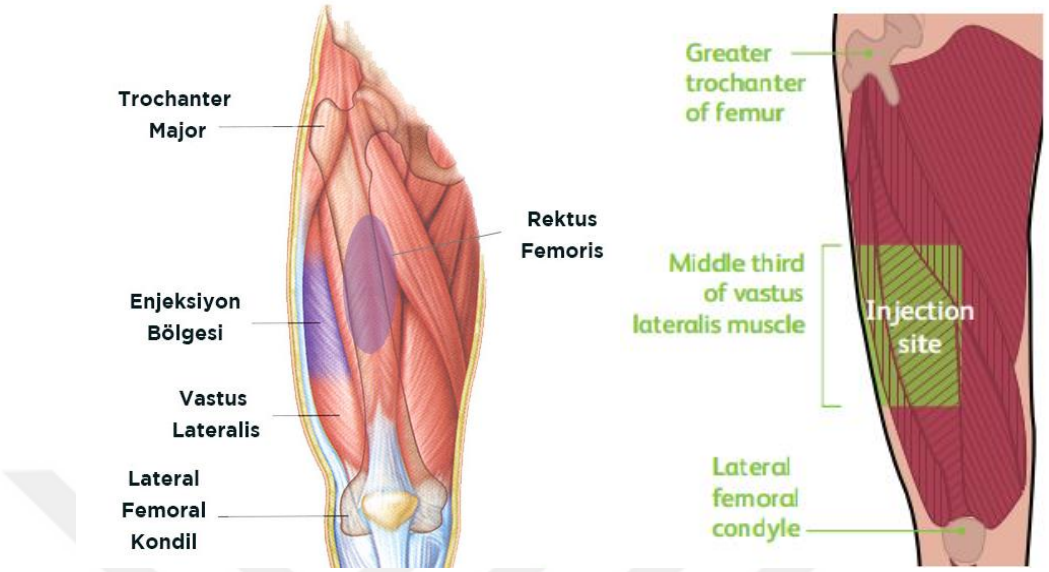
Şekil 2.30 İntramasküler (IM) enjeksiyon [24].

Kas içi enjeksiyonlar için kasın derinliklerine nüfuz edebilen bir iğne kullanılmalıdır. İğne, cilde 90 derecelik bir açıyla giriş yapmalıdır. İlaç kas doku içine enjekte edileceği için hastanın bu bölgeyi gevşetmesi gerekmektedir [25].

Genellikle kas dokusu olarak deltoid, ventrogluteal, dorsogluteal veya vastus lateralis bölgeleri tercih edilmektedir. Vastus lateralis bölgesi genellikle çocuklarda ve bebeklerde kullanılmaktadır.

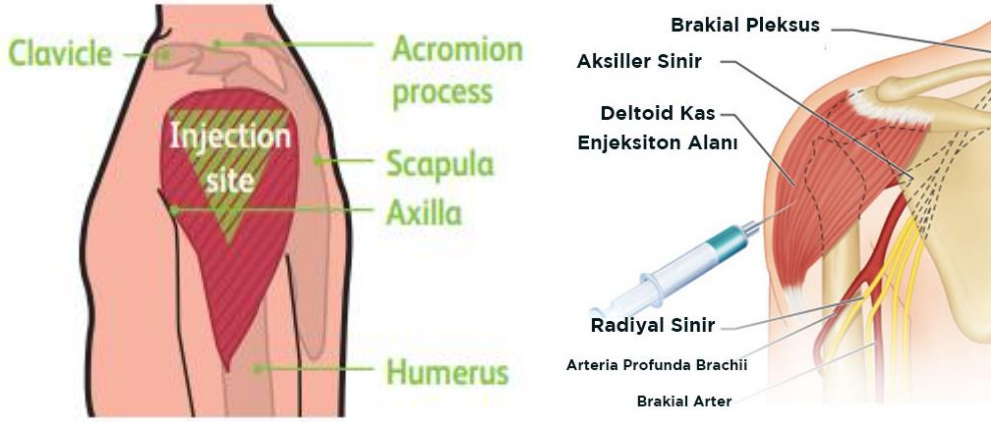
Şekil 2.31'de vastus lateralis bölgesi görülmektedir. Üst bacağın ön dış yanında uzun şerit halinde yer alan iyi gelişmiş bir kastır. Bu kas, küçük çocuk veya bebeklerde ya da sık enjeksiyon yapılan yetişkinlerde kullanılmaktadır. Bu kas bölgesinde majör sinir ve kan damarları bulunmamaktadır. Rektus femoris kasına da enjeksiyon işlemi uygulanabilir ancak rahat bir böğle olmamasından ve

bölgenin yerinin tayininin zor olması sebebiyle fazla tercih edilmemektedir. Kişilerin kendi kendilerine ilaç uygulayabilecekleri bir bölgedir [26].



Şekil 2.31 Vastus lateralis kası [24, 27].

Deltoid kası, insan vücudunda Şekil 2.32'de görüldüğü gibi omuz ile kol arasında, üst kolun dış yan yüzeyinde bulunmaktadır. Üçgen şeklindedir ve bulunması çok kolaydır. Bu kastaki emilim miktarı diğer kaslara göre daha düşüktür. Bu nedenle 1 mL'den daha fazla ilaç enjekte edilmemelidir [27]. Kolay ulaşılabilir bir kas olmasının yanı sıra radial, ulnar ve brakial arterlerin hasar görme riski nedeniyle uygulamalarda daha az tercih edilmektedir. Küçük miktarlarda ilaçların ve aşıların enjeksiyonunda yaygın olarak kullanılan bir yöntemdir [26].



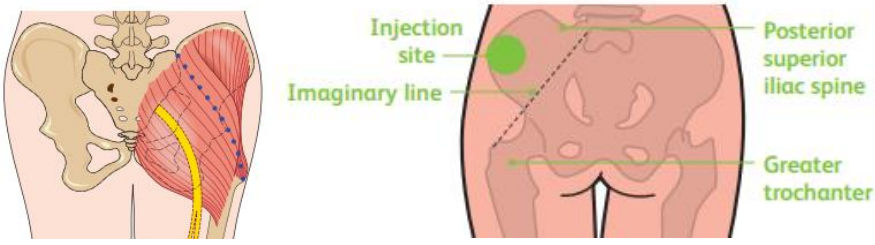
Şekil 2.32 IM enjeksiyonun uygulandığı deltoid kası [24, 27].

Şekil 2.33'de gösterilen ventrogluteal bölgesi yetişkinlerde, yedi aydan büyük çocuklarda ve çok zayıf hastalarda kullanılabilir. Tek seferde uygulanabilecek miktar yetişkinler için 5mL, çocuk ve yaşlı hastalar için bu oran 2-3 mL'dir. Bu bölge enjeksiyon uygulamalarında en güvenilir ve en az ağrılı bölge olarak kabul edilmektedir. Bunun nedeni, kemik dokusunun uzak bir bölgesi olması ve kan damarlarının ve sinirlerin olmayışıdır. Ayrıca hastanın alması gereken pozisyonun kolay olması, subkutan dokunun ince olması ve ince olmasından kaynaklı subkutan dokuya ilaç enjekte etme ihtimalinin az olması sebebiyle tercih edilmektedir [28].



Şekil 2.33 Ventrogluteal bölgesi [23].

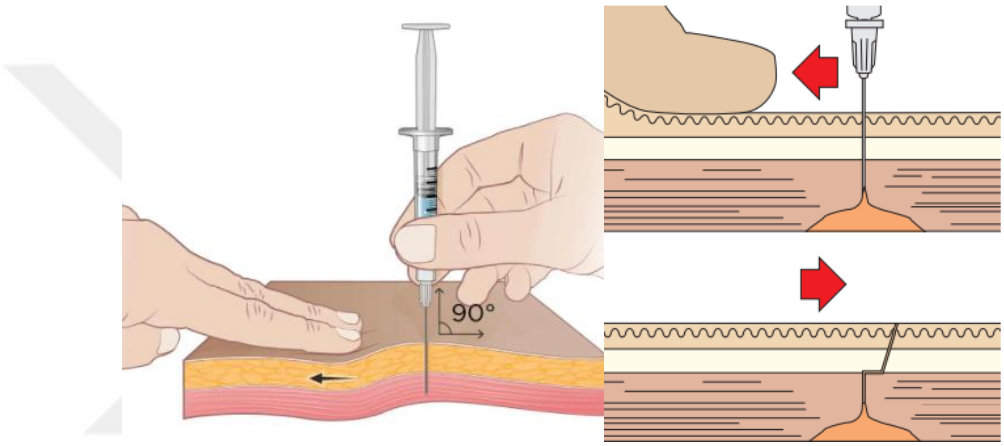
Yetişkinlerde ve üç yaşından büyük çocuklarda kullanılır. Genel olarak erişkinlerde tercih edilen bir enjeksiyon yöntemidir. Şekil 2.34'te gösterilen gluteus maksimus ve gluteus medius kaslarına enjekte edilmektedir. Bu kasların ilaç emme kapasitesi yüksektir. Ayrıca bölgedeki derinin ince olması enjeksiyon için bir avantajdır. Bunu yanı sıra siyatik sinirine ve büyük kan damarlarına yakın bir bölge olması açısından da bir dezavantajına sahiptir [27].



Şekil 2.34 Dorsogluteal bölgesi [24, 23].

Kas içi enjeksiyon yönteminde yaygınca kullanılan tekniklerden bir Z yöntemidir. Şekil 2.35'te detaylı bir şekilde gösterilen bu teknik; deri altı doku ile ilaç etkileşimini önleyen, kas içine enjekte edilen ilacın sızdırmamasını sağlamak için uygulanmaktadır.

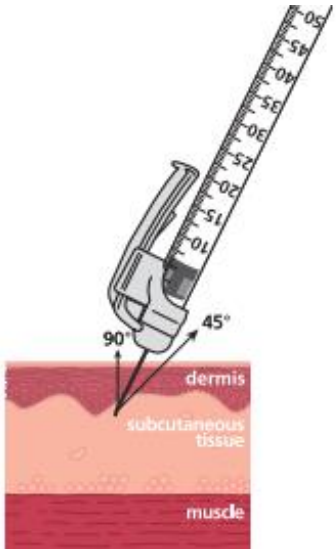
Enjeksiyon öncesinde deri lateral olarak çekilmektedir. İlaç enjekte edilip iğne vücut içerisinden çıkarıldıktan sonra cilt serbest bırakılır. Bu yöntem, üstteki doku hareket ettirilebiliyorsa kullanılır. Bu teknik sayesinde ilaç subkutan dokuya sızması engellenmektedir ve katman içerisinde bir zikzak yolu oluşturmaktadır. Z tekniğinin adı da buradan gelmektedir.



Şekil 2.35 Z tekniği ile intramüsküler enjeksiyon [29, 30].

2.4.2 Subkutan (SC) Enjeksiyon

Dermis altında buluna yağ doku içerisine uygulanan bir enjeksiyon yöntemidir. Şekil 2.36'da gösterilen bu yöntem düşük dozdaki ilaçlar (≤ 1 ml) için ve deri altındaki yağ dokuya zara verme olasılığı olmadığı zamanlarda kullanılmaktadır. Bu dokuda kastan daha az kan olduğu için emilim, kas içi yönteme göre çok daha yavaştır. Bu nedenle insülin, heparin, suçiçeği aşısı, kabakulak aşısı gibi düzenli ve yavaş emilim gerektiren ilaçlarda deri altı uygulama tercih edilir. İğne subkutan doku içerisine yaklaşık olarak 45 derecelik bir açı ile giriş yapmalıdır.



Şekil 2.36 Subkutan (SC) enjeksiyon [24].

Üst kol, uylukların yan kısımları ve karın bölgesi, subkutan enjeksiyonun uygulanabilmesi için uygun bölgelerdir. Şekil 2.37'de gösterilen bu bölgelere ek olarak sırt ve bel bölgesinde de uygulanabilmektedir. Bahsedilen bölgeler arasında üst kol en çok tercih edilenidir. Bunun sebebi, diğer kısımlara göre daha az büyük kan damarının bulunmasıdır. Karın bölgesindeki derin kalınlığı diğer bölgelere göre daha kalındır. Bu durum sebebiyle bu bölge heparin için tercih edilmektedir [31].

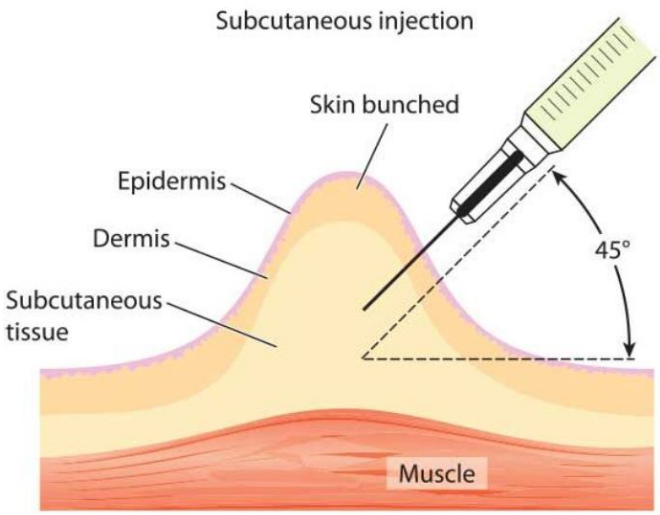


Şekil 2.37 Subkutan enjeksiyon bölgeleri [32].

Subkutan enjeksiyon esnasında iğnenin giriş açısı 45-90 derece aralığında olması önerilmektedir. İğnenin dokuya giriş açısını iğne boyu, doku kitlesinin kalınlığı gibi faktörler etkilemektedir. Bunun sebebi ise enjekte edilen dokunun kas ile dermisin arasında yer almasıdır. İlacın diğer dokulara enjekte edilmemesi için

yukarıda maddeler halinde verilmiş faktörler dikkate alınmalıdır. Subkutan enjeksiyon için boyu 1.6 cm olan iğnenin doku içerisinde 45 derecelik açıyla, boyu 1.27 cm olan iğnenin 90 derecelik açıyla sokulması önerilmektedir. Bazı çalışmalara göre ise, enjeksiyon açısı kavranabilen dokunun miktarının tayini ile belirlenmelidir [33].

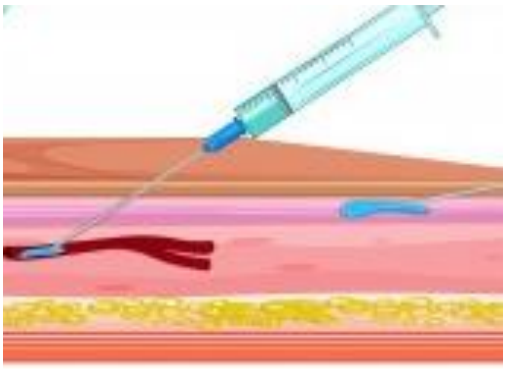
Şekil 2.38, subkutan enjeksiyon tekniğini göstermektedir. Enjeksiyondan önce subkutan dokuyu fazlalaştırmak için deri iki parmakla sıkıştırılır. Bunun yapılmasını amacı iğnenin kas dokuya girişini önlemektir. İğnenin boyuna göre enjeksiyon giriş açısı belirlenerek işlem gerçekleştirilmektedir.



Şekil 2.38 Subkutan enjeksiyon tekniği

2.4.3 İntravenöz (IV) Enjeksiyon

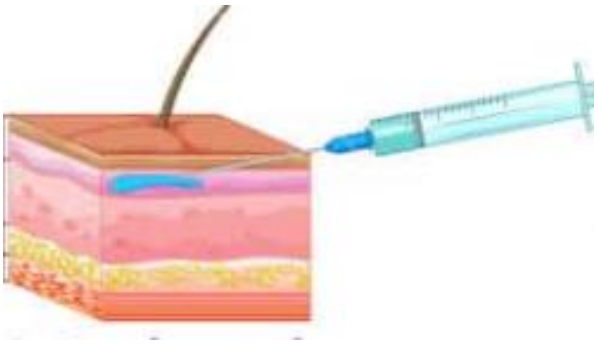
İlacın subkutan doku içerisinde bulunan toplar damar içerisine verilmesi için uygulanan enjeksiyon yöntemidir. Şekil 2.39'da gösterilen bu enjeksiyon tekniği, ilacın etkisini olabildiğince çabuk göstermesi gerektiğinde, hastanın ciddi enfeksiyon riski olduğu zaman ve ilaçların cilt alt dokusunu tahriş ettiği zamanlarda tercih edilmektedir. Damar içerisine verilecek olan ilaç miktarının bir sınırı bulunmamaktadır. İğnenin doku içerisine 30-45 derecelik açıyla girmesi önerilmektedir.



Şekil 2.39 İntrevenöz enjeksiyon

2.4.4 İntradermal (ID) Enjeksiyon

İlacın, derinin epidermis tabakasının altına ve dermis tabakasının içine verilmesi için uygulanan enjeksiyon yöntemidir. Daha az kan damarı olan bir bölge olduğu için bu enjeksiyon yönteminde ilaç emilimi çok yavaştır. İğnenin giriş açısı 5-15 derece olmalıdır ID enjeksiyon yöntemi genellikle alerji testi ve lokal anestezi için tercih edilir. Uygulamanın yapıldığı en yaygın bölgeler ise ön kolun iç yüzeyi ve kürek kemiğinin altındaki üst sırttır. Şekil 2.40, intradermal enjeksiyon tekniğini göstermektedir.



Şekil 2.40 İntradermal enjeksiyon

Enjeksiyon tekniklerini özetlemek gerekirse toplam 4 adet yöntem bulunmaktadır. Bu yöntemler arasındaki genel farklılıklar Tablo 2.3'te görülmektedir. Yöntemi iğnenin giriş açısı, ilacın enjekte edildiği doku, ilacın veriliş amacı ve enjekte edilen ilaç miktarı gibi faktörler belirler.

Tablo 2.3 Enjeksiyon yöntemleri ve özellikleri [34]

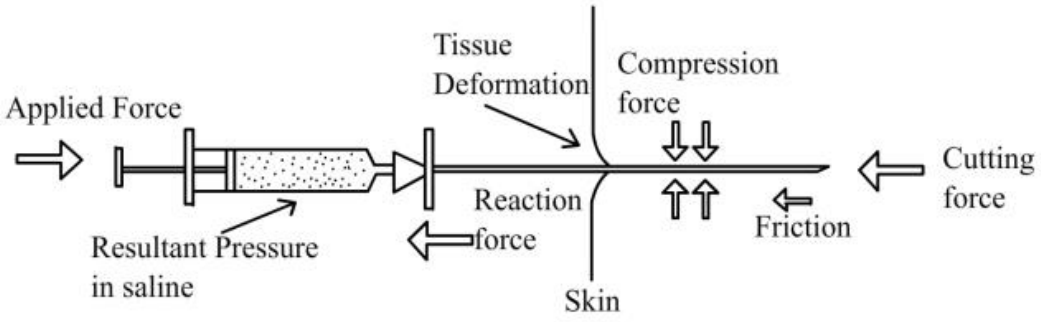
Enjeksiyon Yöntemi	İğne No (G)	İğne Boyu (mm)	Giriş Açısı (°)	Verilen Miktar (mL)
ID	26-27	0.6-1	5-15	0.1
SC	25	1-1.5	45-90	0.5-1
IM	20-23	2.5-3.75	90	1-5
IV	20-22 (sıvı) 14-18 (kan)	2.5-3.75	30-45 (deri) 15 (damar)	İstenildiği kadar

2.5 Enjeksiyon İğnesine Etkiyen Kuvvetler

Enjeksiyon iğnesine modellemesi, üç ana başlık altında incelenebilmektedir. Bunlar iğne batma(saptırma) modellemesi, doku deformasyon modellemesi ve iğne-doku etkileşim kuvvetlerinin modellenmesi olarak alt başlıklara ayrılabilir.

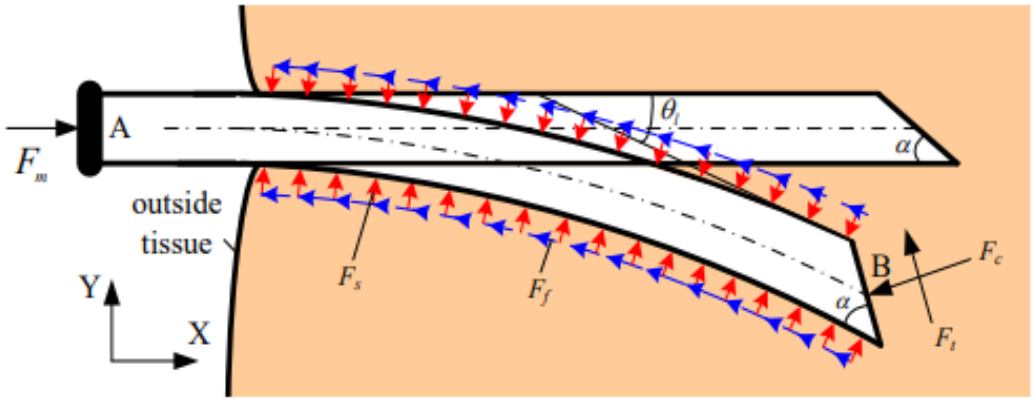
İğne-doku etkileşiminin modellenmesi, sonlu elemanlar yöntemi (FEM), enerji yöntemleri, analitik yöntemler ve istatistiksel yöntemler kullanılarak ayrıntılı olarak incelenebilmektedir. Enerji yöntemleri, deformasyonun neden olduğu enerji değişimini hesaplar ve çözüme ulaştırır. Bu yöntem, karmaşık hareket formları için kullanılabilir. Zaman göz ardı edildiği için ayrıntılı bir çözüm sağlayamaz. Verilerin dağılım özelliklerini elde etmek ve probleme özgü çözüm kriterlerini yansıtmak için istatistiksel yöntemler kullanılabilir. Ancak, veri korelasyon analizine ihtiyaç duyulur ve büyük iş yükü ile yüksek bütünlük ve çevrimdışı tahmin gerektirir. Analitik yöntemler, kuvvet verilerini tam olarak yansıtabilir ve sınır koşullarıyla sınırlı değildir. Ayrıca hızlı hesaplama ve çevrimiçi tahmin ile avantajları vardır. İğne sapması, doku deformasyonları, yol/kuvvet analizleri incelenecekse sonlu elemanlar yöntemi tercih edilmektedir [35].

