

T.C.
ERCIYES ÜNİVERSİTESİ
BİLİMSEL ARAŞTIRMA PROJELERİ
KOORDİNASYON BİRİMİ

ŞEKİL HAFIZALI ALAŞIMLARIN LİNEER OLMAYAN ANALİZLERİ
Proje No: FBA-07-05

NORMAL ARAŞTIRMA PROJESİ (NAP)

SONUÇ RAPORU

Proje Yürütücüsü:

Yrd. Doç. Dr. Recep GÜNEŞ
Mühendislik Fakültesi/Makina Müh. Bölümü

Araştırmacıların Adı Soyadı
Prof. Dr. M. Kemal APALAK
Arş. Gör. Mustafa YILDIRIM
Mühendislik Fakültesi/Makina Müh. Bölümü
Doç. Dr. İbrahim KARAMAN
Texas A&M University/Mechanical Eng. Dept.

EKİM 2010

KAYSERİ

TEŞEKKÜR

Bu proje çalışması Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından FBA-07-05 protokol numarası ile desteklenmiştir. Desteginden dolayı teşekkür ederiz.

İÇİNDEKİLER

	Sayfa No
ÖZET	1
ABSTRACT	2
1. GİRİŞ / AMAÇ VE KAPSAM	3
2. GENEL BİLGİLER	3
3. GEREÇ VE YÖNTEM	7
4. BULGULAR	9
5. TARTIŞMA VE SONUÇ	20
6. KAYNAKLAR	20

ÖZET

Şekil hafızalı alaşımlar birçok alanda akıllı malzeme uygulamalarıyla ilgi uyandırmıştır. Özellikle Nitinol'ün bulunmasıyla medikal ve dental uygulamalarında ciddi bir artış görülmüştür. Bu çalışmada, şekil hafızalı bir koroner stentin süperelastik davranışı üzerine deformasyon miktarının ve sıcaklık değişiminin etkileri sonlu elemanlar metodu kullanılarak araştırıldı. SolidWorks programı kullanılarak oluşturulan koroner stent modeli daha sonra bir sonlu elemanlar yazılımı olan ANSYS programına aktarıldı ve burada Auricchio modeli kullanılarak süperelastik davranışı analiz edildi.

Artan radyal yerdeğiştirmenin şekil hafızalı koroner stentin histerezisi üzerinde bir etkisinin olmadığı, sadece martenzitik yapının gerilme-şekil değiştirme değerlerini artırdığı görülmüştür. Ayrıca, şekil hafızalı koroner stentin rijitliği ve maksimum artık şekil değiştirme değerleri sıcaklık değişiminden önemli ölçüde etkilenmektedir. Şöyle ki, artan sıcaklık değeriyle stentin rijitliği ve maksimum artık şekil değiştirme değerleri de artmaktadır.

Anahtar Kelimeler: Şekil hafızalı alaşımlar, koroner stent, süperelastik davranış.

ABSTRACT

Shape memory alloys have been attracting much attention with smart materials applications in various fields. Especially, it has been dramatic increase in medical and dental applications with discovery of Nitinol. In this study, the effects of displacement and change of temperature on the superelastic behaviour of a coronary stent were investigated using finite element method. Solid model of coronary stent was generated by SolidWorks, which was transferred to ANSYS finite element code. ANSYS uses the Auricchio model to analyze the superelastic behaviour of shape memory alloys.

Increasing radial displacement had no effect on hysteresis of shape memory coronary stent, only the stress-strain values of martensitic structure were found to increase. In addition, the stiffness and maximum residual strain values of the shape memory coronary stent were significantly affected by temperature changes. Thus, the stiffness and maximum residual strain values increases with increasing temperature.

Keywords: Shape memory alloys, coronary stent, superelastic behaviour.

1. GİRİŞ / AMAÇ VE KAPSAM

Şekil hafızalı alaşımlar (Shape Memory Alloys = SMA) süperelastiklik ve şekil hafıza etkisi gibi iki önemli özelliğe sahip metalik yapılardır. Bu alaşımların, martensitik yapıda iken (düşük sıcaklık fazı) belli bir dış kuvvete maruz kalmaları sonucunda değişen ilk şekillerini östenitik faz (yüksek sıcaklık fazı) sıcaklığına geçtiklerinde büyük oranda geri kazanabilmeleri şekil hafıza etkisi olarak tanımlanırken, alaşım östenit fazda iken herhangi bir sıcaklık değişimi olmaksızın sadece uygulanan gerilmenin veya yükün kaldırılması sonucunda ilk şeklini tekrar kazanması ise süperelastisite olarak tanımlanır.