Şekil 2.41'de intramasküler enjeksiyon ssırasında iğne-doku arasında meydana gelen etkileşim kuvvetleri görülmektedir. İğne ucunun dokuya girdiği süreçte bir sürtünme kuvveti, doku deformasyonu ve bu sırada meydana gelen bir reaksiyon kuvveti, sıkıştırma kuvveti oluşmaktadır.



Şekil 2.41 IM enjeksiyon tekniği sırasında iğne-doku arası etkiyen kuvvetler [36].

Yumuşak bir dokuya bir iğne sokulduğunda, çevre doku ile etkileşimi nedeniyle iğne üzerinde kuvvetler oluşacaktır. Şekil 2.42'de gösterildiği gibi, etkileşim kuvvetleri yumuşak bir dokuya nüfuz ettiğinde, iğne mili (f_F) boyunca bir sürtünme kuvveti, iğnenin eğim ucuna (c_F) normal olarak etki eden bir kesme kuvveti ve iğne eğiminin (t_F) kenarı boyunca bir sürtünme kuvveti oluşur. İğnenin ucunun boyutu iğnenin uzunluğuna göre ne kadar küçükse, iğnenin eğimine etki eden sürtünme kuvvetini o kadar fazla göz ardı edilebilmektedir. Kesme kuvveti, iğne ucundaki dokunun kesilmesinden kaynaklandığı kabul edilir. Ayrıca, kesme kuvveti ve eğimli ucun asimetrisi nedeniyle, iğne bükülmek zorunda kalır ve sonuç olarak doku (s_F) bir direnç kuvvetine maruz kalır.



Şekil 2.42 Enjeksiyon esnasında iğneye etkiyen kuvvetler [37].

Doku-iğne etkileşim mekanizmasını doğru bir şekilde ifade etmek için iğnenin toplam uygulanan kuvvet (2.1) eşitliği ile ifade edilebilir:

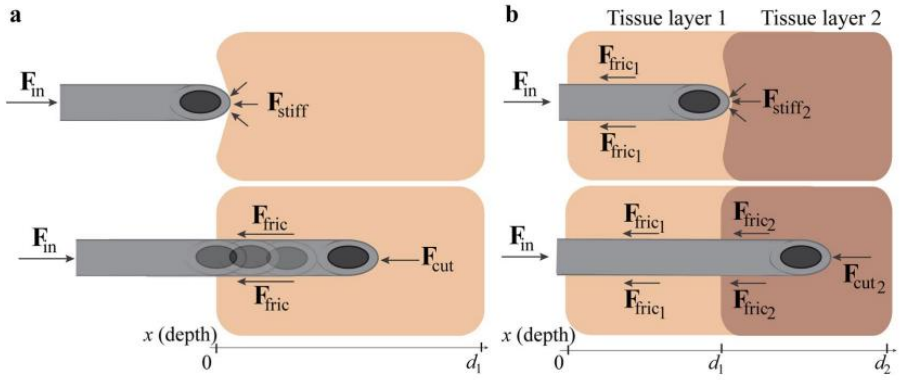
$$F_{toplam}(z) = F_{rijit}(z)+F_{kesme}(z)+F_{sürtünme}(z) \quad (2.1)$$

Eşitlik içerisinde bulunan z, iğne ucunun konumudur.$f_{toplam}(z)$, iğne dokuya girdiği esnada oluşan toplam kuvvettir. Bu kuvvet ise sertlik, sürtünme ve kesme kuvvetlerinin toplamına eşittir. Sertlik (rijitlik) kuvveti, iğnenin dokuyu delmeye çalışması ile oluşmaktadır. İğnenin uzunluğu boyunca meydana gelen sürtünme kuvveti iğnenin hareketinden kaynaklanmaktadır.

$$F_{enjeksiyon}(F_{in}) = -F_{rijit}-F_{kesme}-F_{sürtünme} \quad (2.2)$$

$$F_{enjeksiyon}(F_{in}) = \begin{cases} -F_{rijit} & , \quad x = 0 \\ -F_{kesme}-F_{sürtünme} & , 0 < x < d_1 \end{cases} \quad (2.3)$$

(2.2) ve (2.3) eşitlikleri içerisinde gösterilen x, iğnenin doku içerisine girme derinliğidir. d1 ise doku tabakasının kalınlığını temsil etmektedir. Enjeksiyon kuvveti, iğne dokuya temas ettiğinde oluşan yüzey sertlik kuvvetine eşittir. İğne dokuya girdikten sonra katman içerisindeki ($0<x<d_1$) enjeksiyon kuvveti kesme kuvveti ile sürtünme kuvvetinin toplamına eşittir.



Şekil 2.43 Bir vücut dokusuna iğne sokulması [38].

Şekil 2.43, dokuya giren bir iğnenin enjeksiyon sürecini göstermektedir. Şekil 2.43a, tek bir doku tabakasına uygulanan enjeksiyonu göstermektedir. Burada F_{in}= Enjeksiyon kuvveti, F_{stiff}=Yüzey sertlik (rijitlik) kuvveti, F_{fric}=Sürtünme kuvveti ve F_{cut}=Kesme kuvvetidir. Şekil 2.43b, iki ayrı doku katmanına uygulanan enjeksiyon işlemidir. F_{fric1}, doku tabakası 1'in sürtünme kuvveti ve F_{stiff2}, F_{fric2} ve F_{cut2}, sırasıyla, doku tabakası 2'nin yüzey sertliği kuvveti, sürtünme kuvveti ve kesme kuvvetidir. Yatay eksen (x), iğnenin doku içindeki derinliğini temsil eder. x=0 (birinci) doku katmanının başlangıcıdır, $x=d_1$ (birinci) doku katmanının

sonu ve ikinci doku katmanının başlangıcıdır ve x=d_2 ikinci doku katmanının sonudur.

$$F_{enjeksiyon}(F_{in}) = \begin{cases} -F_{sürtünme1} - F_{rijit2} & , \quad x = d_1 \\ -F_{sürtünme1} - F_{kesme2} - F_{sürtünme2} & , d_1 < x < d_2 \end{cases} \quad (2.4)$$

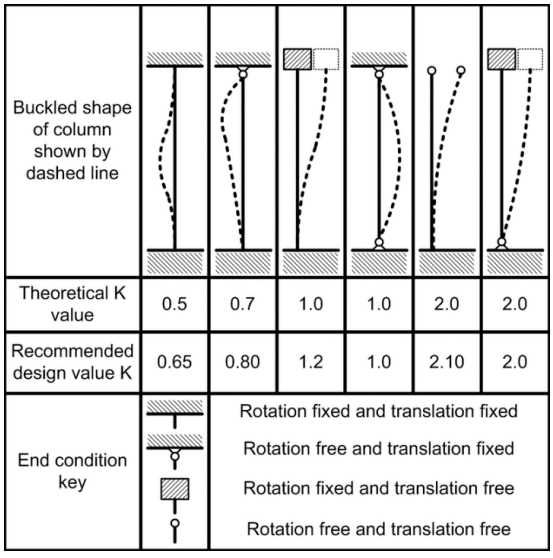
(2.4) eşitliğinde d_1, birinci doku katmanının kalınlığını temsil etmektedir. Aynı şekilde d_2 de ikinci doku katmanının kalınlığıdır. İğne 1. doku katmanından 2. doku katmanına geçişi sırasında (x=d_1) enjeksiyon kuvveti doku tabakası 1'in sürtünme kuvveti ile doku tabakası 2'nin yüzey sertlik kuvvetinin toplamına eşittir. İğne ucu 1. doku tabakasını geçip 2. doku katmanı içerisindeyken (d_1<x<d_2) enjeksiyon kuvveti doku tabakası 1'in sürtünme kuvveti, doku tabakası 2'nin kesme kuvveti ve sürtünme kuvvetinin toplamıdır.

Enjeksiyon esnasında iğne gibi hassas bir yapının kritik burkulma yükü (Euler burkulma yükü), (2.5) eşitliğindeki gibi hesaplanabilmektedir. Burada E Young modülü, I iğne kesitinin atalet momenti, L iğnenin burkulma uzunluğu ve K ise efektif uzunluk faktörüdür. Şekil 2.44'te K değerinin hesaplanmasına ait değerler verilmiştir.

$$F_{load} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} \quad (2.5)$$

Doku içinde itilen bir iğne için kritik yük, genişletilmiş bir Euler yük denklemi ile tanımlanır ve (2.6) eşitliği ile hesaplanır. Burada μ dokunun yay sertlik değeridir.

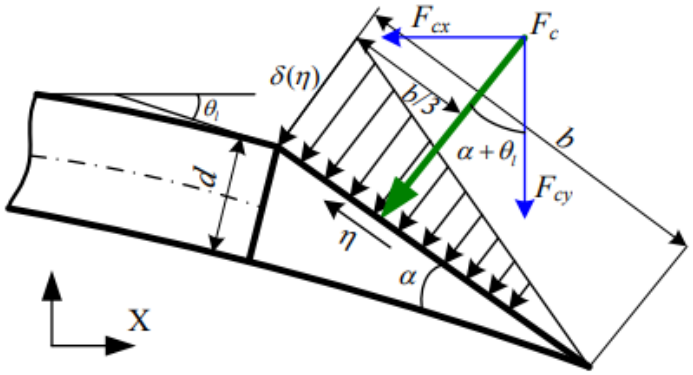
$$F_{load} = \frac{\pi^2 EI}{(KL)^2} + \frac{\mu L^2}{\pi^2} \quad (2.6)$$



Şekil 2.44 Euler yük denkleminde K değerinin hesaplanması

2.5.1 Kesme Kuvveti

İğne ucu yumuşak dokuyu keserken yumuşak dokuyu uzaklaştırır ve dokunun yerini alır. İğne ucu ileri doğru hareket ederken doku deformasyonu, iğne ucunun kenarı boyunca üçgen şeklinde dağılmış bir yüke (δ(η)) neden olur. Şekil 2.45'te d ve a sırasıyla iğne çapı ve eğim açısıdır. b değişkeni ise (2.7) eşitliği ile tanımlanabilir:



Şekil 2.45 İğne ucuna etkiyen kesme kuvveti [37].

$$b = d/sin\alpha \tag{2.7}$$

Toplam yüke ait formül ise (2.8) ile açıklanabilir.

$$\delta(\eta) = K_t \eta \tan\alpha \tag{2.8}$$

Burada K, birim uzunluk başına iğne dokusunun etkileşim sertliğidir.

İğne ucunun eğimi boyunca yük ($\delta(\eta)$), eğim ucunun kenarının b/3'ünde kesme kuvveti (F_c) olarak adlandırılan bileşke kuvvetlere (2.9) eşitliğindeki gibi basitleştirilebilir.

$$F_c = \int_0^b \delta(\eta)\eta = \frac{K_t\, b^2}{2}\, tan\alpha \tag{2.9}$$

(2.5) ve (2.7) eşitlikleri birleştirilerek tekrardan düzenlenirse, F_c değeri (2.10) eşitliği ile yazılabilir.

$$F_c = \frac{K_t\,(d/sin\alpha)^2}{2}\, tan\alpha = \frac{K_t\,(d)^2}{sin2\alpha} \tag{2.10}$$

Kesme kuvveti, x yönünde ve y yönünde hareket eden bileşenlerden oluşur. İğne eğimini θ_x , bileşenleri (F_{cx} ve F_{cy}) olarak isimlendirilirse kesme kuvveti F_c değeri (2.11) ve (2.12) eşitliği gibi hesaplanabilir:

$$F_{cx} = F_c\ sin(\alpha + \theta_i) = \frac{K_t\,(d)^2}{sin2\alpha}\sin(\alpha + \theta_i) \quad (2.11)$$

$$F_{cx} = F_c\ cos(\alpha + \theta_i) = \frac{K_t\,(d)^2}{sin2\alpha}\cos(\alpha + \theta_i) \quad (2.12)$$

Burada θ_l iğne ucunun eğimidir ve (2.13) eşitliği ile ifade edilir.

$$\theta_i = \theta(x)|_{x=l} \quad (2.13)$$

2.5.2 İğne Mili Boyunca Oluşan Sürtünme Kuvveti

Barbe ve ark. [39], gerçek zamanlı olarak iğne yerleştirme ile ilgili kuvvetleri tahmin eden bir algoritma önerdi. Barband Bayle, kuvvetlerin gerçek zamanlı tahmini için özyinelemeli parametre tahmin algoritmaları kullandı. İlki, yumuşak dokuların viskoelastik özelliklerini ele alan iğne ön delme adımıdır. İkincisi, dokuları delmek için gereken kuvveti ve dokuların sürtünme kuvvetinin iğne üzerindeki etkisini içeren delme aşaması ve son olarak, delme aşamasına zıt yönde bir sürtünme kuvveti içeren iğne geri çekme aşamasıdır. Sertlik ölçümü için yumuşak dokular, Kelvin-Voigt modeli (KV modeli) ve Hunt-Crossley modeli (HC modeli) olmak üzere iki temel model kullanılarak modellenmiştir.

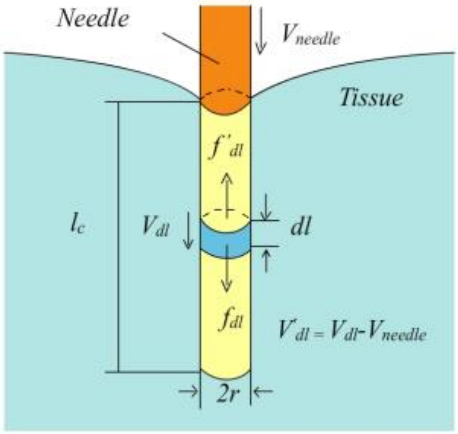
Wang ve ark. [35] sürtünme kuvveti bağıl hız ve temas uzunluğu dikkate alınarak modellenmiştir. Doku, temel modellerden biri olan KV modeli kullanılarak modellenmiştir. (2.14) eşitliğine göre uzunlukları dl gibi küçük alanlara ayırdılar ve temas alanını iğne milinin uzunluğu olarak ve toplam sürtünme kuvvetini iğne uzunluğunun integrali olarak kabul ettiler. Şekil 2.46'da eşitliğe ait gösterim mevcuttur.

$$F_{sürtünme} = \int_{l_c(t)}^{0} 2\pi r R_f(v^*)dl \quad (2.14)$$

(2.15) eşitliğinde sürtünme kuvveti katsayısı R_f olarak tanımlanmaktadır.

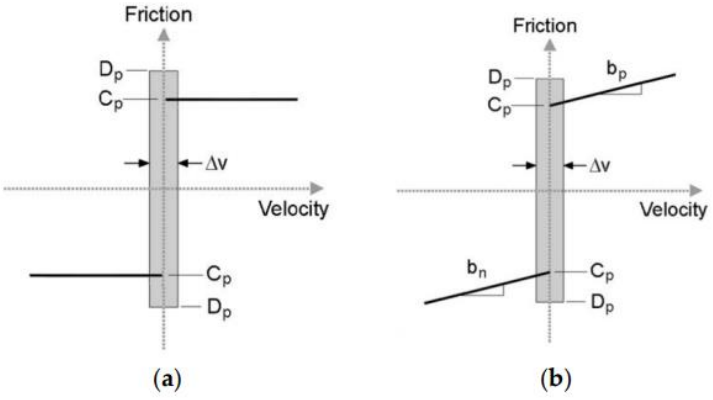
$$R_f(v^*) = \frac{F_{sürtünme}}{2\pi r L_c} \quad (2.15)$$

Burada r iğne yarıçapı, lc(t) iğne uzunluğu, Lc doku kalınlığı ve $F_{sürtünme}$ bağıl hıza göre sürtünme kuvvetidir [36].



Şekil 2.46 Enjeksiyon sırasında sürtünme modeli [35].

Şekil 2.47'de gösterilen klasik Karnopp modeli, sıfır hıza yakın bir ölü bölge içindeki dinamik sürtünmeyi yansıtıyordu. Ayrıca değiştirilmiş model, klasik Karnopp modelini, Stribeck etkisinin inceliklerini ve Dahl modelini yumuşak dokuda yakalama avantajlarıyla başarılı bir şekilde geliştirdi.

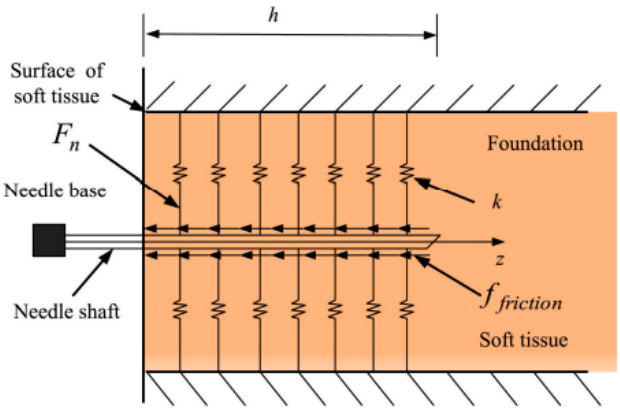


Şekil 2.47 (a) Karnopp ve (b) değiştirilmiş Karnopp sürtünme modelleri [40].

İğnenin yerleştirilmesi sırasında iğne miline dik yönde küçük yumuşak doku deformasyonları meydana gelir. Bu durum bağıl hız ölçümünü etkiler. Buna karşılık, iğne dokusu eksenel kuvvetleri, kuvvet dağılımına göre iğne mili boyunca nispeten tekdüzedir. Böylece Jiang ve çalışma arkadaşları iğne boyunca dağıtılan kuvveti, lineer bir sertlik katsayısı ile değiştirilmiş bir Winkler temeli olarak kabul etti.

$$F_n = kh\Delta \tag{2.16}$$

(2.16) eşitliğinde verilen F_n doku deformasyonu nedeniyle iğne mili boyunca oluşan normal kuvvet, Δ çökme miktarı, k temel modülü ve h temas uzunluğunu ifade etmektedir. Şekil 2.48'de sürtünme kuvveti için Winkler'in değiştirilmiş modeli görülmektedir.

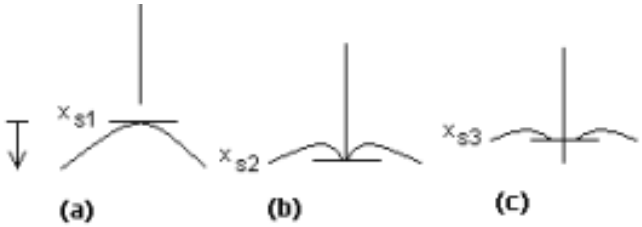


Şekil 2.48 Sürtünme kuvveti için Winkler'in değiştirilmiş modeli

2.5.3 Sertlik (Rijit) Kuvveti

Rijitlik, uygulanan kuvvete karşı bir cismin tepki olarak deformasyona karşı gösterdiği dirençtir. (2.17) eşitliğinde, f(x) tek boyutlu yarı statik sertlik modelidir ve x_{tip} ve x_{s1}, x_{s2}, x_{s3} iğne ucunun ve doku yüzeyinin, delinmeden önce sabit bir koordinat sistemine göre konumlarıdır. x_{s1}, x_{s2} ve x_{s3}'ün göreli konumları Şekil 2.49'da gösterilmektedir. Tüm konumların sabit bir koordinat sistemine göre olduğu kabul edilir. Delmeden sonra dokunun gevşemesi nedeniyle x_{s3} konumu x_{s2}'den küçüktür.

$$F_{rijit} = \begin{cases} 0 & x_{tip} < x_{s1}, \\ f(x) & x_{s1} \leq x_{tip} \leq x_{s2}, \\ 0 & x_{tip} > x_{s3} \end{cases} \tag{2.17}$$



Şekil 2.49 Enjeksiyonun arklı aşamalarında doku yüzeyinin yerleri. (a) delinme öncesi (b) delinme (c) delinme sonrası [40].

Eşitlik (2.18), d'Aulignac ve arkadaşları tarafından gösterildiği gibi, doku deformasyonunu modellemek için ilk kez doğrusal olmayan bir yay modeli sunar. [40].

$$F_{rijit1}(x) = \frac{x}{ax+b} \tag{2.18}$$

Burada x, yayların ilk konumundan son konumuna kadar olan uzunluğudur ve a ve b, deneysel verilerle belirlenir. Deneysel verilere dayanarak, çok mertebeden polinom modelinin doğrusal olmayan yay modeli fstiffness1(x)'den daha düşük ortalama karekök (RMS) hata değerlerine sahip olduğunu bulmuşlardır. Yüksek dereceli önemli RMS hata değişimlerini göz önünde bulundurarak, rijitlik kuvvetini yarı statik bir modelle eşitlik (2.19)'daki gibi modellediler:

$$F_{rijit2} = \begin{cases} 0 & x_{tip}<x_{z1}, \\ f(x) & x_{z1}\leq x_{tip}\leq x_{z2}, \\ 0 & x_{tip}>x_{z3} \end{cases} \tag{2.19}$$

$$f(x) = a_0 + a_1 x + a_2 x^2 \tag{2.20}$$

(2.20) eşitliğinde bulunan x iğne ucunun konumudur, f(x) doğrusal olmayan bir yay sertlik modelidir, a_i (i=0,1,2) deneysel verilerle belirlenir ve x_{tip}, x_{z1} (i = 1,2,3) önceden varsayılan bir koordinat sistemine göre iğne ucunun ve doku yüzeyinin konumlarıdır [35].

Benzer şekilde, penetrasyon derinliği göz önüne alındığında ve iki nesne arasındaki küçük hareketler göz ardı edildiğinde, Barbé ve ark. [39] Hunt-crossley modelinin, iğnenin iyi girmesinin neden olduğu deformasyonla eşleşebileceğini belirledi ve doğrusal olmayan şekilde değişen sertlik kuvveti modelini aşağıdaki gibi buldu:

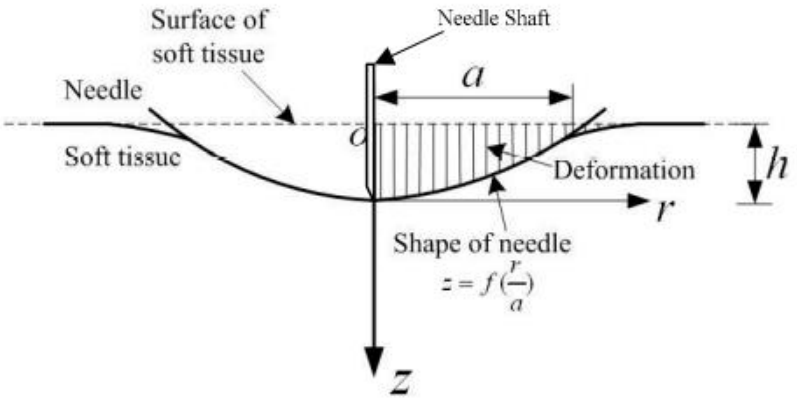
$$f_{rijit3}(x) = \begin{cases} -(\mu x^n + \lambda x^n v) & x>0 \\ 0 & x\leq 0 \end{cases} \tag{2.21}$$

Eşitlik (2.21)'de bulunan x, sabit bir koordinat sistemine göre doku yüzeyinin konumudur, v, doku yüzeyinin hızıdır. İğne ucu ve μ, λ ve n, malzeme özelliklerine bağlı olan sabit parametrelerdir [39].

Maurel [41], Maurin ve ark. [42], f_{rijit1} modeliyle bir karşılaştırma yapmak için enjeksiyon kuvveti modelini derinliğin üstel bir fonksiyonu olarak şu şekilde tanımlamıştır:

$$f_{rijit4}(x) = (F_0 + b)e^{a(x-d_0)} + b \tag{2.22}$$

Eşitlik (2.22)'de x iğne ucunun konumudur ve F_0, a, b ve d_0 parametreleri kullanılarak belirlenmektedir. Şekil 2.50, sertlik kuvveti için temas mekaniği modelini göstermektedir.

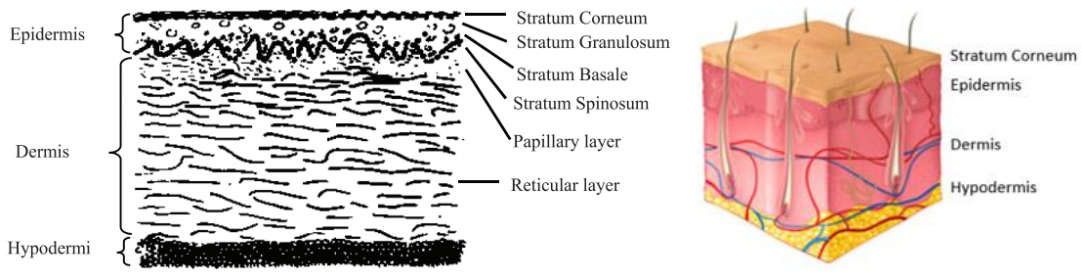


Şekil 2.50 Sertlik kuvveti için temas mekaniği modeli [35].

2.6 İnsan Derisinin Mekanik Özellikleri

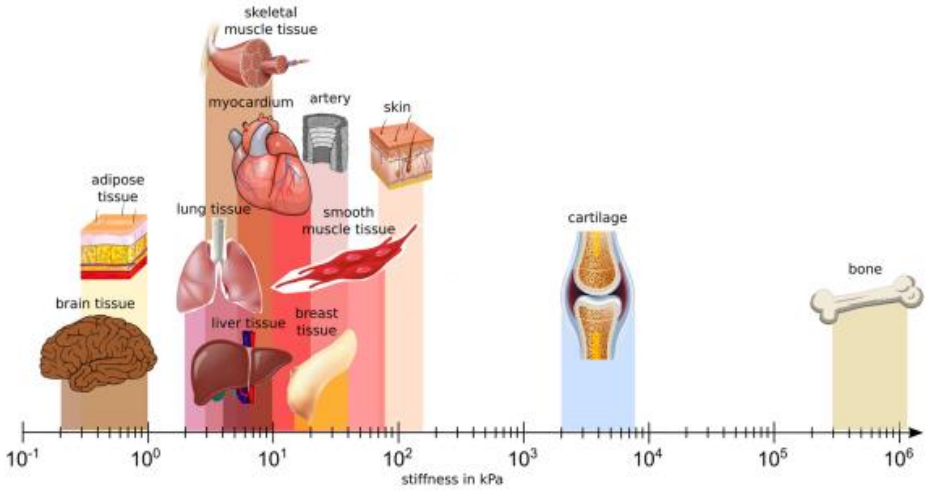
Yüzey alanı bakımından en büyük organ olan derinin çevreye karşı korunma, ısıyı düzenleme ve hareket sırasında vücut şekillerine uyum sağlama gibi pek çok görevi vardır. Aynı zamanda heterojen ve anizotropik yapıya sahip canlı bir malzemedir [43]. Bu doku, her biri birden çok bileşenden oluşan ve onu mekanik olarak karmaşık hale getiren çok sayıda katmandan oluşur.

Deri, genel olarak epidermis, dermis ve hipodermis olmak üzere üç ana katmana ayrılabilen karmaşık çok katmanlı bir malzemedir. Epidermis hücrelerden ve hücresel artıklardan oluşur, dermis çoğunlukla kollajen, retikülin ve elastin lifli protein ağlarından oluşur ve hipodermis esas olarak bağ dokusu ve yağ lobüllerinden oluşur. Kolajen lifleri, cilt dokusunun kuru ağırlığının %75'ini oluşturur ve cildin sağlamlığından bu lifler sorumludur [44]. Yüzeysel epidermis, vücut yüzeyinin çoğu üzerinde 0,07-0,12 mm arasında değişen kalınlıkta kesintisiz bir bariyer oluşturur ve mekanik özellikler üzerinde çok az etkisi vardır. Epidermisin altında 1 mm ile 4 mm arasında kalınlıkta olan dermiş bulunur; dermis papiller ve retiküler tabakalardan oluşur [45]. Şekil 2.51'de insan derisinin şematik gösterimi verilmiştir.



Şekil 2.51 İnsan derisinin şematik gösterimi [46, 47].

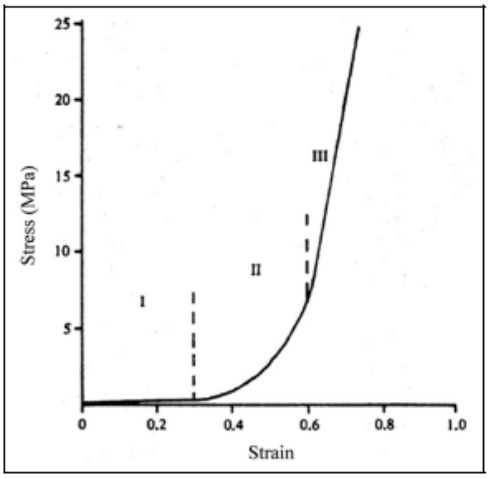
Deri, oldukça doğrusal olmayan, anizotropik, viskoelastik ve neredeyse sıkıştırılamaz bir malzemedir. Tipik bir gerilim-birim şekil değiştirme diyagramı doğrusal olmayan bir şekilde davranır ve tepkisi genellikle üç fazlı olarak tanımlanır. İlk yükleme aşamasında, yüzey oldukça uyumludur ve nispeten düşük yüklerde büyük deformasyonlar meydana gelir. Bu aşamada lifler büyük ölçüde hizasızdır. İkinci aşamada, lifler kendilerini uygulanan yük yönünde hizalandıkça cildin sertliği kademeli olarak artar. Üçüncü aşama, kolajen lifleri çoğunlukla hizalandıkça sertliğin hızla arttığı ve toplam mekanik tepkinin, elastinden üç kat daha sert olan kolajen liflerinin mekanik özelliklerine bağlı hale geldiği neredeyse doğrusal bir aşamadır [48]. Şekil 2.52'de farklı insan dokularının mekanik özellikleri verilmiştir.



Şekil 2.52 Farklı insan dokularının mekanik özellikleri [49].

2.6.1 Derinin Nonlineer Davranışı

Deri dokusunun mekanik tepkisi, mikro-yapısal bileşenlerinin doğası gereği oldukça doğrusal değildir. Doğrusal olmadığı Şekil 2.53'te yer alan grafikte de görülmektedir. I numara ile gösterilen aşama için grafik; tek eksenli gerilim altında, deri nispeten yumuşaktır ve derinin yapısal tepkilerinin çoğu, düşük gerilme seviyelerindedir. Kollajen lifleri gevşektir (bazen dalgalı olarak adlandırılır) ve yük taşımazlar. Bu nedenle elastin bileşenleri aracılığıyla taşınır. II. aşamadaki gibi cilt daha yüksek gerilme seviyelerine gerildiğinde, kolajen lifleri toplanıp düzleştikçe ve yükün büyük kısmını taşımaya başladıkça malzemenin sertliği hızla artar. Üçüncü aşamada, tüm kolajen lifleri düzdür ve sistem en yüksek sertliğe sahiptir [50].



Şekil 2.53 Farklı aşamaları gösteren cilt için gerilme-birim şekil değiştirme diyagramı

2.6.2 Derinin Elastik Davranışı

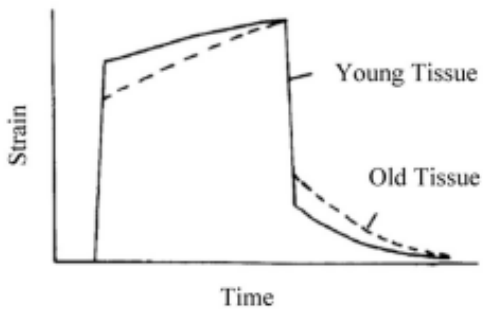
Doku elastikiyetini ölçmek için birçok yeni yöntem geliştirilmiştir. Dokunun elastik özelliklerini görüntülemeye yönelik bir yaklaşım, vücut yüzeyine harici bir kuvvet uygulamaktır. Daha sonra doku hareketini izlemek için ultrason veya manyetik rezonans görüntüleme (MRI) teknikleri kullanılır.

Derinin yüzeyinde dalga yayılımı oluşturulur, ölçülür ve analiz edilir. Yüzey dalga hızı, dokunun elastik modülü ile (2.23)'teki gibi ilişkilendirilebilir:

$$c_s = \frac{1}{1.05}\sqrt{\frac{\mu}{\rho}} \tag{2.23}$$

Burada μ kayma elastikiyeti ve ρ dokunun yoğunluğudur [51].

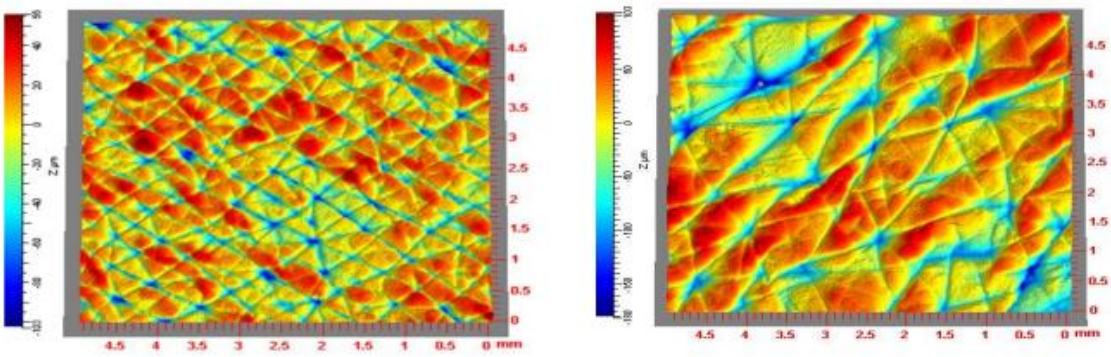
Bader ve Bowker [52], yaşın cilt viskoelastisitesi üzerindeki etkisini araştırmıştır. Bu amaçla 20-26 ve 57-79 yaş gruplarında iki hedef grup oluşturulmuştur. Araştırmalar sonucunda Şekil 2.54'te görüldüğü gibi genç dokunun daha yüksek anlık sertlik (rijitlik) değeri daha yüksek, ancak sünme eğiliminin daha düşük olduğu gözlenmiştir. Başka bir benzer çalışma Escoffier ve arkadaşları tarafından yapmıştır. 54 erkek ve 69 kadının önkol derisine burulma testi uygulanmış ve viskoelastisitenin yaşla birlikte azaldığını bulmuşlardır. Bu bulgu Bader ve Bowker ile tutarlıdır.



Şekil 2.54 Genç ve yaşlı dokunun tipik viskoelastik davranışı [52].

2.6.3 Derinin Anizotropik Davranışı ve Yaşlanma Etkisi

Anizotropi veya diğer ismiyle eşyönlülük, izotropinin aksine, yöne bağımlı olma özelliği olarak tanımlanmaktadır. Maddenin fiziksel veya mekanik özelliklerinin yönlere bağlı olarak değişmesi olayıdır. Deri, anizotropik bir davranış göstermektedir. Thieulin ve arkadaşlarının [43] yapmış olduğu çalışmaya göre insan derisinin yaş arttıkça mekanik özelliklerinin düştüğü ve bununla birlikte kutanöz çizgilerinin anizotropisinin artığı görülmektedir. Şekil 2.55'te yaş gurubu değişimine bağlı olarak deride meydana gelen değişim gözlenmektedir. Sanders [53], insan derisi üzerinde çeşitli testler yaptı ve 6-61 yaş arasında, burulma koşulları altında derinin rijitliğinin yaş ile birlikte azaldığını bulmuştur. 30 yıl ve altı için bu değer 0.03-0.1 MPa iken 30 üstü için 0.02-0.05 MPa değerinde olduğu gözlenmiştir.

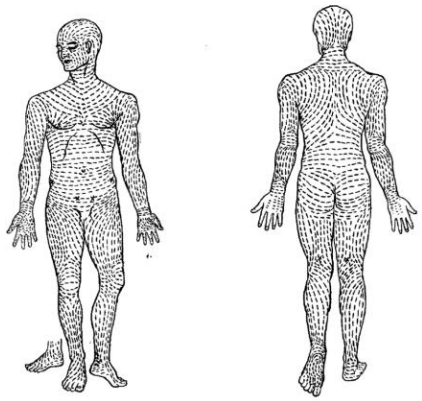


a) b)

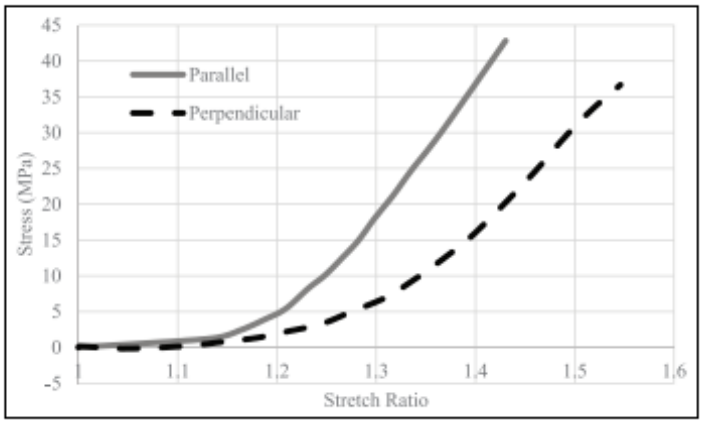
Şekil 2.55 a) 20-30, b) 50-60 yaş aralığındaki bir bireyin derisi [43].

2.6.4 Langer Çizgileri

Langer çizgileri; (Langer cilt gerilim çizgileri veya bölünme çizgileri) insan vücudunun bir haritasını oluşturan topolojik çizgilerdir. Yuvarlak uçlu bir delici aletle deriye bastırılması veya delinmesi sonucunda vücudun farklı yerlerinde farklı yapılarda delikler gözlenir. Bazıları dairesel ve birçoğu da eliptiktir. Bu özellik Alman anatomist Karl Langer tarafından 19. yüzyılda kadavralarda keşfedilmiştir. Bu tür eliptik açıklıkların tüm vücutta oluşan uzun eksenleri, aynı yaştaki kişilerde aynı bölgede ortak bir doğrusal düzen gösterir ve "Langer çizgileri" olarak adlandırılır. Langer çizgilerine ait şematik görsel Şekil 2.56'da gösterilmektedir. Derinin kesitsel çalışmalarında kollajen liflerinim bu lineer düzenlere paralel olduğu bulunmuş ve bu çizgilerin derideki kollajen liflerin düzeni ile ilişkili olduğu gösterilmiştir. Dermisteki kollajen liflerinin konumu ve şekilleri genetik olarak belirlenmemiştir; alttaki kasların ve eklemlerin hareketleri ile ilişkilidir. Derinin fiziksel özellikleri büyük ölçüde kollajen ve elastin liflerinin oluşturduğu ağa bağlıdır. Bu nedenle enjeksiyon sırasında Langer çizgilerinin yönleri önemlidir. Şekil 2.57, Langer çizgilerine paralel ve dik insan sırt derisi üzerinde tek eksenli çekme testini göstermektedir.



Şekil 2.56 Langer Çizgileri [54].



Şekil 2.57 Langer çizgilerine paralel ve dik insan sırt derisi üzerinde tek eksenli çekme testi [50].

Tablo 2.4'te daha önceden derinin mekanik özellikleri üzerinde yapılan çeşitli çalışma verilerinin sonuçları gösterilmektedir. Tabloda UTS nihai gerilme kuvveti (Ultimate tensile strength), E elastiklik modülü değerleri gösterilmektedir. Aynı zamanda iğne ucunun mikrometre cinsinden değeri, test bölgesi ve Langer çizgilerine göre durumu verilmektedir.

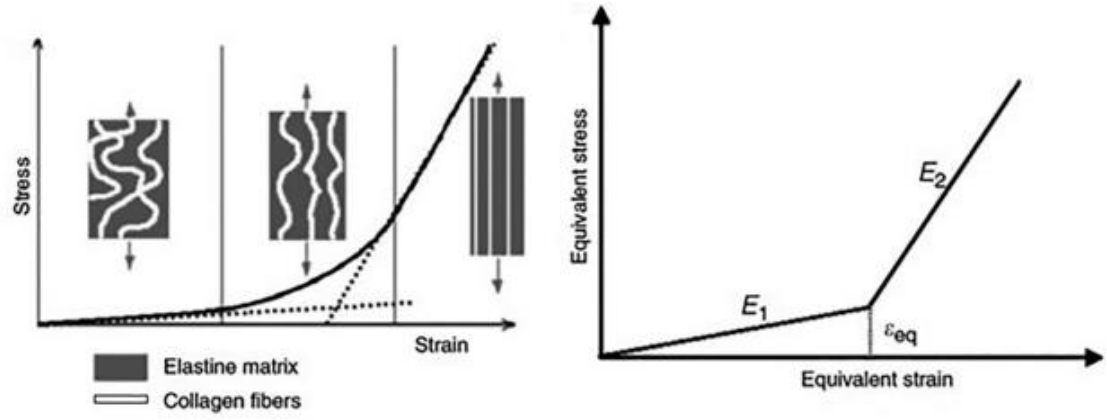
Tablo 2.4 Derinin mekanik özellikleri [50]

Yazar	Lokasyon	Langer Çizgisi Oryantasyonu	Kalınlık (mm)	E1 (MPa)	E2 (MPa)
Dunn ve Silver	Karın	-	-	0.1	18.8

Tablo 2.4 Derinin mekanik özellikleri (devamı) [50]

Delalleau ve ark.	Kol	-	0.86	0.131	0.365
	Kol	-	1.08	0.064	0.273
	Kol	-	1.51	0.041	0.187
Ni Annaidh ve ark.	Arka orta	Paralel	2.56	1.21	112.47
	Bel	Paralel	2.56	1.95	73.81
	Orta sırt	Dik	2.56	0.91	63.75
	Bel	Dik	2.56	0.54	37.66
	Üst sırt	45	2.56	0.99	82.62
	Orta sırt	45	2.56	1.33	103.49
	Bel	45	2.56	1.30	82.81
Tonge ve ark.	Bel	Paralel	4.62	0.128	13.863
	Bel	Dik	4.62	0.095	1.439
	Üst sırt	Paralel	5.18	0.103	11.471
	Üst sırt	Dik	5.18	0.073	4.145
	-	Paralel	2.46	0.131	10.621
	-	Dik	2.46	0.094	11.781

Tablo 2.4'te yapılan deneyler neticesinde elde edilen E1 ve E2, Şekil 2.58'de bulunan grafikteki değerleri temsil etmektedir.



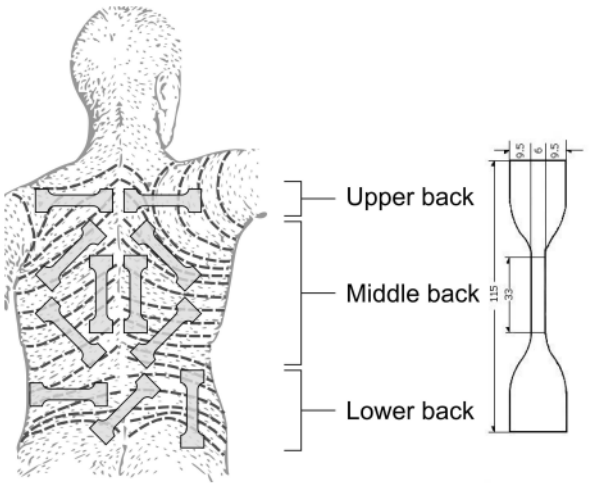
Şekil 2.58 Kolajen fiberlerin oryantasyonuna göre stres grafiği

Annaidh ve arkadaşlarının [55] yapmış olduğu çalışmalar neticesinde derinin mekanik özellikleri Tablo 2.5'te görülmektedir. Burada Langer çizgilerine göre oryantasyonu, derinin vücuttaki lokasyonu verilmektedir. Lokasyon Şekil 2.59'da

detaylı olarak gösterilmektedir. Başlangıç eğimi (initial slope), sonsuz küçük birim şekil değiştirmelerdeki eğrinin eğimidir. N ise deney yapılan numune sayısını göstermektedir.