1962 yılında Buehler ve arkadaşları tarafından ABD'nin Naval Ordnance Laboratuvarlarında, Nikel-Titanyum (NITINOL)'un bulunmasıyla bu alaşımların biyomedikal uygulamalarda kullanımı daha da yaygınlaşmıştır. Ni-Ti alaşımlar mükemmel korozyon direncine, süperelastiklik özelliğe ve paslanmaz çeliklere göre daha yüksek mukavemete sahiptirler. Biyomedikal alanda birçok uygulama alanına sahip olan bu alaşımlar, özellikle kardiyoloji alanında stent yapımında yoğun olarak kullanılmaktadır.

Nikel ve titanyumun üretim şekli ve karışımına bağlı olarak Nitinol oldukça farklı malzeme tepkileri sergileyebilir. Malzeme tepkisi sıcaklığa da duyarlı olabilir, bu nedenle sonlu elemanlar simülasyonlarında kullanılmak üzere fiziksel testler ile belirlenecek gerçek verilere ihtiyaç vardır. Analizler için literatürden elde edilen farklı sıcaklık şartlarındaki malzeme verileri kullanıldı. Çok büyük deformasyonlu yükleme-boşaltma çevrimleri sonucunda Nitinol stentin süperelastik davranışı belirlendi ve süperelastik davranışına sıcaklığın etkisi araştırıldı. Ayrıca ileriki çalışmalarda yükleme-boşaltma çevrimleri neticesinde stentin yorulma analizinin yapılması düşünülmektedir.

2. GENEL BİLGİLER

Malzeme biliminde, şekil hafızalı alaşımlar uygun bir ısıl yöntemle gerçek şekline veya boyutuna dönebilen metalik malzemeler olarak adlandırılırlar. Şekil hafızalı alaşımlar ısıl değişimlere duyarlı fonksiyonel malzemelerdir. Temel olarak, kritik dönüşüm sıcaklığının altında ve üstünde iki farklı şekil veya kristal yapısına sahiptirler. Nispeten düşük sıcaklıklarda deforme edilebilen bu malzemeler, daha yüksek sıcaklıklarda deformasyon öncesi şekillerine dönebilmektedirler [1].

Şekil hafızalı dönüşüm ilk olarak AuCd alaşımlarında 1932 yılında Chang ve Read tarafından anlaşılmış, 1938’de de söz konusu yapısal dönüşümün pirinç malzemede de olduğu görülmüştür. 1951 yılında ise AuCd alaşımlı bir çubukta şekil hafızası tespit edilmesinden sonra 1962’de Buehler ve arkadaşları tarafından eş-atomlu nikel-titanyum alaşımlarda şekil hafıza etkisi belirlenmiştir. 1965’de, Naval Ordnance Labratuvarında Buehler ve Wiley [2] tarafından nikel ve titanyumdan ilk patentli şekil hafızlı alaşımlar (NITINOL) üretildi. O zamandan beri, şekil hafızalı alaşımlar ile ilgili bir çok çalışma yapılmıştır. Şekil hafızalı alaşımlarda yapısal ilişkilerin teorik olarak geliştirilmesi yada deneysel olarak çalışılması Tanaka [3,4], Liang ve Rogers [5,6], Xue ve Mei [7], Cross ve arkadaşları [8] ve Jackson ve arkadaşları [9] tarafında yapıldı.

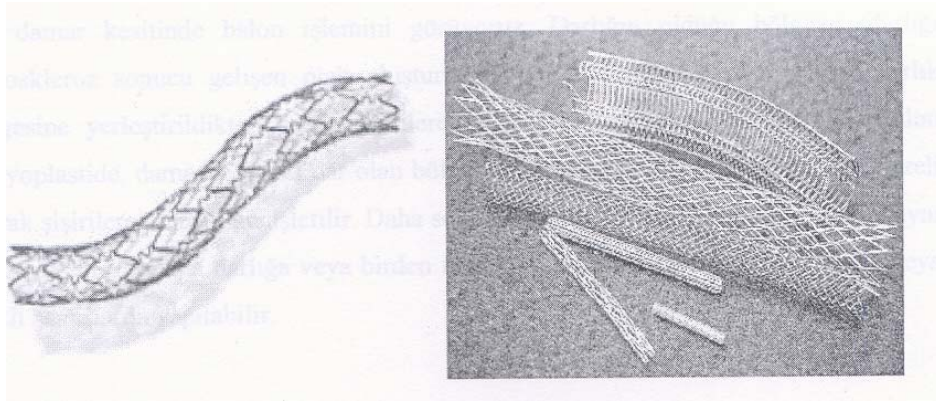
Auricchio ve Sacco [10] farklı elastik özelliklere sahip östenit ve matrenzit ile süper elastik şekil hafızalı alaşımların bir boyutlu modeli üzerinde çalıştılar. Bir boyutlu model, basitliği, çözüm algoritmasındaki verimliliği ve farklı şekil hafızalı malzemeler için karmaşık olan süper elastik davranışları başarıyla üretebilmesi gibi avantajlara sahipti. Trochu ve Qian [11] süper elastik şekil hafızalı alaşımların lineer olmayan sonlu eleman simülasyonlarını çalıştılar. Collet ve arkadaşları [12] dinamik yüklere maruz Cu-Al-Be şekil hafızalı bir kirişin davranışını deneysel ve nümerik olarak incelediler. Nümerik hesaplamalarda lineer olmayan sonlu elemanlar medodu kullandılar. Bu çalışma ile şekil hafızalı alaşımlarda dinamik faz dönüşümlerinin iyice anlaşılmasına katkıda bulundular. Liew ve arkadaşları [13] şekil hafızalı alaşımların çok boyutlu süper elastik davranışları konusunda bir yöntem geliştirdiler. Çalışmalarında lineer olmayan sonlu elemanlar metodunu kullandılar. Elde ettikleri sonuçları literatürdeki deneysel veriler ile karşılaştırarak bu yöntemin yer değiştirme ve/veya gerilme-şekil değiştirme değişimleri hakkında gayet iyi sonuçlar verdiğini gördüler. Marfia [14] şekil hafızalı alaşım kompozitlerin mikro ve makro analizlerini yaptı. Analizler için elastik ana eleman içerisine yerleşmiş şekil hafızalı alaşım uzun takviye elemanlardan oluşan kompozit yapıyı kullandı. Mikro-makro yaklaşım, özellikle mikromekanik analizlerden direk olarak üretilen yapısal ilişkilerin makromekanikteki etkisinin belirlenmesini sağlamıştır. Wang ve Yue [15] NiTi şekil hafızalı alaşımların sözde elastik davranışlarını tahmin etmek için çok değişkenli üç boyutlu bir mikromekanik yapısal model geliştirdiler. Zhang ve Zhao [16] ısı ve mekanik yüklere maruz şekil hafızalı kompozit kirişleri çalıştılar. Çalışmalarında bir çok nümerik ve analitik örnekleri kullandılar. Motahari ve Ghassemieh [17] farklı tip yükleme şartlarına ve farklı sıcaklıklara maruz şekil hafızalı alaşımların davranışlarının simülasyonu

için bir boyutlu termodinamik yapısal model sundular. Analizler için lineer olmayan sonlu elemanlar metodunu kullandılar ve sonuçları mevcut deneysel veriler ile doğruladılar.

Ni-Ti alaşımlarının korozyona karşı mükemmel direnci ve süperelastik özelliği ve paslanmaz çeliklere göre mukavemetinin daha yüksek oluşu bu alaşımların biyomedikal uygulamalarda ve cerrahi implantlardaki yerini bir kat daha artırmıştır. Bu alaşımlar sayesinde tıp alanında metallerin ve alaşımların uygulanmasındaki sınırlayıcı faktörler ortadan kalkmıştır. Biyomedikal alanda birçok uygulama alanına sahip olan bu alaşımlar, özellikle kardiyoloji alanında stent yapımında yoğun olarak kullanılmaktadır.

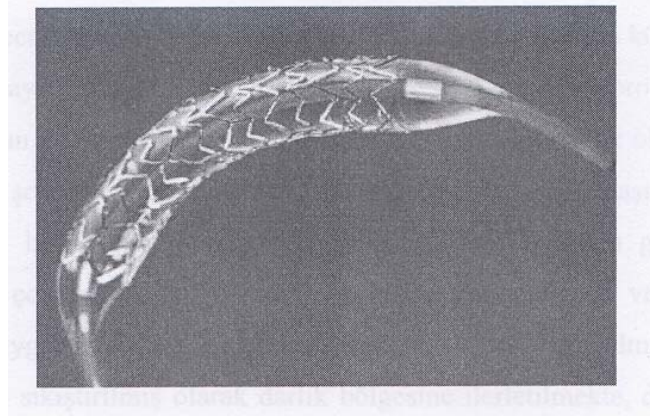
Kendinden-genişleyen stent, diş hekimi C.T. Stent'in adını koyduğu, bir damarın iç çapını sürekli hale getirmek için kullanılan önemli bir kardiovasküler uygulamadır. Stentler; koroner damarlar, şah damarları, aort ve uyluk kemiğine ait ana yollarda ayrıca yemek borusu ve safra borusu gibi herhangi bir boru biçimindeki bölgeyi desteklemek için kullanılır (Şekil 1). Bu tip uygulamalarda, şekil hafızalı silindirik bir yapı iskelesi bir tüp boyunca damarın içine yerleştirilir. Bu operasyon anjiyoplasti işlemi ile gerçekleştirilir. Anjiyoplasti işlemi kalp damarında görülen darlık ve tıkanıklıkların açılması ve dolayısıyla kalbin gereksinimi olan kan akışının rahat sağlanması amacıyla darlık bölgesinin mekanik olarak genişletilmesidir.