Tablo 2.5 Derinin mekanik özellikleri [55]

Langer Çizgisi Oryantasyonu	Lokasyon	N	UTS (MPa)	Gerilme Enerjisi (MJ/m^3)	Failure Stretch	Elastiklik Modülü (MPa)	İnitial Slope (MPa)
Paralel	Orta	9	28.64 ±9.03	4.28 ±1.49	1.46 ±0.007	112.47 ±36.49	1.21 ±0.97
Paralel	Alt	7	17.6 ±4.77	2.54 ±0.76	1.74 ±0.32	73.81 ±19.41	1.95 ±1.34
45	Üst	12	22.7 ±3.61	3.80 ±0.92	1.52 ±0.10	82.62 ±17.36	0.99 ±0.51
45	Orta	9	28.85 ±7.87	5.38 ±2.59	1.52 ±0.15	103.49 ±41.20	1.33 ±0.96
45	Alt	5	20.23 ±4.18	3.31 ±0.67	1.43 ±0.04	82.81 ±18.43	1.3 ±0.6
Dik	Orta	9	16.53 ±5.71	2.98 ±0.89	1.52 ±0.08	63.75 ±24.59	0.91 ±0.68
Dik	Alt	5	10.56 ±8.41	2.44 ±1.04	1.61 ±0.14	37.66 ±36.41	0.54 ±0.33



Şekil 2.59 Lokasyon

Tablo 2.6 Derinin mekanik özellikleri [55]

Yazar	UTS (MPa)	Kopma Uzaması (%)	Elastiklik Modülü (MPa)	İnitial Slope (MPa)	Bölge	Yaş
(Jansen & Rottier 1958b)	1+24	17-207	2.9-54.0	0.69-3.7	Ab	0-99
(Dunn & Silver 1983)	2-15		18.8	0.1	Av&T	47-86
Vogel 1987	5-32	30-115	15-150		V	0-90
(Jacque-moud et al. 2007)	5.7-12.6	27-59	19.5-87.1		F&A	62-98
(Agache et al. 1980)			0.42-0.85		Back	3-89
(Diridollou et al. 1998)			0.12-0.25		A&F	20-30
(Khatyr et al. 2004)			0.13-0.66		Tabia	22-68
(Pailler-Mattei et al. 2008)			0.0045-0.008		A	30
(Zahouani et al. 2009)			0.0062-0.0021		A	55-70

Ab: Abdomen T:Throax V:Various F: Forehead A: Arm

UTS: Nihai gerilme kuvveti (Ultimate tensile strength)

Tablo 2.6, derinin mekanik özelliklerini göstermektedir. Aynı şekilde Tablo 2.7, 2.8, 2.9 ve 2.10 derinin mekanik özelliklerini göstermektedir.

Tablo 2.7 Deri katmanlarının kalınlıkları ve mekanik özellikleri [47]

Değer/Parametre		Değer
Kalınlık	Stratum Corneum	10 μm
	Epidermis	42 μm
	Dermis	1.285 μm
	Hipodermis	1.913 μm
Young Modülü	Stratum Corneum	1 MPa
	Epidermis	0.05 MPa
	Dermis	0.6 MPa
	Hipodermis	0.11 MPa
Derinin Poisson Oranı		0.5

Tablo 2.8 Simülasyon için insan derisinin mekanik parametreleri [56]

Parametre	Stratum Corneum	Dermis
Yoğunluk (kg/m^3)	1300	1200
Failure Stress (MPa)	20	7
Friction coefficient	0.42	0.42
Young Modülü (kPa)	34	3400
Poisson Oranı	0.48	0.48
Kalınlık (μm)	35	2500

Tablo 2.9 İnsan gövde modelinde kemiklerin malzeme özellikleri [57]

Malzeme	Yapı	Mekanik Özellikler			
Kemik	Anatomik Komponentler	Yoğunluk (kg/m^3)	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı	Yield Stress (GPa)
	Rib cortical bone	2000	8	0.3	0.05
	Rib spongy bone	1000	0.1	0.3	0.01
	Vertebral bone	1000	0.364	0.3	1000
	Other spongy bones	1099	0.3	0.021	0.055
	Other cortical bones	2000	11	0.3	0.22

Tablo 2.10 İnsan gövde modelinde yumuşak dokuların malzeme özellikleri [57]

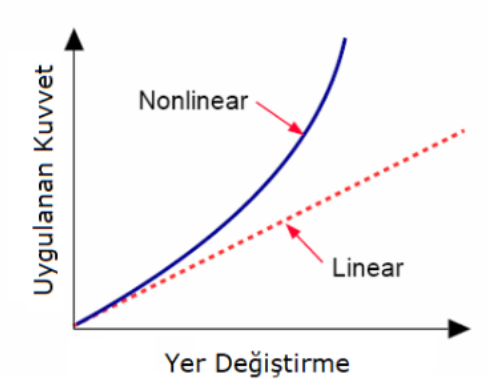
Yumuşak Doku	Anatomik Komponentler	Yoğunluk (kg/m^3)	Elastiklik Modülü (GPa)	Hysteric Unloading Factor	Shape Factor for Unloading
	Deri	1100	0.005	0.1	1
	Anatomik Komponentler	Yoğunluk (kg/m^3)	Initial Elastiklik Modülü (GPa)	Elastic Modulus Exponent	Poisson Oranı
	Kas	1000	0.0004	2	0.45
	Anatomik Komponentler	Yoğunluk (kg/m^3)	Elastiklik Modülü (GPa)	Poisson Oranı	
	İç organlar	1000	0.02	0.3	

3
SONLU ELEMANLAR ANALİZİ

Bu bölümde iğne ve yumuşak dokunun sonlu elemanlar modeli oluşturularak, enjeksiyon esnasında oluşacak deformasyonun ve eksenel deplasmanın bulunmuştur. Günümüz enjeksiyon iğnelerinde kullanılan malzemenin yanı sıra şekil hafızalı alaşım olan nitinol kullanılacaktır. İntramasküler enjeksiyon içerisinde yer alan z-tekniği, şekil hafızalı alaşımın faz değişimi sayesinde elde edilmiştir.

3.1 Nonlineer Analiz

Houke yasasına göre doğrusal bir yapısal sistemin davranışı uygulanan kuvvetle doğrusal olarak artar. Öte yandan, doğrusal olmayan bir analizde, Şekil 3.1'deki diyagramdan da görülebileceği gibi, yer değiştirme uygulanan kuvvetle doğrusal olarak artmaz. Kuvvet arttıkça, malzeme daha esnek veya elastik olmayan hale gelir.

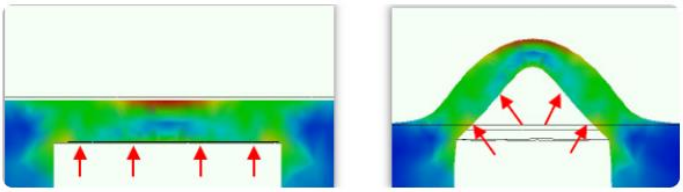


Şekil 3.1 Lineer - nonlineer davranış [58].

Nonlineerlik geometrik, malzeme ve kontakt nonlineerliği olarak üç ana başlıkta toplanabilmektedir.

3.1.1 Geometrik Nonlineerlik

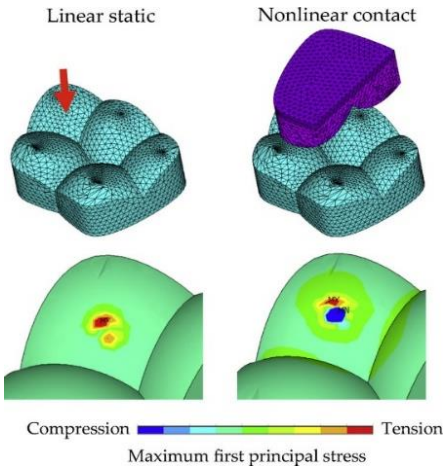
Yapıda meydana gelen deformasyon miktarı, yan ilk ve nihai şekli arasındaki fark büyük olduğu zaman geometride doğrusal olmayan davranışlar gözlenmeye başlanmaktadır. Geometrik olarak doğrusal olmayan problemler genellikle büyük yer değiştirme etkileriyle ilişkilendirilir. Şekil 3.2'de geometrik nonlineerliğe ait şematik gösterim verilmektedir.



Şekil 3.2 Geometrik nonlineerlik [58].

3.1.2 Kontak Nonlineerliği

Şekil 3.3'te gösterildiği gibi iki parça arasında oluşan temasın katılık değerinde ani değişim oluşturması sistemi istikrarsız yapar ve temas nonlineerliğini oluşturmaktadır.

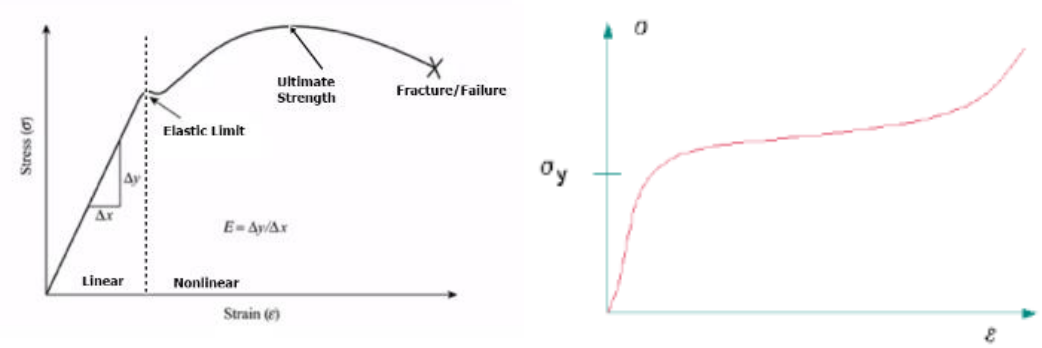


Şekil 3.3 Kontak nonlineerliği [59].

3.1.3 Malzeme Nonlineerliği

Malzemenin doğrusalsızlığı, anlık deformasyon, sıcaklık, basınç vb. gibi değerler ile malzemenin doğrusal olmayan davranışlarını içermektedir. Şekil 3.4a plastik

malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisini Şekil 3.4b hiperelastik malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisini göstermektedir.



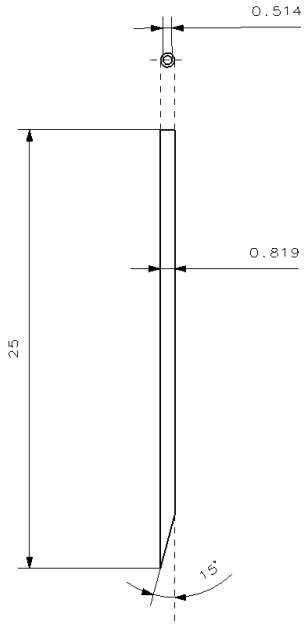
a) b)

Şekil 3.4 a) Plastik malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisi, b) Hiperelastik malzemelerin gerilim-birim şekil değiştirme eğrisi

3.2 Sonlu Elemanlar Modelinin Oluşturulması

3.2.1 Modelin Oluşturulması

Modellenen enjeksiyon iğnesinin dış çapı (D) 0.819 mm, iç çapı (d) 0.514, boyu (h) 25 mm'dir. İğnenin dokuyla temas ettiği uç bölgenin eğim açısı 15° 'dir. İğneye ait teknik resim Şekil 3.5'te verilmiştir.

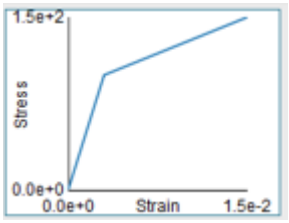
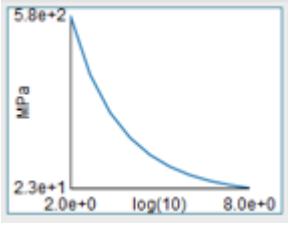


Şekil 3.5 İğnenin teknik resmi

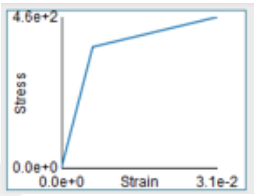
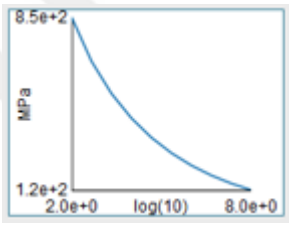
Bölüm 2 içerisinde yumuşak dokunun katmanlarında bahsedilmişti. Bu bilgiler doğrultusunda en dış katmanda epidermis olmak üzere sırasıyla dermis, hipodermis, subkutan doku ve kas olarak beş katmanlı insan dokusu olarak modellenmiştir.

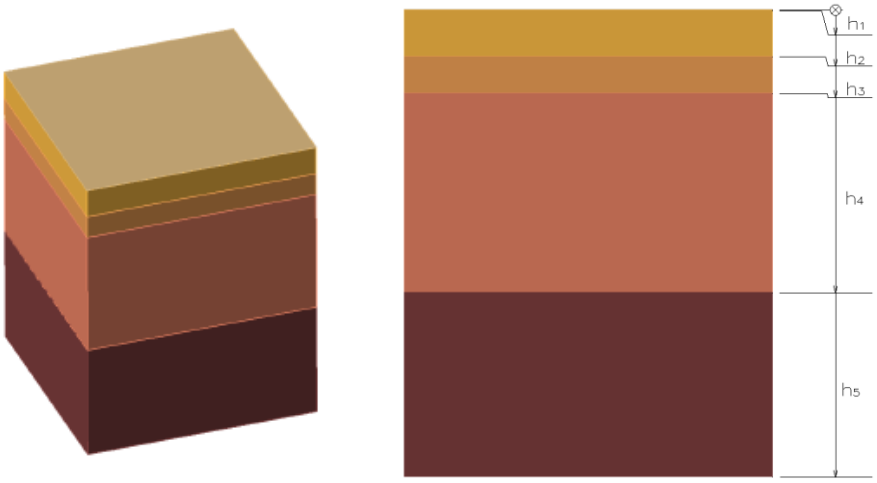
İğnenin malzemesi olarak şekil hafızalı alaşım olan Nitinol (NiTi) kullanılmıştır. İki ayrı analiz yapılmıştır. Bu analizlerde de NiTi'nin hem martenzit hem de östenit fazı kullanılmıştır. Tablo 3.1 ve 3.2, ANSYS 2020 R2 arayüzünde bulunan malzeme kataloğundan oluşturulmuştur.

Tablo 3.1 Nikel titanyum alaşım martenzit faz malzeme özellikleri

Nikel Titanyum Alaşım, Martenzit	Değerler
Bulk Modulus	33177 MPa
Young Modülü (kPa)	33880 MPa
Poisson Oranı	0,32980
Shear Modulus	12739 MPa
Bilinear Isotropic Hardening	
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	6,599 e^{-06} 1/°C
S-N Curve	
Tensile Ultimate Strenght	1304 MPa

Tablo 3.2 Nikel titanyum alaşım östenit faz malzeme özellikleri

Nikel Titanyum Alaşım, Östenit	Değerler
Bulk Modulus	57129 MPa
Young Modülü (kPa)	58340 MPa
Poisson Oranı	0,32980
Shear Modulus	21936 MPa
Bilinear Isotropic Hardening	
Isotropic Secant Coefficient of Thermal Expansion	1,1 e^{-05} 1/°C
S-N Curve	
Tensile Ultimate Strenght	1304 MPa



Şekil 3.6 Yumuşak doku modeli

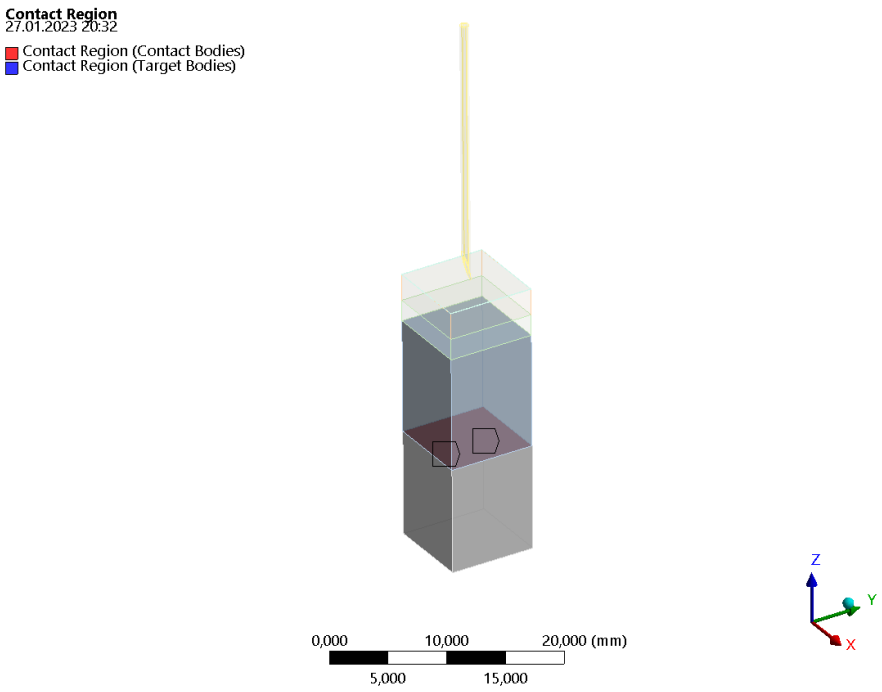
Şekil 3.6'da gösterilen ölçülerde doku kalınlıkları sırasıyla; epidermis (h_1) 0.035 mm, dermis (h_2) 2.5 mm, hipodermis (h_3) 2 mm, subkutan doku (h_4) 10.8 mm ve kas (h_5) 10 mm alınmıştır.

3.2.2 Kontakların Belirlenmesi

Sistem üzerinde tanımlanan kontaklar, analizin sağlıklı ve doğru sonuç verebilmesi açısından çok önemlidir. Östenit ve martenzit faza ait iki ayrı analiz gerçekleştirilmiştir. Fakat oluşturulan kontaklar iki analiz için aynıdır. Sistem üzerinde bulunan kontaklar aşağıdaki gibi özetlenebilir:

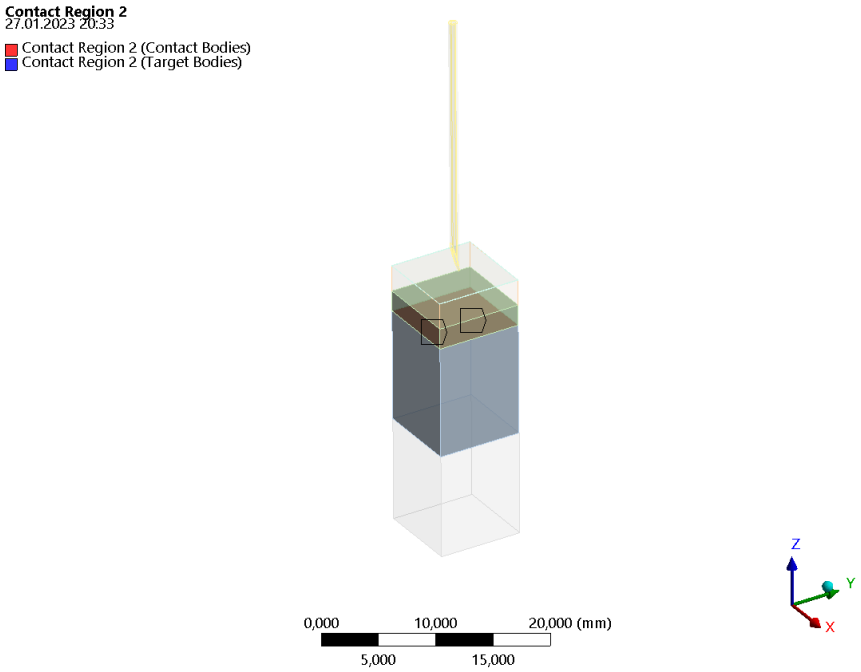
3.2.2.1 Yumuşak Doku Kontaklarının Belirlenmesi

Yumuşak doku sistemi içerisinde kas dokusu ile subkutan doku katmanı birbirine bonded, yani yapışık olarak tanımlanmıştır. Doku katmanları sabit ve sabitlendiği bölgelerde hareketin olmadığı varsayılmıştır. Şekil 3.7'de kontak bölgesi gösterilmektedir.



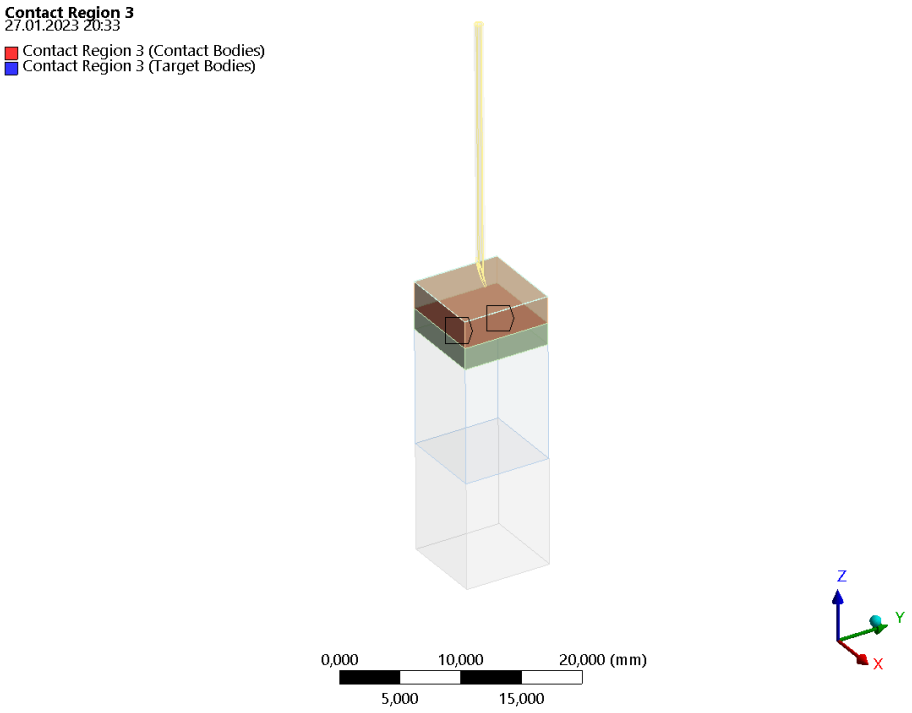
Şekil 3.7 Kas-subkutan doku arası kontak

Yumuşak doku sistemi içerisinde subkutan doku ile hipodermis katmanı birbirine bonded, yani yapışık olarak tanımlanmıştır. Doku katmanları sabit ve sabitlendiği bölgelerde hareketin olmadığı varsayılmıştır. Şekil 3.8'de kontak bölgesi gösterilmektedir.



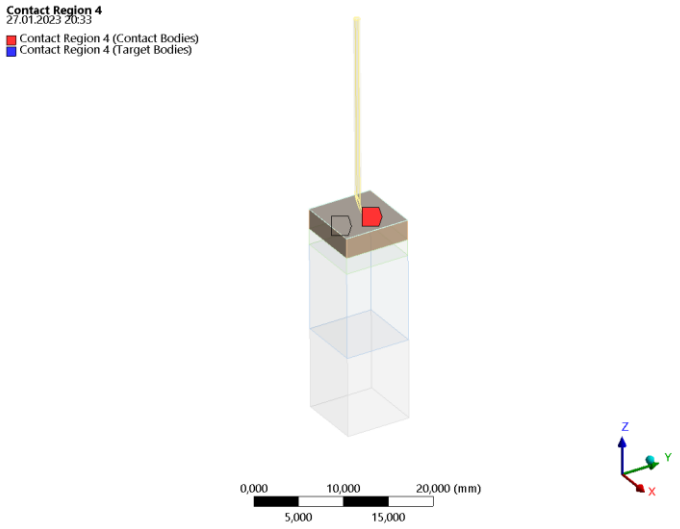
Şekil 3.8 Subkutan-hipodermis doku arası kontak

Yumuşak doku sistemi içerisinde hipodermis ile dermis doku katmanı birbirine bonded, yani yapışık olarak tanımlanmıştır. Doku katmanları sabit ve sabitlendiği bölgelerde hareketin olmadığı varsayılmıştır. Şekil 3.9'da kontak bölgesi gösterilmektedir.