Koroner damarlarda (kalp damarları) kullanılan balonlar damarın çapı ve darlığın uzunluğuna göre değişik çap ve uzunluklarda olabilirler (örneğin çapı 1.5-4.0 mm arası ve uzunluğu 8.0-40.0 mm arası olabilir). Balon, inik haldeyken darlık bölgesine yerleştirilip içi röntgen ışınlarını geçirmeyen bir sıvıyla (kontrast madde) doldurulup belli bir basınca kadar (çoğunlukla 6-10 atmosfer) şişirilir ve darlık bölgesi mekanik olarak açılır. Balonun içinde



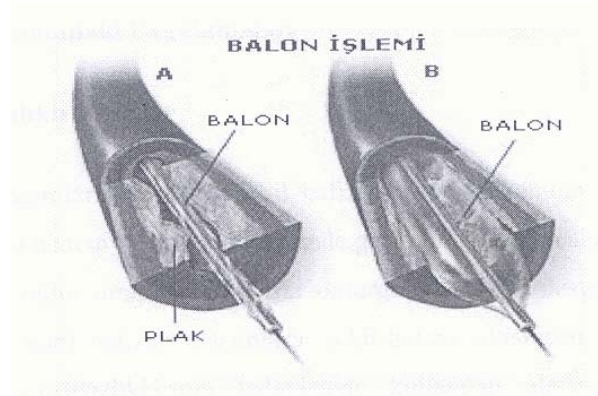
Şekil 1. Stentler

röntgen ışınlarını geçirmeyen bir sıvı olduğu için balonun nerede olduğu ve darlığı ne kadar açtığı floroskopi (röntgen ışınları ile canlı ve hareketli görüntüler) ile anlaşılabilir. Daha sonra balonun içindeki sıvı geri çekilir (yani indirilir) ve geri alınır. Şekil 2’de koroner balon dış ortamda şişirilmiş olarak görölüyor.



Şekil 2. Anjiyoplasti işleminde kullanılan balon.

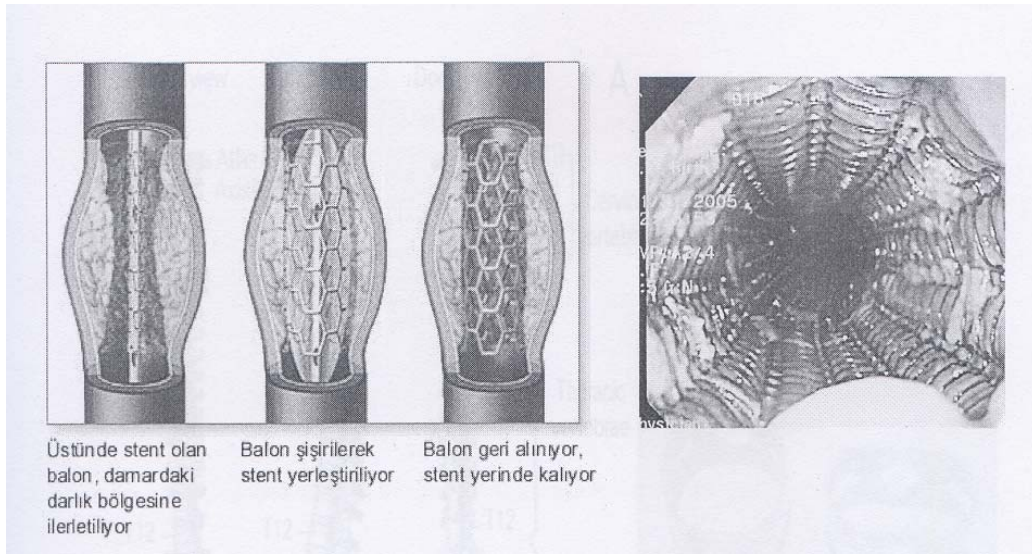
Şekil 3’de bir damar kesitinde balon işlemini göröluyoruz. Darlığın olduğu bölgeye balon ilerletiliyor (A). Balon darlık bölgesine yerleştirildikten sonra şişirilerek darlık bölgesi genişletiliyor (B). Balon anjiyoplasti ile damar içindeki dar olan bölgede kısa süreli olarak şişirilerek darlık genişletilir. Daha sonra balon indirilerek geri alınır. Balon işleminde, aynı damarda birden fazla darlığa veya birden fazla damardaki darlıklara aynı seansta veya farklı seanslarda yapılabilir.



Şekil 3. Balon işleminin uygulanması

Balon ile koroner damarlardaki darlıklar genişletildikten sonra, aynı bölgede sık olarak tekrar daralma (recoil) gelişiyordu veya damar duvarının iç yüzünde küçük bir yırtıktan (diseksiyon) dolayı damarın tam tıkanması ve buna bağlı problemler sıklıkla oluşuyordu. Bunun

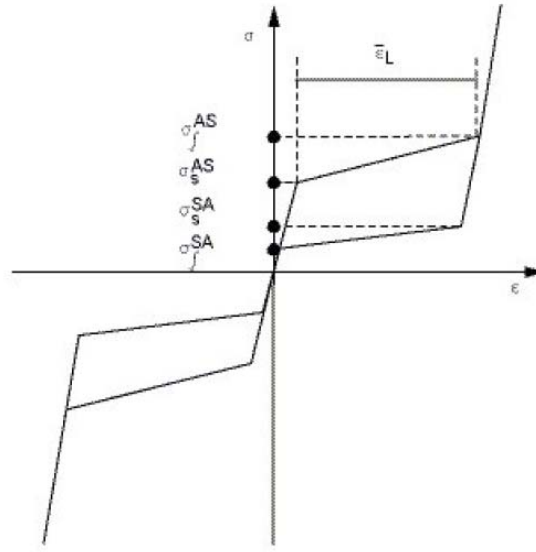
üstesinden gelmek için damar duvarına mekanik olarak destek olan NiTi alaşımı, ağ şeklinde kafesler (stent) geliştirildi. NiTi alaşımları korozyona karşı mükemmel bir direnç ve biyouyumluluk gösterdikleri için günümüzde NiTi alaşımı stentler, çok sık olarak balon ile genişletme sonrasında veya direk olarak (darlığa balon uygulamaksızın doğrudan) yaygın olarak kullanılmaktadır. Stentler balon üzerinde sıkıştırılmış olarak darlık bölgesine ilerletilmekte, daha sonra balon şişirilerek (dolayısıyla stent de genişletilerek) stent damar duvarına yerleştirilmektedir. Böylece stent, damarın erken daralmasını ve iç yüzünde olabilecek küçük yırtıkların problem oluşturmasını önlemektedir (Şekil 4).



Şekil 4. Balon işleminin uygulanma safhaları (solda), damar içindeki bir stentin görünüşü (sağda).

3. GEREÇ VE YÖNTEM

Şekil hafızalı alaşım malzeme modeli için ANSYS paket programı kullanıldı. Bu malzeme modeli Nitinol alaşımının süperelastik davranışını tanımlayabilmektedir. Nitinol çok büyük deformasyonlu yükleme-boşaltma çevrimlerinde kalıcı deformasyonun olmadığı esnek metal alaşımıdır. Şekil 5’de görüldüğü gibi şekil hafızalı alaşımın malzeme davranışı üç ayrı fazdan oluşmaktadır: ostenitik faz (lineer elastik), martensitik faz (ayrıca lineer elastik) ve bu iki faz arasındaki geçiş fazı.



Şekil 5. Şekil hafızalı alaşımın dönüşüm fazları [18].

Nikel ve titanyumun üretim şekli ve karışımına bağlı olarak Nitinol oldukça farklı malzeme tepkileri sergileyebilir. Malzeme tepkisi sıcaklığa da duyarlı olabilir, bu nedenle sonlu elemanlar simülasyonlarında kullanılmak üzere fiziksel testler ile belirlenecek gerçek verilere ihtiyaç vardır.

<u>Sabit</u>	<u>Anlamı</u>
SIG-SAS (C1)	İleri faz dönüşümü için başlangıç gerilme değeri
SIG-FAS (C2)	İleri faz dönüşümü için nihai gerilme değeri
SIG-SSA (C3)	Ters faz dönüşümü için başlangıç gerilme değeri
SIG-FSA (C4)	Ters faz dönüşümü için nihai gerilme değeri
EPSILON (C5)	Maksimum artık şekil değiştirme değeri
ALPHA (C6)	çekme ve basma arasındaki α malzeme tepki oranı
YMRT (C7)	Martensite modülü.