Şekil 3.9 Hipodermis-dermis doku arası kontak

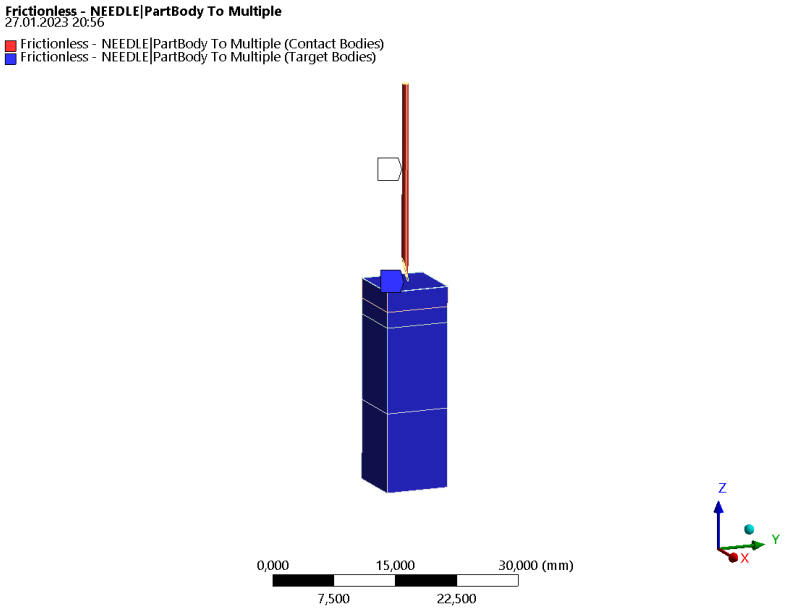
Yumuşak doku sistemi içerisinde dermis ile epidermis doku katmanı birbirine bonded, yani yapışık olarak tanımlanmıştır. Doku katmanları sabit ve sabitlendiği bölgelerde hareketin olmadığı varsayılmıştır. Şekil 3.10'da kontak bölgesi gösterilmektedir.



Şekil 3.10 Dermis-epidermis doku arası kontak

3.2.2.2 Enjeksiyon İğnesi ve Yumuşak Doku Arası Kontakların Belirlenmesi

İğne mili ile doku katmanları arası bağlantı frictionless (sürtünmesiz) olarak tanımlanmıştır. Bağlantı seçilirken iğne milinin dış yüzeyi seçilirken doku katmanının tamamı seçilmiştir. Şekil 3.11'de kontak bölgesi gösterilmektedir.

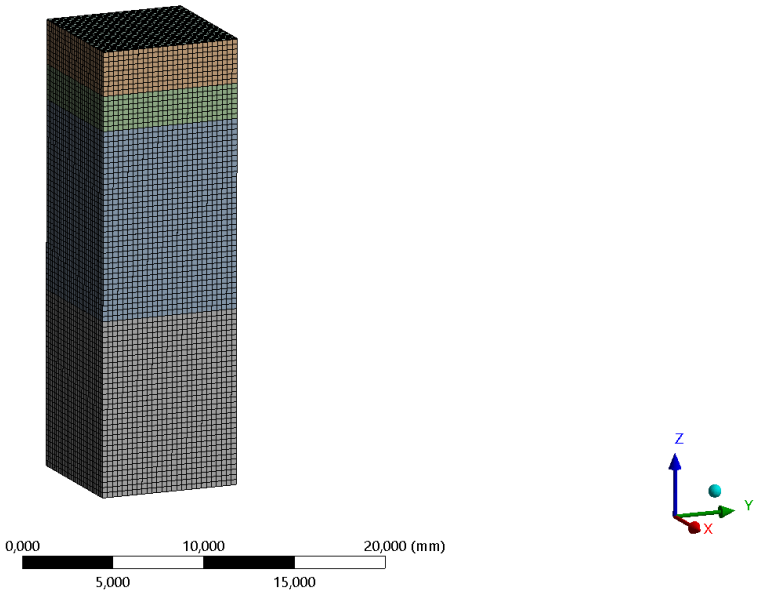


Şekil 3.11 İğne mili-doku katmanları arası kontak

3.2.3 Martenzit Faz Ağ Yapısının Oluşturulması

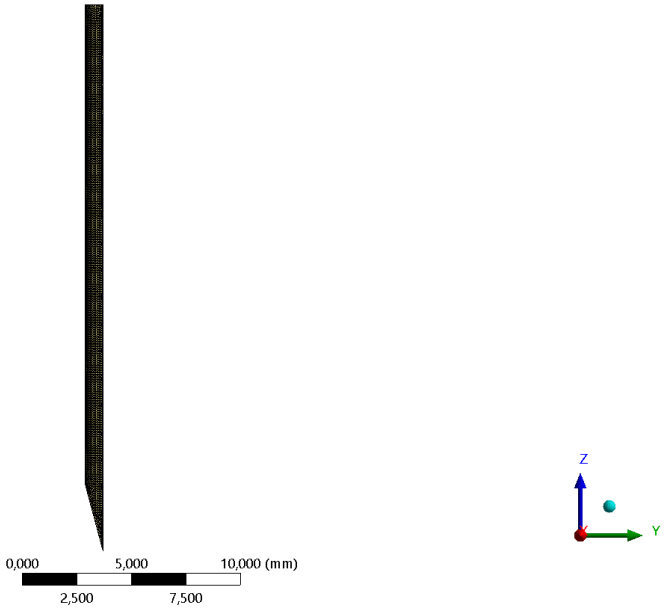
Ağ yapısının amacı; karmaşık bir hacmi simüle eden küçük parçalara bölmektir. Analiz yapılırken mesh kalitesi doğru sonuca ulaşmak için önemlidir. Burada eleman tipi ve boyutları, elementlerde müsaade edilecek biçim bozukluklarına dikkat edilmelidir. Analiz içerisinde oluşturulan ağ yapıları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

Yumuşak doku için mesh oluşturulurken "body sizing" kullanılmıştır. Body sizing işlemi epidermis, dermis, hipodermis, subkutan doku ve kas dokusu ayrı ayrı seçilmiştir. Element size 0.1 mm tanımlanmıştır. Şekil 3.12'de yumuşak dokuda oluşturulan ağ yapısı gösterilmiştir.

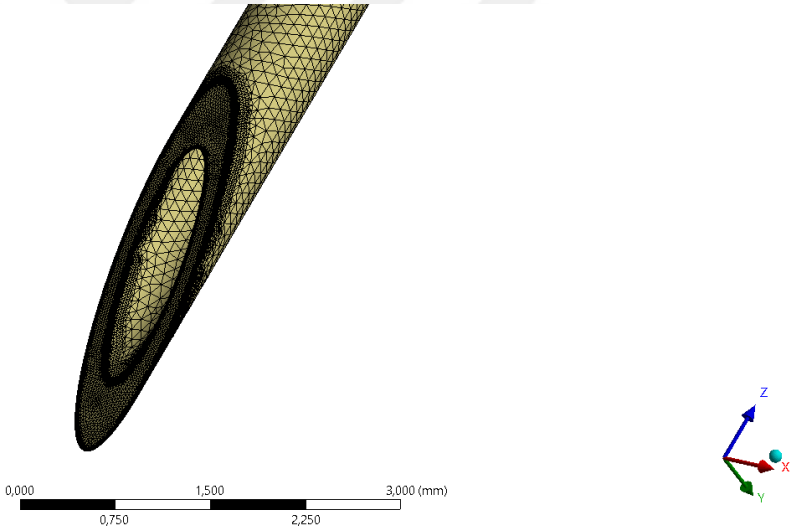


Şekil 3.12 Yumuşak doku üzerindeki ağ yapısı

Enjeksiyon iğnesi için ağ yapısı oluşturulurken "body sizing" kullanılmıştır. Şekil 3.13'te genel ağ yapısı gösterilmiştir. Aynı zamanda iğnenin uç kısmına "refinement" uygulanmıştır. Buradaki amaç; ağ yapısının yoğunluğunu artırarak mesh kalitesini iyileştirmektir. İğne ucunun hem yüzeyine hem de kenar sınır hatlarına refinement yapılmıştır. Refinement yoğunluğu 3 alınmıştır. Şekil 3.14'te refinement işlemi sonrası iğne ucundaki ağ yapısı gösterilmiştir.



Şekil 3.13 Body sizing uygulanmış martenzit fazdaki enjeksiyon iğnesi



Şekil 3.14 Refinement uygulanmış martenzit fazdaki enjeksiyon iğnesi ucunun ağ yapısı

Ağ yapısı oluşturulduktan sonra elde edilen node ve element sayısı Şekil 3.15'te gösterilmiştir. Node sayısı 1757866 iken element sayısı 1889138 olarak tanımlanmıştır.

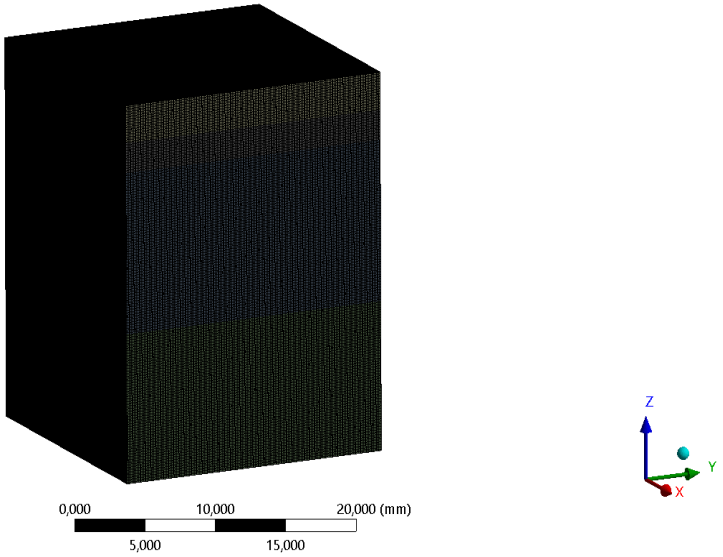
Statistics	
Nodes	1757866
Elements	1889138

Şekil 3.15 Martenzit faz ağ yapısında node ve element sayısı

3.2.4 Östenit Faz Ağ Yapısının Oluşturulması

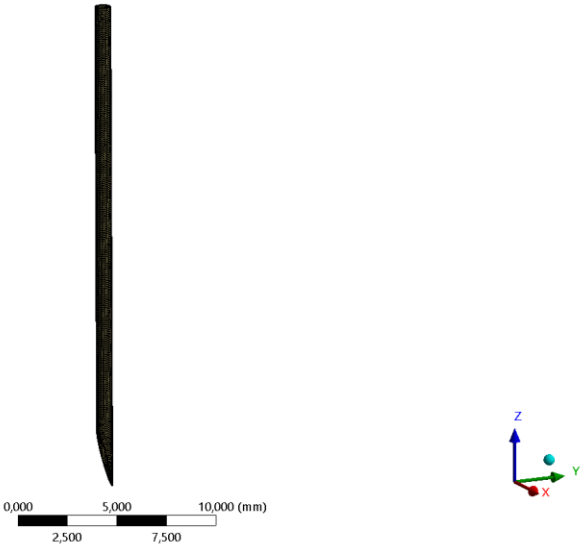
Östenit faz ağ yapısı oluşturulurken martenzit fazda yapılan işlemler referans alınarak ilerlenmiştir. Analiz içerisinde oluşturulan ağ yapıları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

Yumuşak doku için mesh oluşturulurken "body sizing" kullanılmıştır. Östenit faz analizi yapılırken yumuşak doku modelinin yüzey alanı artırılmıştır. Enjeksiyon iğnesi faz değişimi sırasında doku içerisinde x ve y eksenlerinde hareketini sağlayacağı için yüzey alanı artırılmıştır. Body sizing işlemi epidermis, dermis, hipodermis, subkutan doku ve kas dokusu ayrı ayrı seçilmiştir. Element size 0.1 mm tanımlanmıştır. Şekil 3.16'da yumuşak dokuda oluşturulan ağ yapısı gösterilmiştir.

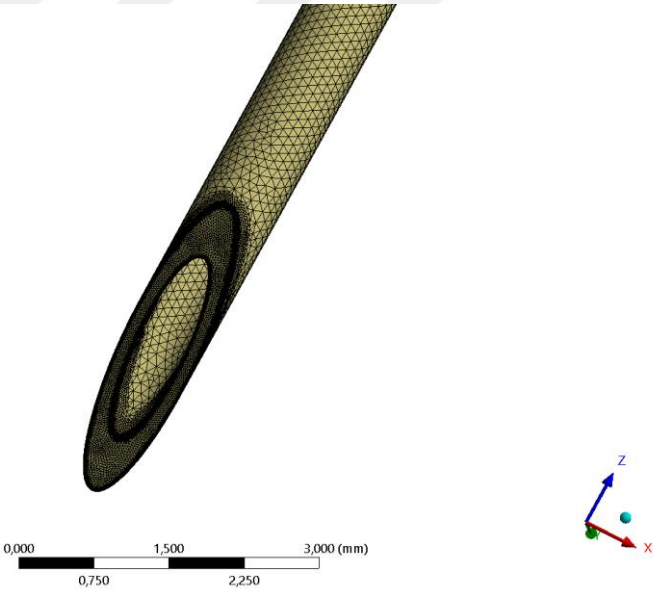


Şekil 3.16 Yumuşak doku üzerindeki ağ yapısı

Enjeksiyon iğnesi için ağ yapısı oluşturulurken "body sizing" kullanılmıştır. Şekil 3.17'de oluşturulan mesh yapısı gösterilmiştir. Aynı zamanda iğnenin uç kısmına "refinement" uygulanmıştır. İğne ucunun hem yüzeyine hem de kenar sınır hatlarına uygulanan refinement işleminde yoğunluk 3 alınmıştır. Şekil 3.18'de refinement işlemi sonrası iğne ucundaki ağ yapısı gösterilmiştir.



Şekil 3.17 Body sizing uygulanmış östenit fazdaki enjeksiyon iğnesi



Şekil 3.18 Refinement uygulanmış östenit fazdaki enjeksiyon iğnesi ucunun ağ yapısı

Ağ yapısı oluşturulduktan sonra elde edilen node ve element sayısı Şekil 3.19'da gösterilmiştir. Node sayısı 10522426 iken element sayısı 10423538 olarak tanımlanmıştır.

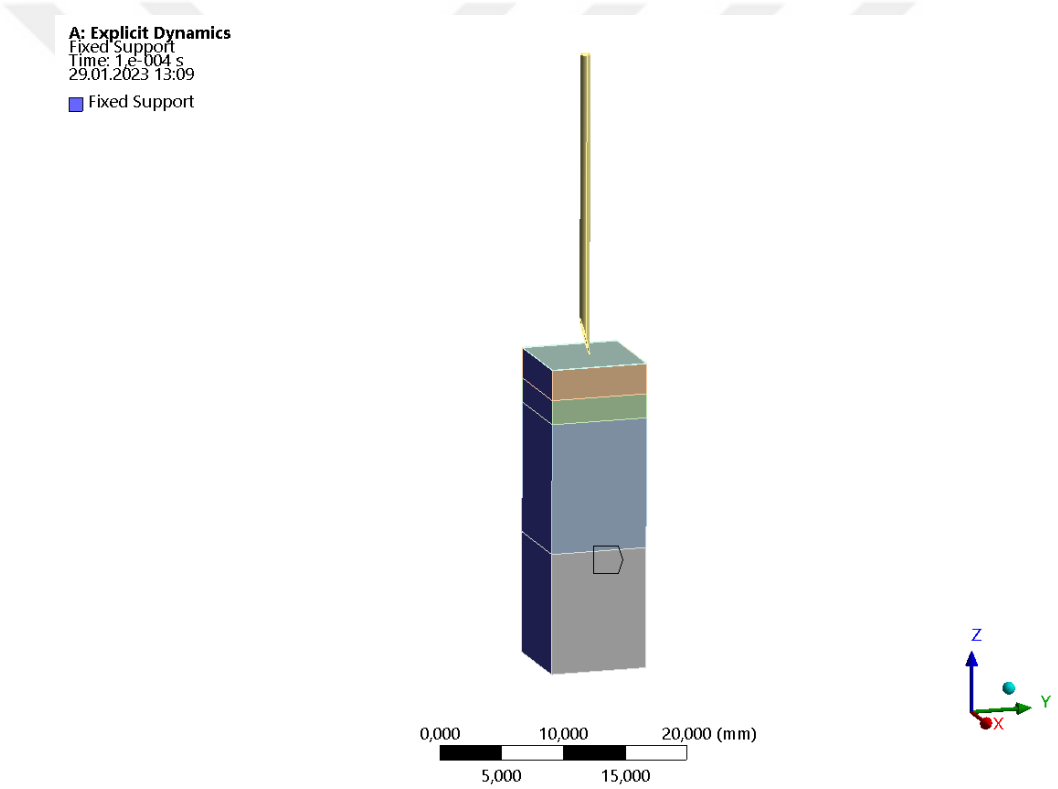
Statistics	
Nodes	10522426
Elements	10423538

Şekil 3.19 Östenit faz ağ yapısında node ve element sayısı

3.2.5 Martenzit Faz Sınır Şartlarının Belirlenmesi

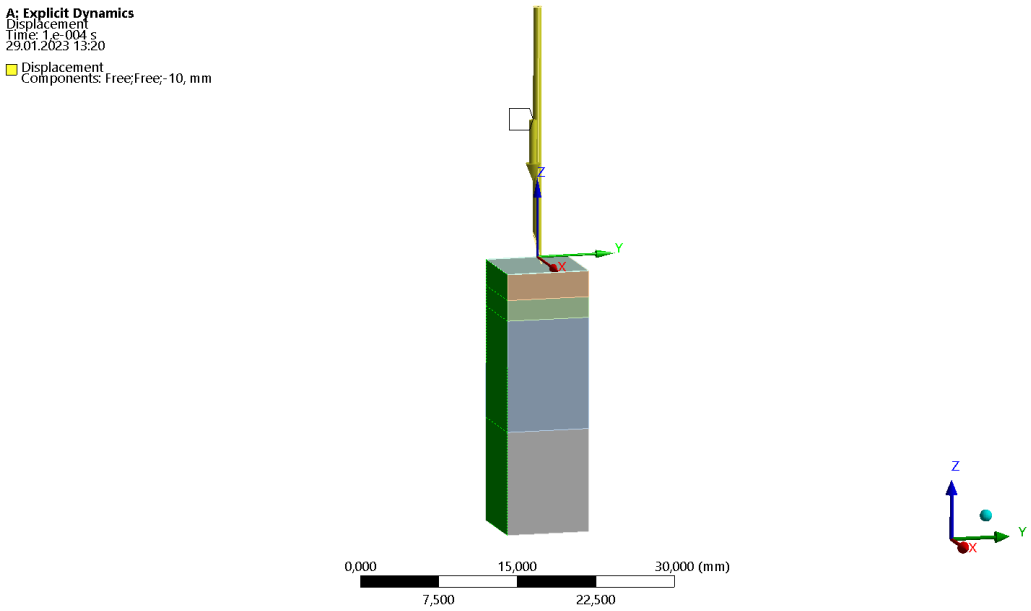
Çalışma kapsamında iki ayrı analiz gerçekleştirilmiştir. 1. analiz martenzit fazda bulunan enjeksiyon iğnesinin doku içerisinde girmesini, 2. analiz ise iğnenin doku içerisinde martenzit fazdan östenit faza geçişi ve iğnenin doku içerisinde hareketine devam ederek kas dokusuna geçişini temsil etmektedir. İğne, doku içerisine z yönünde ve dik açıyla 10 mm girmesi istenmektedir. Bu sırada yumuşak doku sabit kabul edilmiştir. Bu bilgilerle beraber girilen sınır şartları aşağıdaki gibi özetlenebilir:

Şekil 3.20'de gösterildiği üzere yumuşak dokuda mavi ile taralı yüzey (Şekil 3.20'de gözükmeyen diğer taralı yüzey) sabit bölge olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.20 Martenzit faz analizinde yumuşak dokuya uygulanan sabit mesnet bölgeleri

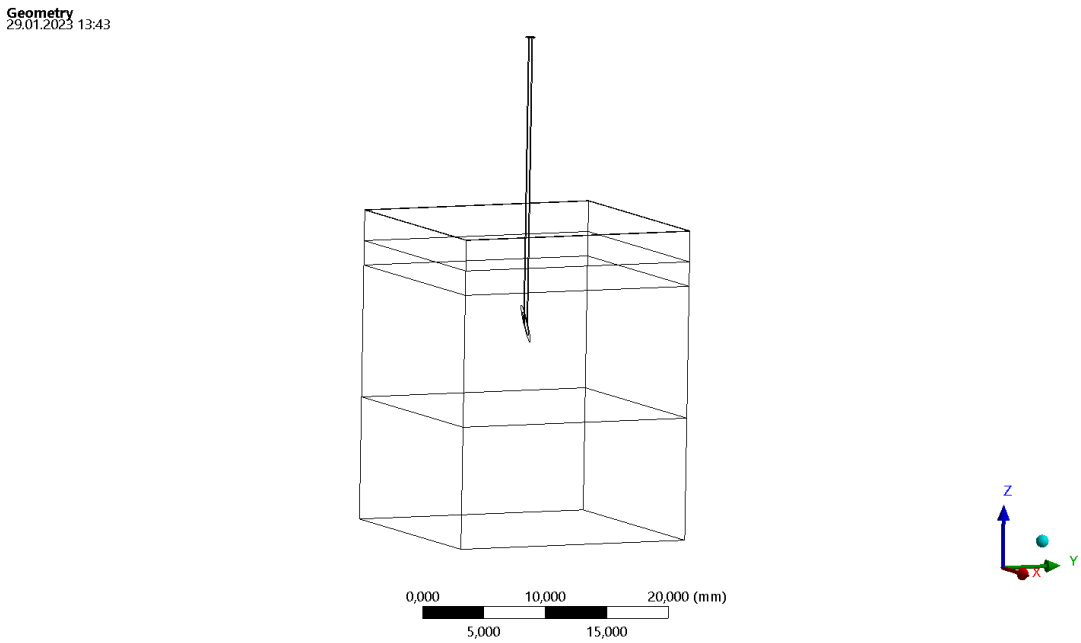
İğnenin yumuşak doku içerisine z ekseninde 10 mm girmesi "displacement" ile sağlanmıştır. Explicit Dynamics ile gerçekleştirilen analizde süre 0,0001 s olarak tanımlanmıştır. Bu süre içerisinde z yönünde -10 mm olarak yer değiştirme tanımlanmıştır. Şekil 3.21'de uygulanan komuta ait görsel bulunmaktadır.



Şekil 3.21 Martenzit faz yer değiştirme komutu

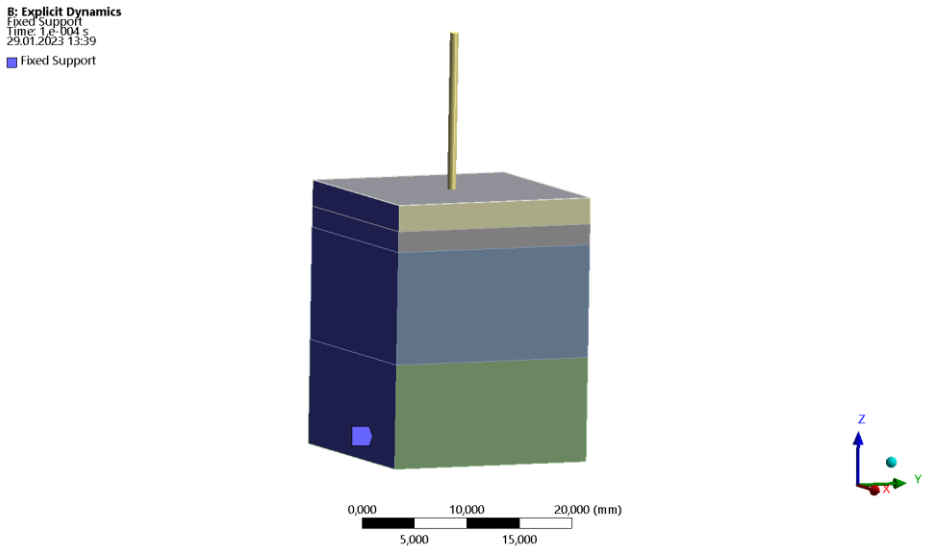
3.2.6 Östenit Faz Sınır Şartlarının Belirlenmesi

Östenit fazda gerçekleştirilen analiz, martenzit fazda yapılmış olan analizin devamı niteliğindedir. Bu sebeple iğne doku içerisine 10 mm girmiş hali baz alınarak analiz sınır şartları belirlenmiştir. Şekil 3.22'de iğnenin doku içerisindeki hali tel kafes modeli ile gösterilmektedir. Bu bilgilerle beraber girilen sınır şartları aşağıdaki gibi özetlenebilir:



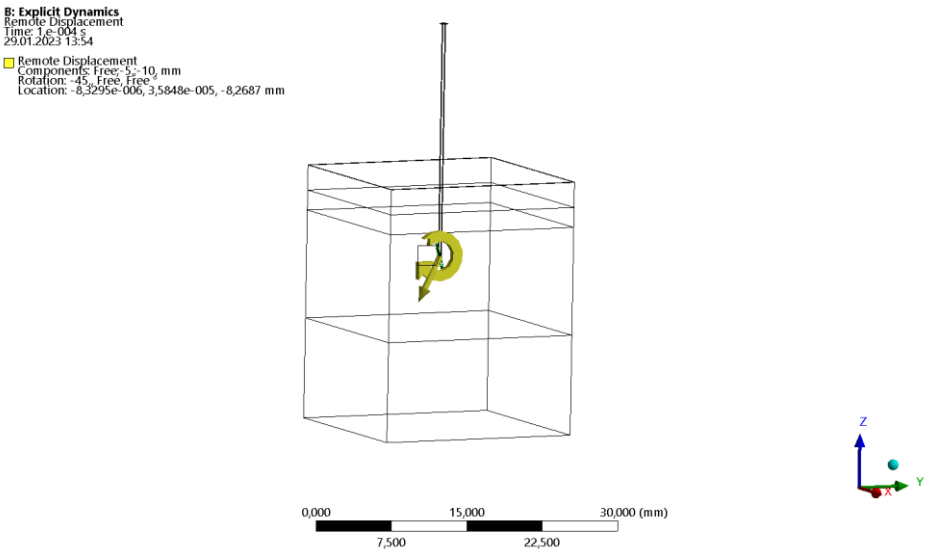
Şekil 3.22 Tel kafes modeli

Şekil 3.23'te gösterildiği üzere yumuşak dokuda mavi ile taralı yüzey (Şekil 3.23'te gözükmeyen diğer taralı yüzey) sabit bölge olarak kabul edilmiştir.



Şekil 3.23 Östenit faz analizinde yumuşak dokuya uygulanan sabit mesnet bölgeleri

Analizin bu aşamasında alaşımlı enjeksiyon iğnesi faz değişimine uğradığı için bu değişim sınır şartları ile sağlanmıştır. "Remote displacement" komutu ile hem enjeksiyon iğnesine y ve z ekseninde yer değiştirme tanımlanış hem de x ekseninde 45° olacak şekilde bir moment uygulanmıştır. Şekil 3.24'te komut detaylı gözükebilmesi adına tel kafes modeli ile gösterilmiştir.



Şekil 3.24 Tel kafes modelinde kuvvet bileşenlerinin gösterimi

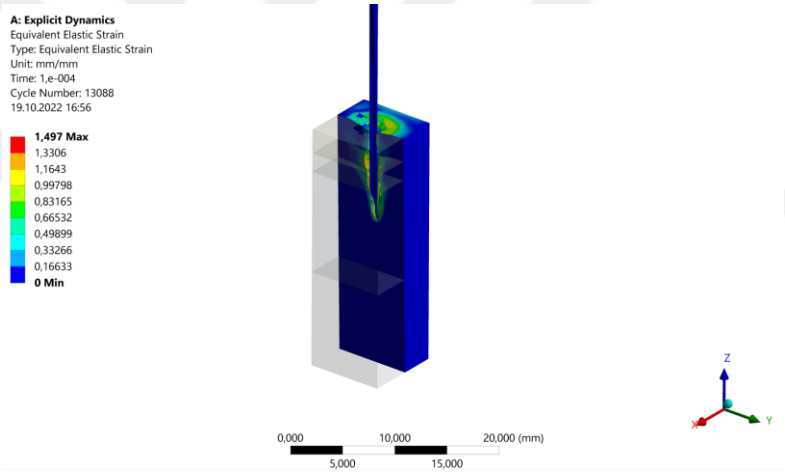
Şekil 3.25'te ise uygulanan yer değiştirme ve moment görülmektedir. Y ekseninde -5 mm, z ekseninde 10 mm yer değiştirme girilmiştir. Aynı zamanda iğnenin burulması için 45° olacak şekilde bir moment uygulanmıştır.

	Steps	Time [s]	Y [mm]	Z [mm]	RX [°]
1	1	0.	0.	0.	0.
2	1	1.e-004	-5.	-10.	-45.
*					

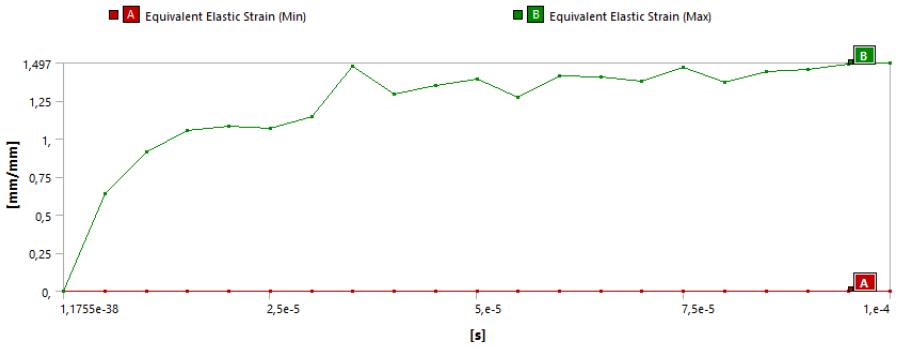
Şekil 3.25 Yer değiştirme ve moment değeri

3.2.7 Martenzit Faz Analiz Sonuçları

İğne martenzit faz içerisindeyken yumuşak dokuya enjekte olması ANSYS 2020 R2 Workbench programında analiz edilerek incelenmiştir. Şekil 3.26'da iğnenin dokuya enjekte edildiği sırada meydana gelen deformasyon incelenmiştir. Şekil 3.27'de de oluşan deformasyonun eksen bazında dağılımının grafiği verilmiştir.



Şekil 3.26 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon



Şekil 3.27 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon grafiği

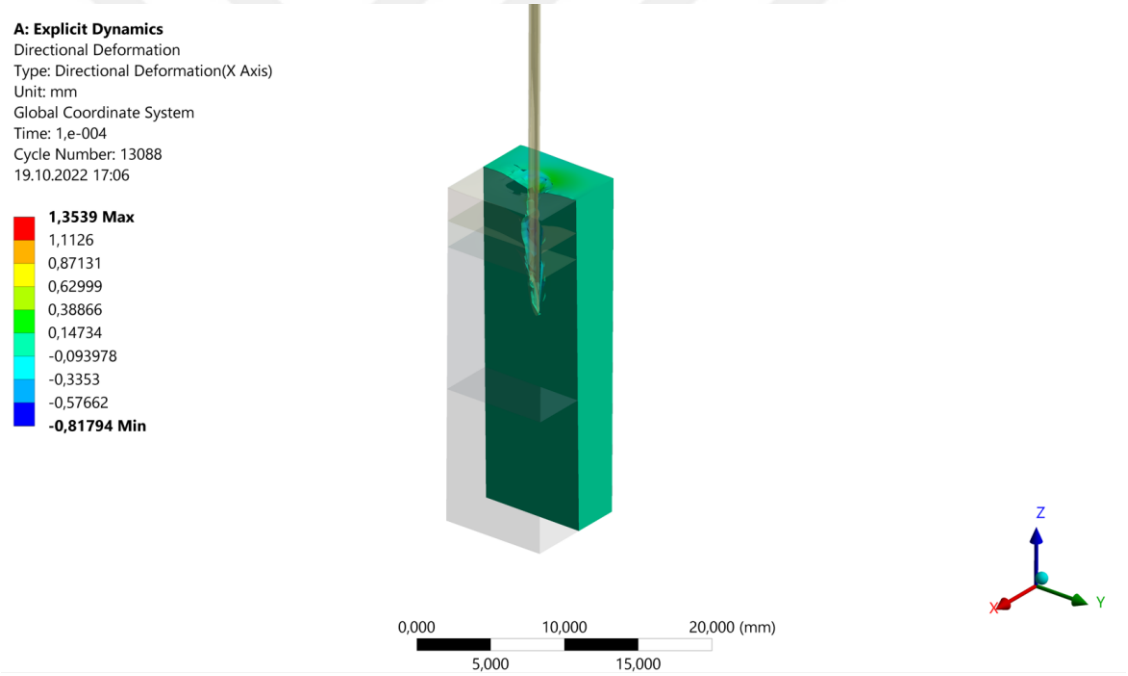
Tablo 3.3 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri

Zaman (s)	Minimum (mm/mm)	Maksimum (mm/mm)	Ortalama (mm/mm)
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0
$5e^{-6}$	0	0,64	$5{,}15e^{-4}$
$1e^{-5}$	0	0,91	$1{,}05e^{-3}$
$1{,}5e^{-5}$	0	1,05	$1{,}97e^{-3}$
$2e^{-5}$	0	1,08	$3{,}21e^{-3}$
$2{,}5e^{-5}$	0	1,07	$4{,}58e^{-3}$
$3e^{-5}$	0	1,14	$6{,}29e^{-3}$
$3{,}5e^{-5}$	0	1,47	$8{,}36e^{-3}$
$4e^{-5}$	0	1,29	$9{,}67e^{-3}$
$4{,}5e^{-5}$	0	1,34	$1{,}14e^{-2}$
$5e^{-5}$	0	1,39	$1{,}33e^{-2}$
$5{,}5e^{-5}$	0	1,26	$1{,}52e^{-2}$
$6e^{-5}$	0	1,41	$1{,}71e^{-2}$
$6{,}5e^{-5}$	0	1,40	$1{,}90e^{-2}$
$7e^{-5}$	0	1,37	$2{,}09e^{-2}$
$7{,}5e^{-5}$	0	1,46	$2{,}23e^{-2}$
$8e^{-5}$	0	1,37	$2{,}41e^{-2}$

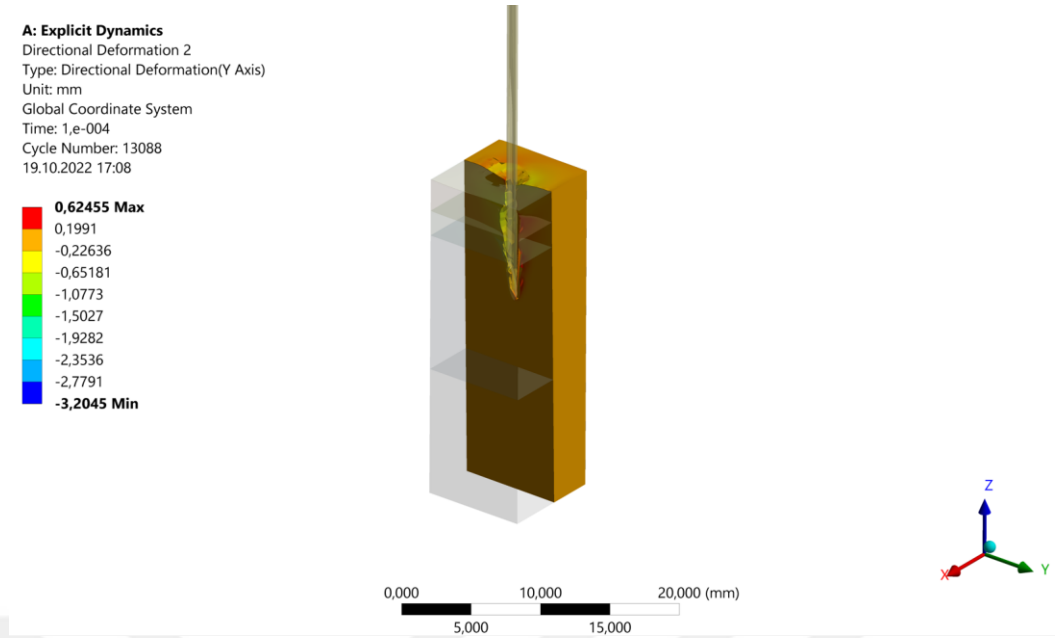
Tablo 3.3 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri (devamı)

$8{,}5e^{-5}$	0	1,44	$2{,}61e^{-2}$
$9e^{-5}$	0	1,45	$2{,}83e^{-2}$
$9{,}5e^{-5}$	0	1,48	$3{,}01e^{-2}$
$1e^{-4}$	0	1,49	$3{,}24e^{-2}$

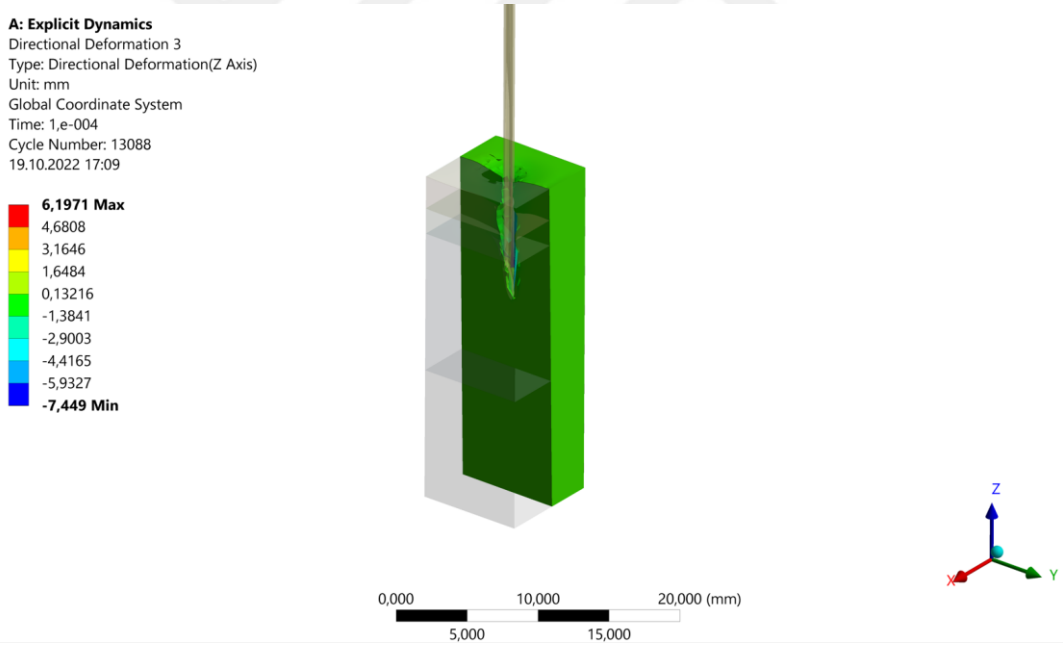
Şekil 3.28'de gösterilen grafiğe ait sayısal değerler Tablo 3.3'te gösterilmiştir. Grafikte kırmızı ile gösterilen grafik eğrisi minimum değeri, yeşil eğri maksimum değeri göstermektedir.



Şekil 3.28 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x yönünde meydana gelen yer değiştirme



Şekil 3.29 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda y yönünde meydana gelen yer değiştirme



Şekil 3.30 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda z yönünde meydana gelen yer değiştirme

Şekil 3.28, 3.29 ve 3.30'da iğnenin dokuya saplanması esnasında dokuda eksenel yönde meydana gelen yer değiştirme analiz sonuçları verilmiştir. Görüldüğü gibi en fazla yer değişimi z yönünde olmakla birlikte daha sonrasında sırasıyla x ve y

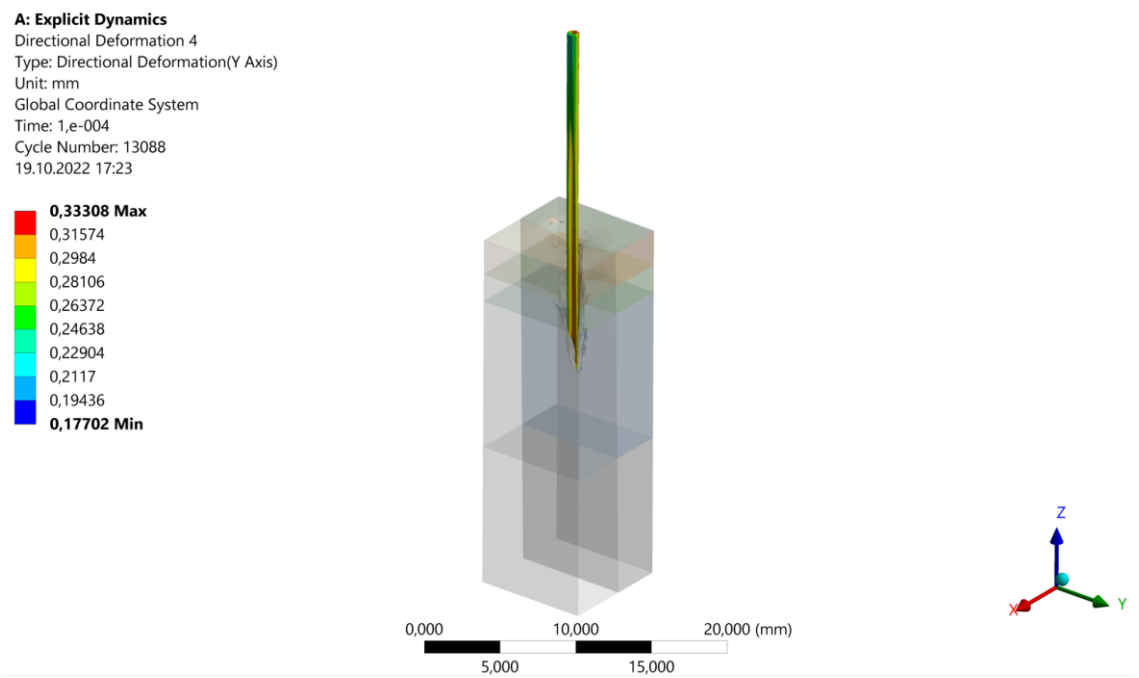
eksenlerinde yer değişimi meydana gelmiştir. Tablo 3.4'te yukarıda bahsedilen sonuçların sayısal değerleri verilmiştir.

Tablo 3.4 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri

	Maksimum (mm)		
Zaman (s)	x	y	z
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0
$5e^{-6}$	0,03	0,04	0,21
$1e^{-5}$	0,09	0,08	0,52
$1{,}5e^{-5}$	0,16	0,22	0,84
$2e^{-5}$	0,26	0,26	1,15
$2{,}5e^{-5}$	0,31	0,29	1,47
$3e^{-5}$	0,40	0,26	1,78
$3{,}5e^{-5}$	0,41	0,53	2,10
$4e^{-5}$	0,47	0,40	2,41
$4{,}5e^{-5}$	0,45	0,59	2,73
$5e^{-5}$	0,45	0,58	3,04
$5{,}5e^{-5}$	0,49	0,54	3,36
$6e^{-5}$	0,57	0,54	3,67
$6{,}5e^{-5}$	0,67	0,56	3,99
$7e^{-5}$	0,77	0,69	4,30

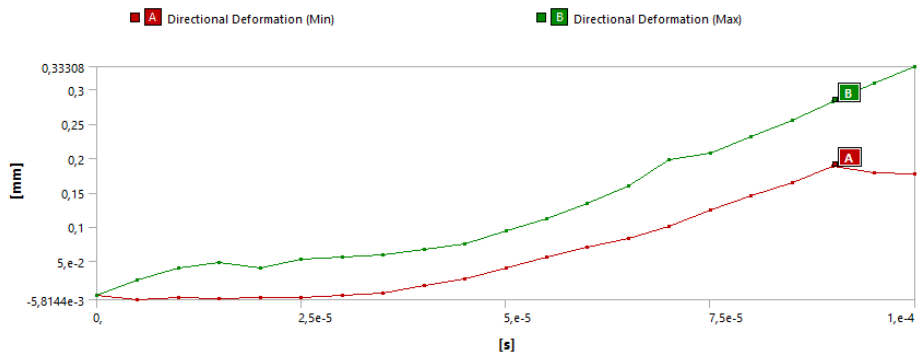
Tablo 3.4 İğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı)

$7{,}5e^{-5}$	0,86	0,67	4,62
$8e^{-5}$	0,96	0,62	4,93
$9e^{-5}$	1,15	0,63	5,56
$9{,}5e^{-5}$	1,25	0,64	5,88
$1e^{-4}$	1,35	0,62	6,19



Şekil 3.31 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme

Son olarak Şekil 3.31'de iğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede meydana gelen yer değişimine ait analiz incelenmiştir. Analize ait grafik ve sayısal değerler Şekil 2.32'de verilmiştir. Tablo 3.5, zamana bağlı iğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerlerini göstermektedir.