NiTi alaşımlarının, medikal ve dental uygulamasında ciddi bir artış görülmektedir. Geleneksel olarak NiTi kullanımı uzay, uçak ve deniz sanayi alanlarında yoğunlaşmıştır. Alaşımın, dayanıklılığı, rijit yapısı, pseudoelastik özelliği, şekil-hafıza etkisi, yüksek ısılara dayanıklılığı ve korozyona karşı direnci kullanımın bu özel alanlarda yaygınlaşmasına neden olmuştur. Günümüzde şekil hafızalı alaşım kullanılarak üretilmiş birçok ürün olmasına karşın bu alaşımların gelecekte hayatımızda ne derece yer alacağını önceden söylemek zordur. Çünkü bu tip alaşımların fiyatı şu an için oldukça yüksek değerlerdedir. Ama kullanım alanlarının artmasıyla maliyetleri de gittikçe azalmaktadır. Bu alaşımlar üzerinde yapılan

yoğun çalışmalar halen devam etmektedir. Uygun alaşım oranının özel işlemler için geliştirilmesiyle farklı birçok işlemin kolaylaşacağı düşünülmektedir. Fakat uygun alaşımın doğru oranını bulmak, zaman alıcı ve pahalı bir işlemdir. Sonuç olarak, bu tip alaşımların özelliklerinin daha da iyileştirilmesi ve yeni alaşımların bulunması teknolojik gelişmelere bağlıdır.

Yapılan proje çalışmasında, Nitinol stentin süperelastik davranışı sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelendi. Stentin katı modeli SolidWorks programında oluşturuldu. Daha sonra katı model ANSYS sonlu elemanlar programına aktarıldı, Auricchio [18] tarafından geliştirilen ve ANSYS programında kullanılan SMA malzeme modeli kullanılarak analizler yapıldı. Ayrıca Nitinol stentin farklı sıcaklık şartlarında yükleme-boşaltma çevrimleriyle analizleri yapılarak süperelastik davranışı üzerine sıcaklığın etkisi araştırıldı ve analizler sonucunda stent üzerindeki yüksek gerilme bölgeleri belirlendi. Bundan sonraki çalışmalarda koroner stentin yorulma analizlerinin yapılması düşünülmektedir. Tüm bu işlemler APDL (ANSYS Parametric Design Language)'de yazılan makrolar vasıtasıyla yapıldı.

4. BULGULAR

İlk olarak bir Nitinol stent çatalının süperelastik davranışı analiz edildi. Yapılan analizlerde Nitinol için aşağıda verilen oda sıcaklığındaki malzeme verileri kullanılmıştır:

Oda sıcaklığında Nitinol'ün malzeme özellikleri:

$$E_A = 20684.27 \text{ MPa}$$

$$\nu = 0.3$$

$$S_{ASS} = 358.52 \text{ MPa}$$

$$S_{ASF} = 413.68 \text{ MPa}$$

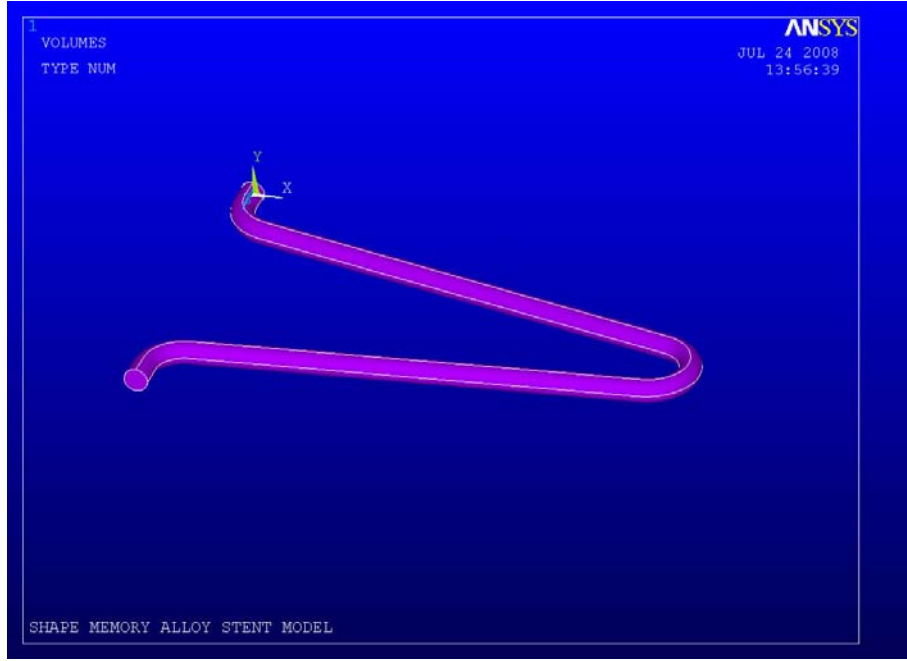
$$S_{SAS} = 206.84 \text{ MPa}$$

$$S_{SAF} = 137.89 \text{ MPa}$$

$$\epsilon_{PS_L} = 0.07$$

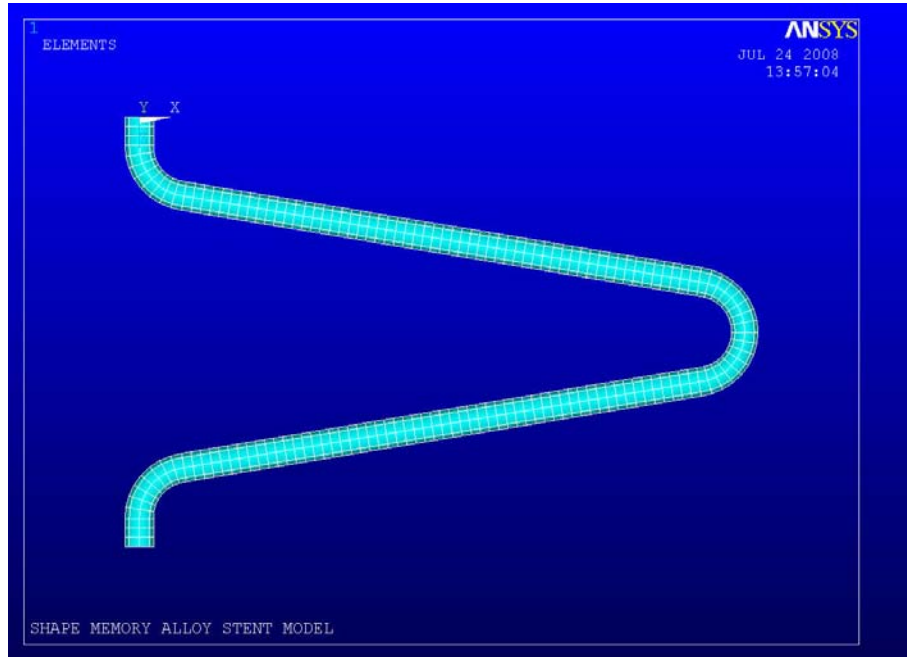
$$\alpha_{LP} = 0.0$$

$$Y_{MRT} = 20684.27 \text{ MPa}$$



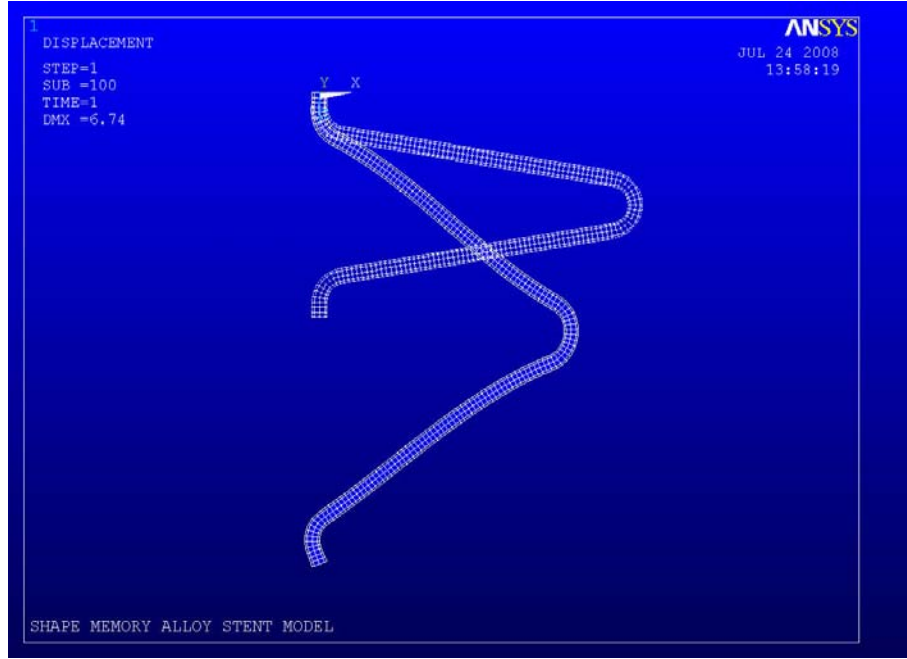
Şekil 6. Stent çatalı modeli

Şekil 6’da analizlerde kullanılan stente ait bir sektörün modeli görünmektedir.