Şekil 3.32 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme grafiği

Tablo 3.5 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri

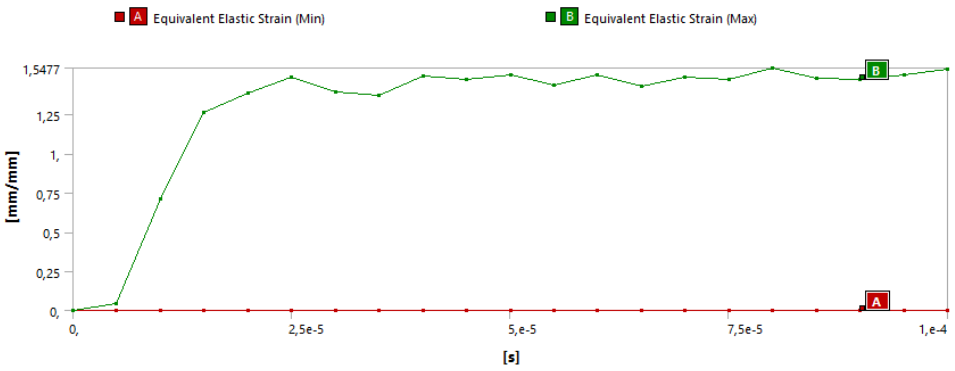
Zaman (s)	Minimum (mm)	Maksimum (mm)	Ortalama (mm)
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0
$5e^{-6}$	$-5{,}81e^{-3}$	0,02	$3{,}81e^{-5}$
$1e^{-5}$	$-2{,}92e^{-3}$	0,03	$4{,}80e^{-4}$
$1{,}5e^{-5}$	$-4{,}11e^{-3}$	0,04	$1{,}17e^{-3}$
$2e^{-5}$	$-2{,}02e^{-3}$	0,04	$3{,}41e^{-3}$
$2{,}5e^{-5}$	$-2{,}40e^{-3}$	0,05	$7{,}58e^{-3}$
$3e^{-5}$	$1{,}01e^{-3}$	0,05	0,01
$3{,}5e^{-5}$	$3{,}95e^{-3}$	0,05	0,02
$4e^{-5}$	0,01	0,06	0,03
$4{,}5e^{-5}$	0,02	0,07	0,04
$5e^{-5}$	0,04	0,09	0,06

Tablo 3.5 İğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı)

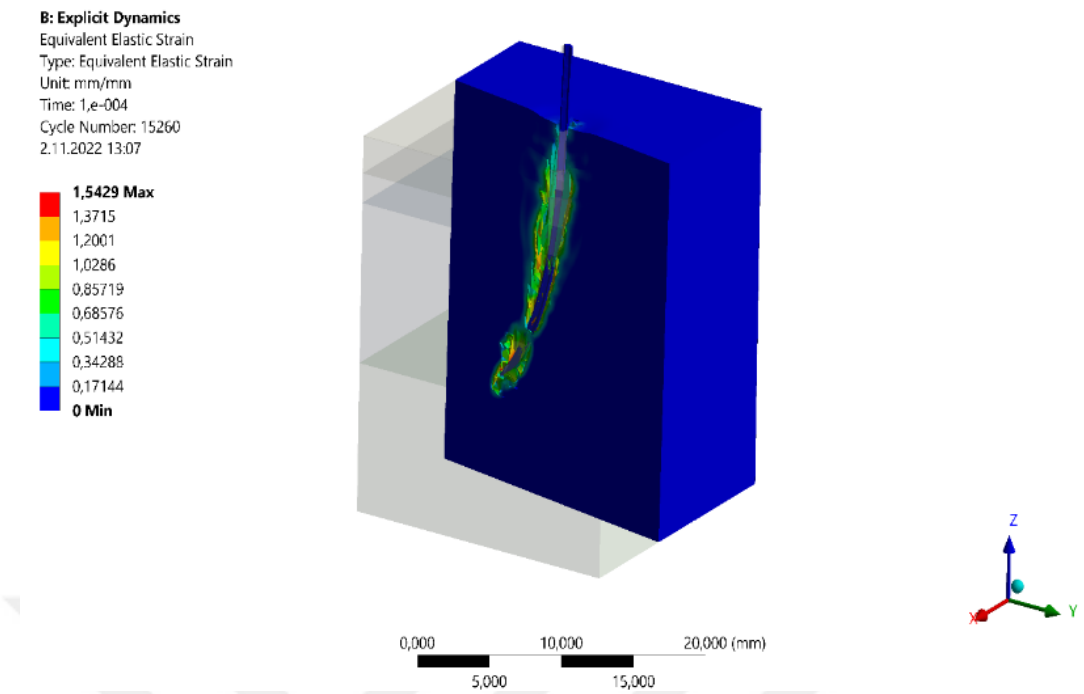
$5{,}5e^{-5}$	0,05	0,11	0,08
$6e^{-5}$	0,07	0,13	0,10
$6{,}5e^{-5}$	0,08	0,15	0,12
$7e^{-5}$	0,10	0,19	0,14
$7{,}5e^{-5}$	0,12	0,20	0,16
$8{,}5e^{-5}$	0,16	0,25	0,21
$9e^{-5}$	0,18	0,28	0,23
$9{,}5e^{-5}$	0,17	0,30	0,26
$1e^{-4}$	0,17	0,33	0,28

3.2.8 Östenit Faz Analiz Sonuçları

İğnenin östenit faz içerisindeyken yumuşak dokuya enjekte olduktan sonra kas dokusunda ilerleyişi ANSYS 2020 R2 Workbench programında analiz edilerek incelenmiştir. Şekil 3.33'te de oluşan deformasyonun eksen bazında dağılımının grafiği verilmiştir. 3.34'te iğnenin dokuya enjekte edildikten sonra meydana gelen deformasyon incelenmiştir.



Şekil 3.33 İğnenin dokuya saplandıktan sonra meydana gelen deformasyon grafiği



Şekil 3.34 İğnenin dokuya saplandıktan sonra meydana gelen deformasyon

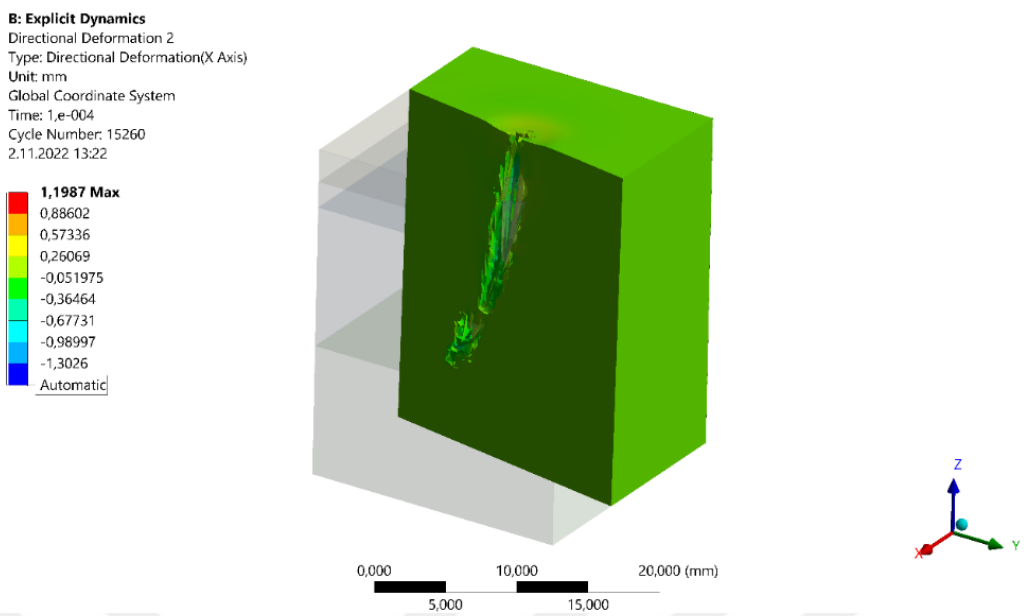
Şekil 3.33'te gösterilen grafiğe ait sayısal değerler aşağıdaki Tablo 3.6'da gösterilmiştir. Grafikte kırmızı ile gösterilen grafik eğrisi minimum değeri, yeşil eğri maksimum değeri göstermektedir.

Tablo 3.6 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri

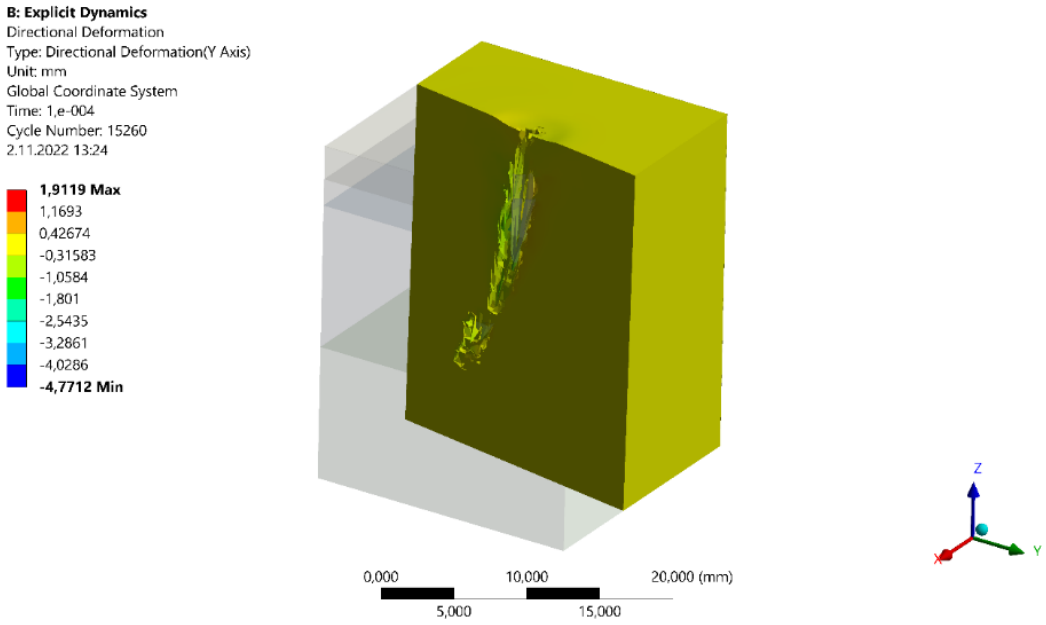
Zaman (s)	Minimum (mm/mm)	Maksimum (mm/mm)	Ortalama (mm/mm)
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0
$5e^{-6}$	0	0,04	$8{,}44e^{-6}$
$1e^{-5}$	0	0,71	$1{,}23e^{-4}$
$1{,}5e^{-5}$	0	1,26	$4{,}33e^{-4}$
$2e^{-5}$	0	1,38	$9{,}03e^{-4}$

Tablo 3.6 İğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen deformasyon değerleri (devamı)

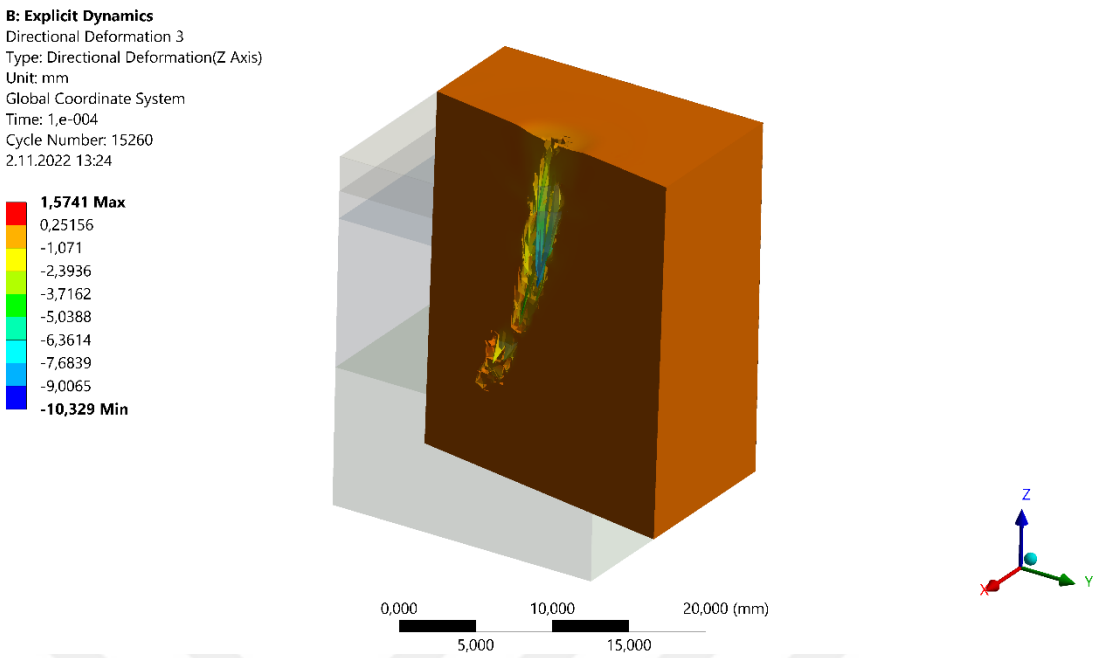
$2{,}5e^{-5}$	0	1,48	$1{,}39e^{-3}$
$3e^{-5}$	0	1,39	$1{,}84e^{-3}$
$3{,}5e^{-5}$	0	1,37	$2{,}30e^{-3}$
$4e^{-5}$	0	1,49	$2{,}71e^{-3}$
$4{,}5e^{-5}$	0	1,47	$3{,}17e^{-3}$
$5e^{-5}$	0	1,50	$3{,}58e^{-3}$
$5{,}5e^{-5}$	0	1,43	$3{,}93e^{-3}$
$6e^{-5}$	0	1,50	$4{,}37e^{-3}$
$6{,}5e^{-5}$	0	1,43	$4{,}89e^{-3}$
$7e^{-5}$	0	1,48	$5{,}53e^{-3}$
$7{,}5e^{-5}$	0	1,47	$6{,}15e^{-3}$
$8e^{-5}$	0	1,54	$6{,}84e^{-3}$
$8{,}5e^{-5}$	0	1,48	$7{,}49e^{-3}$
$9e^{-5}$	0	1,47	$8{,}27e^{-3}$
$9{,}5e^{-5}$	0	1,50	$9{,}13e^{-3}$
$1e^{-4}$	0	1,54	$9{,}92e^{-3}$



Şekil 3.35 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x yönünde meydana gelen yer değiştirme



Şekil 3.36 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda y yönünde meydana gelen yer değiştirme



Şekil 3.37 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda z yönünde meydana gelen yer değiştirme

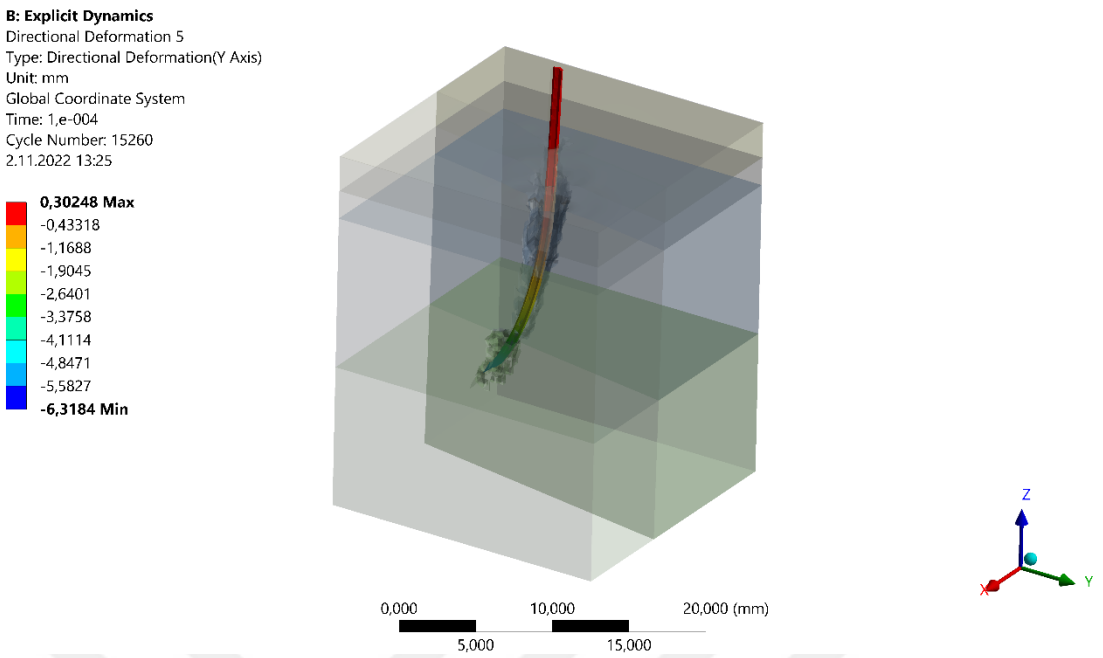
Şekil 3.35, 3.36 ve 3.37'de iğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda eksenel yönde meydana gelen yer değiştirme analiz sonuçları verilmiştir. Görüldüğü gibi en fazla yer değişimi x yönünde olmakla birlikte daha sonrasında sırasıyla y ve z eksenlerinde yer değişimi meydana gelmiştir. Tablo 3.7'de yukarıda bahsedilen sonuçların sayısal değerleri verilmiştir.

Tablo 3.7 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri

	Maksimum (mm)		
Zaman (s)	x	y	z
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0
$5e^{-6}$	$1{,}83e^{-4}$	$9{,}89e^{-3}$	$6{,}84e^{-5}$
$1e^{-5}$	0,05	0,06	0,01
$1{,}5e^{-5}$	0,14	0,13	0,06

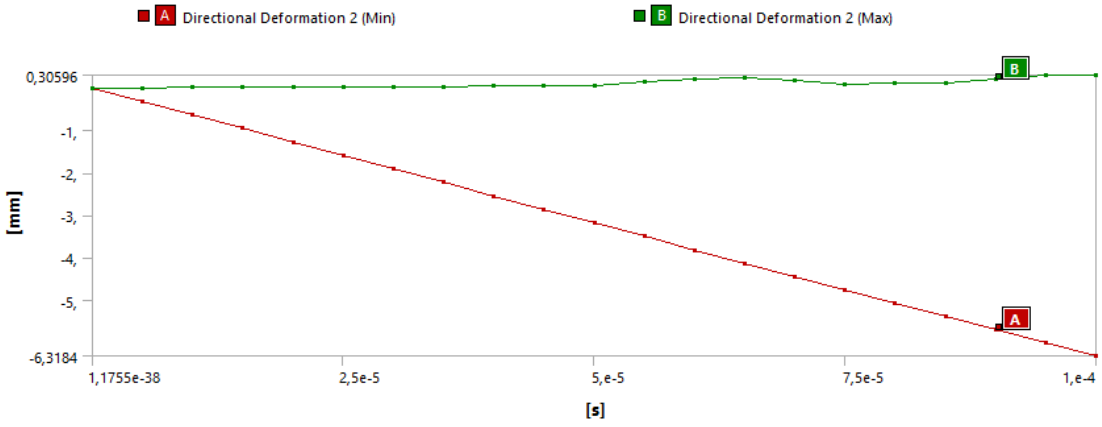
Tablo 3.7 İğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x, y, z yönünde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı)

$2e^{-5}$	0,25	0,20	0,11
$2{,}5e^{-5}$	0,30	0,26	0,20
$3e^{-5}$	0,38	0,43	0,29
$3{,}5e^{-5}$	0,57	0,55	0,38
$4e^{-5}$	0,70	0,67	0,48
$4{,}5e^{-5}$	0,73	0,78	0,57
$5e^{-5}$	0,75	0,88	0,66
$5{,}5e^{-5}$	0,78	0,98	0,75
$6e^{-5}$	0,80	1,09	0,84
$6{,}5e^{-5}$	0,82	1,19	0,93
$7e^{-5}$	0,85	1,29	1,02
$7{,}5e^{-5}$	0,87	1,39	1,11
$8e^{-5}$	0,90	1,50	1,209
$8{,}5e^{-5}$	0,92	1,60	1,30
$9e^{-5}$	0,97	1,70	1,39
$9{,}5e^{-5}$	1,07	1,80	1,48
$1e^{-4}$	1,19	1,91	1,57



Şekil 3. 38 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme

Son olarak Şekil 3.38'da iğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değişimine ait analiz incelenmiştir. Analize ait grafik ve sayısal değerler Şekil 3.39'da ve Tablo 3.8'de verilmiştir.



Şekil 3.39 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme grafiği

Tablo 3.8 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri

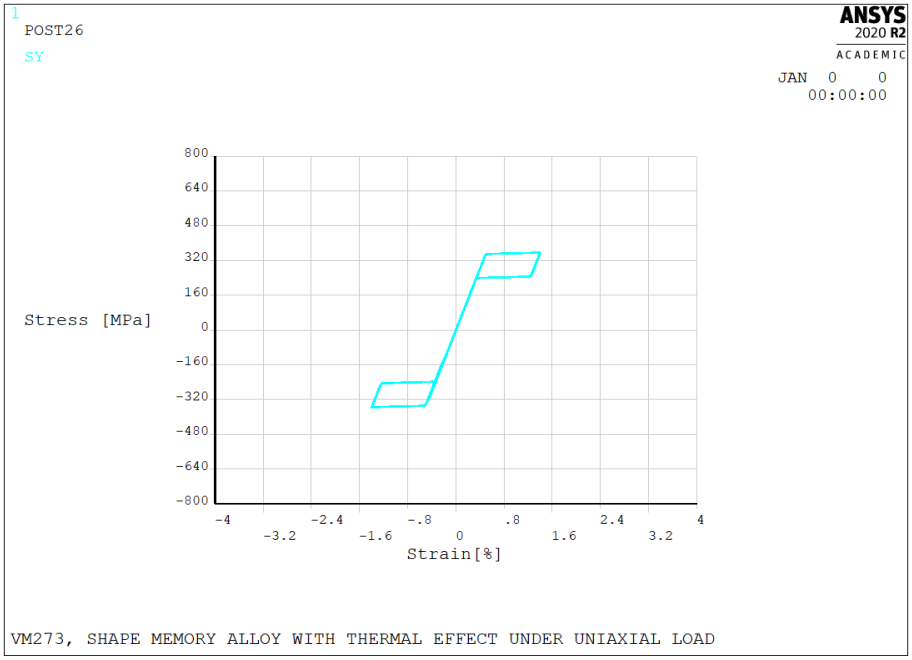
Zaman (s)	Minimum (mm)	Maksimum (mm)	Ortalama (mm)
$1{,}17e^{-38}$	0	0	0,
$5e^{-6}$	-0,31	$9{,}89e^{-3}$	-0,03
$1e^{-5}$	-0,63	0,02	-0,08
$1{,}5e^{-5}$	-0,95	0,02	-0,14
$2e^{-5}$	-1,27	0,03	-0,209
$2{,}5e^{-5}$	-1,58	0,02	-0,282
$3e^{-5}$	-1,90	0,01	-0,35
$3{,}5e^{-5}$	-2,22	0,02	-0,43
$4e^{-5}$	-2,54	0,04	-0,49
$4{,}5e^{-5}$	-2,86	0,05	-0,54
$5e^{-5}$	-3,18	0,05	-0,58
$5{,}5e^{-5}$	-3,49	0,15	-0,64
$6e^{-5}$	-3,81	0,22	-0,70
$6{,}5e^{-5}$	-4,13	0,24	-0,78
$7e^{-5}$	-4,44	0,17	-0,84
$7{,}5e^{-5}$	-4,76	0,10	-0,90
$8e^{-5}$	-5,07	0,12	-0,95

Tablo 3.8 İğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme değerleri (devamı)

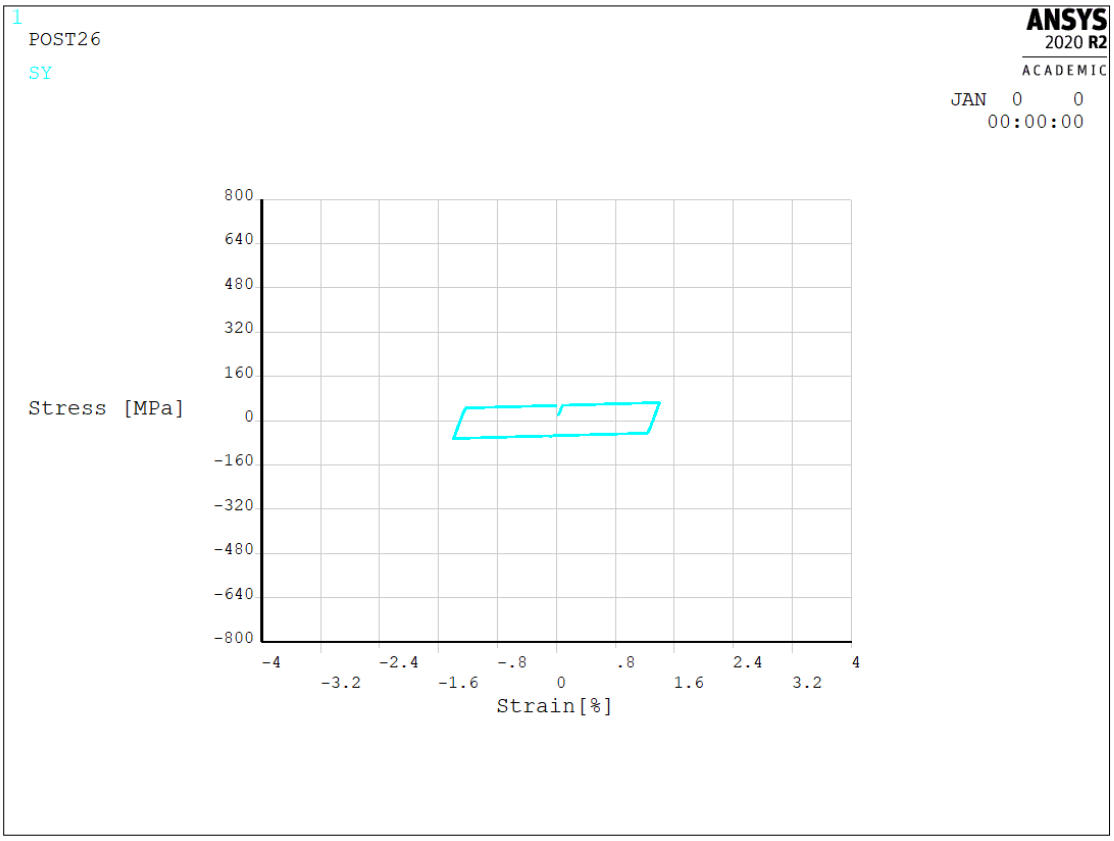
$8{,}5e^{-5}$	-5,38	0,13	-1,00
$9e^{-5}$	-5,69	0,22	-1,07
$9{,}5e^{-5}$	-6,00	0,30	-1,14
$1e^{-4}$	-6,31	0,30	-1,21

3.2.9 ANSYS APDL Analiz Sonuçları

Bu bölümde ise iğneye tek eksende çeki ve bası kuvveti uygulanarak iğnenin faz değişim esnasında meydana gelen gerilme/birim şekil değiştirme değerleri incelenmiştir. 4 farklı zaman aralığında ilk başta çekme kuvveti uygulanmaktadır. Daha sonrasında uygulanan yük ortadan kaldırılmaktadır. Üçüncü zaman aralığında ise basma kuvveti uygulanmakta ve son olarak uygulanan yük tekrardan ortadan kaldırılmaktadır. Farklı zaman aralıklarında yapılan işlemler hem östenit hem de martensit faz için uygulanmıştır. Şekil 3.40 ve 3.41'de yapılan analiz neticesinde elde edilen diyagramlar gösterilmiştir.



Şekil 3.40 Martenzit faz eksenel yükleme sırasında oluşan gerilme/birim şekil değiştirme diyagramı



Şekil 3.41 Östenit faz eksenel yükleme sırasında oluşan gerilme/birim şekil değiştirme diyagramı

Şekil 3.41 ve 3.42'de elde edilen görseller ANSYS Mechanical APDL Verification Manual kitapçığında VM273 numaralı kod revize edilerek oluşturulmuştur. İğne boyutları mevcut kod içerisinde güncellenmiştir.

4
SONUÇ VE ÖNERİLER

Bu çalışmada enjeksiyon iğnesi şekil hafızalı alaşımdan imal edilerek intramasküler enjeksiyon sırasında kullanılması işlemi simüle edilmiştir. Buradaki amaç; kas içi enjeksiyon sırasında kullanılan z-tekniğininin işlevselliğini şekil hafızalı alaşımın faz değişim özelliği ile sağlamaktır. Östenit ve martenzit faz halindeki enjeksiyon iğnesinin doku içerisindeki davranışının analizi gerçekleştirilmiştir.

Yapılan analiz neticesinde martenzit fazda iğnenin dokuya saplanması sırasında meydana gelen toplam deformasyon maksimum 1.49 mm/mm bulunmuştur. Martenzit fazda iğnenin dokuya saplanması sırasında iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme 0.28 mm bulunmuştur. Martenzit fazda iğnenin dokuya saplanması sırasında dokuda x, y ve z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme sırasıyla 1.35, 0.62, 6.19 mm bulunmuştur. Östenit fazda iğnenin dokuya saplandıktan sonra meydana gelen toplam deformasyon maksimum 1.54 mm/mm bulunmuştur. Östenit fazda iğnenin dokuya saplandıktan sonra dokuda x, y ve z eksenlerinde meydana gelen yer değiştirme sırasıyla 1.19, 1.91 ve 1.57 mm bulunmuştur. Östenit fazda iğnenin dokuya saplandıktan sonra iğnede y ekseninde meydana gelen yer değiştirme 6.31 mm bulunmuştur.

Bulunan sonuçlar neticesinde z-tekniği, nitinol enjeksiyon iğnesi ile uygulanabileceği öngörülmüştür. Yapılan analiz sonucunda iğne ucu y ekseninde 6.31 mm yer değiştirmiş olması girilen sınır şartlarıyla ilgilidir. Her iki fazda da malzemenin mevcut formu ayarlanabilir olduğundan doku içerisindeki yer değişim miktarı kişi faktörü (kilo, kas dokusuna olan mesafe, vb.) ve iğne özelliklerine (iğnenin numarası, boyu, vb.) bağlı olarak değişkenlik gösterebilir.

Bu çalışma, intramasküler enjeksiyon üzerine yapılmıştır. Diğer enjeksiyon teknikleri olan subkutan, intravenöz, intradermal enjeksiyon tekniklerinde şekil hafızalı alaşım iğnelerin kullanımına yönelik çalışmalara ışık tutması hedeflenmiştir.

KAYNAKÇA

[1] E. Acar, "Şekil Hafızalı Alaşımların Biyomedikal Uygulamaları," Avrupa Bilim ve Teknoloji Dergisi, no. 14, pp. 134-144, 2018.

[2] T. Oktay ve E. Acar, "Havacılık ve Uzay Uygulamalarında Şekil Hafızalı Alaşımlar," Ömer Halisdemir Üniversitesi Mühendislik Bilimleri Dergisi, cilt 7, no. 1, pp. 335-349, 2018.

[3] K. Otsuka ve C. M. Wayman, Shape Memory Materials, United Kingdom: Cambridge University Press, 1998.

[4] E. Topbaş ve N. Akkuş, "Şekil Hafızalı Alaşımlar ve Endüstriyel Uygulamaları," Makine Teknolojileri Elektronik Dergisi, cilt 4, pp. 15-22, 2007.

[5] L. G. Machado ve M. A. Savi, "Medical Applications of Shape Memory Alloys," Brazilian Journal of Medical and Biological Research, cilt 36, pp. 683-691, 2003.

[6] A. (Çelik) Bedeloğlu, "Şekil Hafızalı Alaşımlar ve Tekstil Malzemelerindeki Uygulamaları," TMMOB Tekstil Mühendisleri Odası, no. 83, pp. 27-37, 2018.

[7] T. Duerig, A. Pelton ve D. Stöckel, "An Overview of Nitinol Medical Applications," Materials Science and Engineering, pp. 149-160, 1999.

[8] A. Concilio, V. Antonucci, F. Auricchio, L. Lecce ve E. Sacco, Shape Memory Alloy Engineering for Aerospacei Structural and Biomedical Applications, United Kingdom: Butterworth-Heinemann, 2021.

[9] D. Wever, A. Veldhuizen,, M. Sanders, J. Schakenraad ve J. van Horn, "Cytotoxic, Allergic and Genotoxic Activity of a Nickel-Titanium Alloy," Biomaterials, Netherlands, Great Britain, 1996, pp. 1115-1120.

[10] M. Es-Souni, M. Es-Souni ve H. Fischer-Brandies, "Anal Bioanal Chem," Assessing the Biocompatibility of NiTi Shape Memory, pp. 557-567, 2005.

[11] M. Kaya, Ö. Çakmak, T. Y. Saygılı ve K. C. Atlı, "Şekil Hafızalı Alaşımlarda Martensitik Faz Dönüşümü ve Şekil Hafıza Mekanizması," Selçuk Üniversitesi Teknik Eğitim Fakültesi Teknik-Online Dergi, cilt 15, no. 3, pp. 157-172, 2016.

[12] Ö. Çakmak ve M. Kaya, "Akıllı Malzeme Şekil Hafızalı Alaşımların Termodinamiği," Nevşehir Bilim ve Teknoloji Dergisi, cilt 6, no. 2, pp. 541-555, 2017.

[13] T. Yoneyama ve S. Miyazaki, Shape Memory Alloys for Biomedical Applications, Cambridge, England: Woodhead Publishing Limited, 2009.

[14] L. I. Barbero Bernal , Cyclic Behavior of Superelastic Nickel-Titanium and Nickel-Titanium-Chromium Shape Memory Alloys, Georgia: Georgia Institute of Technology , 2004.

[15] A. Simon, Shape memory response and microstructural evolution of a severe plastically deformed high temperature shape memory alloy (NiTiHf), Texas: Material Science, 2006.

[16] S. Dilibal, Nikel-Titanyum Şekil Bellekli Alaşım Üretimi ve Şekil Bellek Eğitimi, İstanbul: Yıldız Teknik Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü, 2005.

[17] A. Rahimatpure, Third International Conference on Advances in Mechanical Engineering, Delhi, İndia, 2012.

[18] L. Petrini ve F. Migliavacca, "Biomedical Applications of Shape Memory Alloy," Hindawi Publishing Corporation Journal of Metallurgy, 2011.

[19] F. Auricchio ve E. Boatti, SMA Biomedical Applications,Shape Memory Alloy Engineering, Butterworth-Heinmann, 2015.

[20] T. Duerig, K. Melton, D. Stöckel ve C. Wayman, Engineering Aspects of Shape Memory Alloys, Butterworth-Heinmann, 1990.

[21] K. Dai, X. Hou, Y. Sun, R. Tang, S. Qiu ve C. Ni, "Treatment of Intra-Articular Fractures with Shape Memory Compression Staples," cilt 24, no. 10, pp. 651-655, 1993.

[22] J. Ryhanen, T. Jamsa, A. Danilov, A. Pramila ve J. Tuukkanen, "Biomaterials," Bone Modeling Controlled by a Nickel–Titanium Shape Memory Alloy Intramedullary Nail, pp. 2535-2543, 2002.

[23] J. Hunter, "Intramuscular Injection Techniques," Art&Science, pp. 35-40, 2007.

[24] BD, "Principles of Injection Techniqe," [Çevrimiçi]. Available: https://www.bd.com/documents/in-service-materials/syringes-and-needles/MPS_HY_Principles-of-injection-technique_IM_EN.pdf. [Erişildi: 05 10 2022].

[25] Children's Wisconsin, "How to Administer Intramuscular (IM) Injections," [Çevrimiçi]. Available: https://childrenswi.org/-/media/chwlibrary/files/medical-professionals/careers/students/nursing-students/clinical-educators/howtoadministerimscinjectionschildren.pdf. [Erişildi: 05 10 2022].

[26] Ş. ÇELİK, İntramasküler Penisilin Enjeksiyonu Uygulanacak Bölgeye Manuel Basınç Uygulamanın Enjeksiyon Ağrısı Üzerine Etkisi, Erzurum: Atatürk Üniversitesi Sağlık Bilimleri Enstitüsü, 2020.

[27] Acil Çalışanları, "Kas İçi (İntramasküler - IM) Enjeksiyon," [Çevrimiçi]. Available: https://www.acilcalisanlari.com/kas-ici-intramuskuler-im-enjeksiyon.html. [Erişildi: 05 10 2022].

[28] V. Karacaoğlu ve A. Ecevit, "İntramasküler Enjeksiyonda Ventrogluteal Bölgenin Kullanımı," Yıldırım Beyazıt Üniversitesi Sağlık Bilimleri Fakültesi Hemşierlil E-Dergisi, cilt 3, no. 2, pp. 57-61, 2015.

[29] B. Workman, "Safe Injection Techniques," Continuing Professional Development Nursing: Procedures, cilt 13, no. 39, pp. 47-53, 2020.

[30] Healthline, "Z-Track Injections Overview," [Çevrimiçi]. Available: https://www.healthline.com/health/z-track-injection. [Erişildi: 05 10 2022].

[31] J. Hunter, "Subcutaneous Injection Technique," Art&Science, cilt 22, no. 21, pp. 41-44, 2007.

[32] "İnsülin /GLP 1 Kullananlar için Enjeksiyon Rehberi," [Çevrimiçi]. Available: http://www.tdhd.org/assets/uploads/yayinlar/insulin_GLP1_Kullananlar_icin_Enjeksiyon_Rehberi_Sunum.pdf. [Erişildi: 05 10 2022].

[33] N. Kuzu, "Subkutan Heparin Enjeksiyonu: Ekimoz, Hematom ve Ağrı Gelişimi Nasıl Önlenir?," C. Ü. Hemşirelik Yüksekokulu Dergisi, cilt 3, no. 2, pp. 40-46, 1999.

[34] N. Bingöl, Parenteral Uygulama, Ankara: Ankara Üniversitesi Sağlık Bilimleri Meslek Yüksekokulu.

[35] C. Yang, Y. Xie, S. Liu ve D. Sun, Force Modeling, Identification, and Feedback Control of Robot-Assisted Needle Insertion: A Survey of the Literature, cilt 18, Hong Kong, 2017.

[36] G. Ravali ve M. Manivannan, Haptic Feedback in Needle Insertion Modeling an Simulation: Review, 2017.

[37] H. Du, Y. Zhang, J. Jiang ve . Y. Zhao, "Needle Deflection during Insertion into Soft Tissue Based on Virtual Spring Model," International Journal of Multimedia and Ubiquitous Engineering, cilt 10, no. 1, pp. 209-218, 2015.

[38] M. Scali, P. Breedveld ve D. Dodou , Experimental Evaluation of a Self-Propelling Bio-inspired Needle in Single- and Multi-layered Phantoms, Nature Search, 2019.

[39] L. Barbe´, B. Bayle, A. Gangi ve M. De Mathelin, "Needle insertions modeling: Identifiability and limitations," Biomedical Signal Processing and Control 2, 2007, pp. 191-198.

[40] C. Simone, Modeling of Needle Insertion Forces for Percutaneous Therapies, Baltimore, MD: Johns Hopkins University, 2002.

[41] W. Maurek, 3D Modeling of the Human Upper Limb Including the Biomechanics of Joints, Muscles and Soft Tissues, Lausanne, 1999.

[42] B. Maurin, L. Barbe, B. Bayle, P. Zanne, J. Gangloff, M. De Mathelin, A. Gangi, L. Soler ve A. Forgione, In vivo study of forces during needle insertions. In Proceedings of the Medical Robotics, Navigation and Visualisation Scientific workshop, Remagen, 2004.

[43] C. Thieulin, C. Pailler-Mattei, A. Abdouni, M. Djaghloul ve H. Zahouani, Mechanical and topographical anisotropy for human skin: Ageing effect, 2020.

[44] G. Wilkes, I. Brown ve R. Wildnauer, "The biomechanical properties of skin," CRC critical reviews in bioengineering, 1973, pp. 453-495.

[45] F. H. Silver, J. W. Freeman ve D. DeVore, "Viscoelastic Properties of Human Skin and Processed Dermis," Skin Research and Technology, cilt 7, pp. 18-23, 2001.

[46] J. Manschot, The Mechanical Properties of Human Skin in Vivo, Radboud Repository of the Radboud University, 1985.

[47] I. P. Leung, L. Fleming, K. Walton, S. Barrans ve K. Ousey, "Development of a Model to Demonstrate the Effects of Friction and Pressure on Skin in Relation to Pressure Ulcer Formation," Wear, pp. 266-271, 2017.

[48] I. A. Brown, "A Scanning Electron Microscope Study of the Effects of Uniaxial Tension on Human Skin," British Journal of Dermatology, cilt 89, pp. 383-393, 1973.

[49] S. Budday, T. C. Ovaert, G. A. Holzapfel, P. Steinmann ve E. Kuhl, "Fifty Shades of Brain: A Review on the Mechanical Testing," Archives of Computational Methods in Engineering, cilt 27, pp. 1187-1230, 2020.

[50] H. Joodaki ve M. B. Panzer, "Skin Mechanical Properties and Modeling: A Review, Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers Part H Journal of Engineering in Medicine, cilt 232, no. 4, pp. 1-21.

[51] X. Zhang, R. R. Kinnick, M. R. Pittelkow ve J. R. Greenleaf, "Skin viscoelasticity with surface wave method," 2008 IEEE Ultrasonics Symposium, Beijing, China, 2008.

[52] P. Bowker ve D. L. Bader, "Mechanical Characteristics of Skin and Underlying Tissues in Vivo," Biomaterials, cilt 4, Butterworth & Co, 1983, pp. 305-308.

[53] R. M. Koch, M. H. Gross, F. R. Carls, D. F. von Büren, G. Fankhauser ve Y. I. H. Parish, "Simulating Facial Surgery Using Finite Element Models," Proceedings of the 23rd Annual Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, Zürich, 1996.

[54] P. Agache, Physiologie de la peau et explorations fonctionnelles cutane´es, Paris, 2000.

[55] A. N´ı Annaidh, K. Bruyere, M. Destrade, M. D. Gilchrist ve M. Ottenio, "Characterization of the Anisotropic Mechanical Properties of Excised Human Skin," Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, cilt 5, no. 1, pp. 139-148, 2012.

[56] Z. Chen, Y. Lin, L. Weihsien, R. Lei, L. Bin, L. Liang ve W. Zhi, "Additive Manufacturing of Honeybee-Inspired Microneedle for Easy Skin Insertion and Difficult Removal," ACS Applied Materials & Interfaces, cilt 10, no. 35, 2018.

[57] A. David ve C. Duling, "FAA UAS Center of Excellence Task A4: UAS Ground Collision Severity Evaluation Revision 2," 17th AIAA Aviation Technology, Integration, and Operations Conference, 2017.

[58] Anıl Erdil, "Neden Doğrusal Olmayan (Nonlinear) Analiz Yapmalıyız ?," [Çevrimiçi]. Available: https://blog.tekyaz.com/dogrusal-olmayan-nonlinear-analiz/. [Erişildi: 12 10 2022].

[59] N. Murakami ve N. Wakabayashi, "Finite Element Contact Analysis as a Critical Technique in Dental Biomechanics: A Review," Journal of Prosthodontic Research, cilt 58, pp. 92-101, 2014.

TEZDEN ÜRETİLMİŞ YAYINLAR

Konferans Bildirileri

1. D. Aksoy ve B. Aşçıoğlu Temiztaş ve B. Bolat “Nitinol Enjeksiyon İğnesinin Yumuşak Doku Üzerindeki Davranışının İncelenmesi”, 8th International Congress on Engineering And Technology Management, İstanbul, 2022.