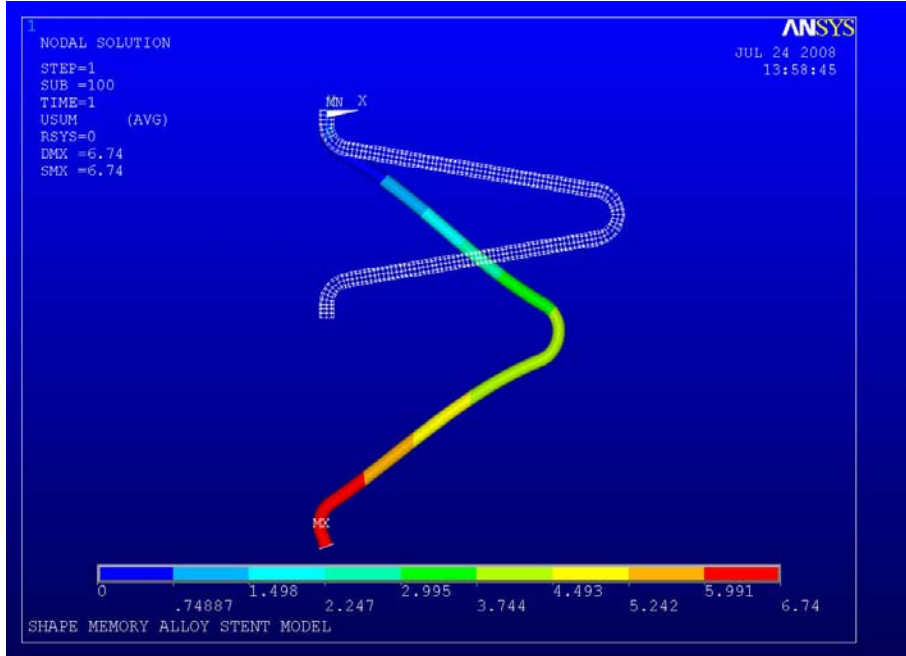
Şekil 7. Stentin çatalının sonlu elemanlar modeli.

Şekil 7’de stente sektörünün sonlu elemanlar modeli görülmektedir. Sonlu eleman modeli için şekil hafızalı alaşım malzeme modeli bulunan, üç boyutlu 20 düğüm noktalı SOLID186 eleman kullanıldı.



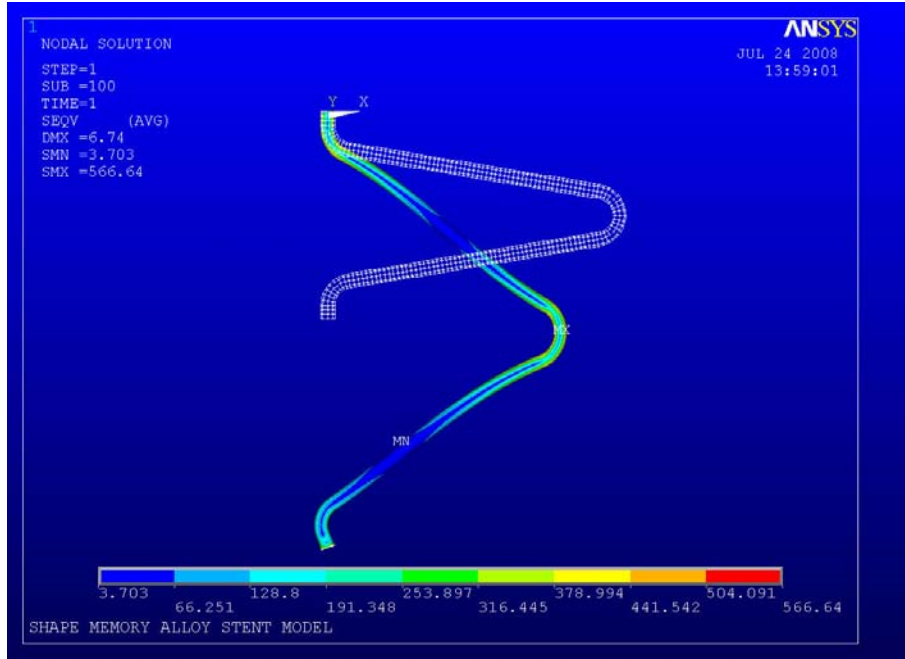
Şekil 8. Stent çatalının deforme olmuş ve deforme olmamış şekli.

Şekil 8’de stent sektörünün uygulanan sınır şartları ve yükleme sonucunda deforme olmuş ve deforme olmamış şekli görülmektedir.



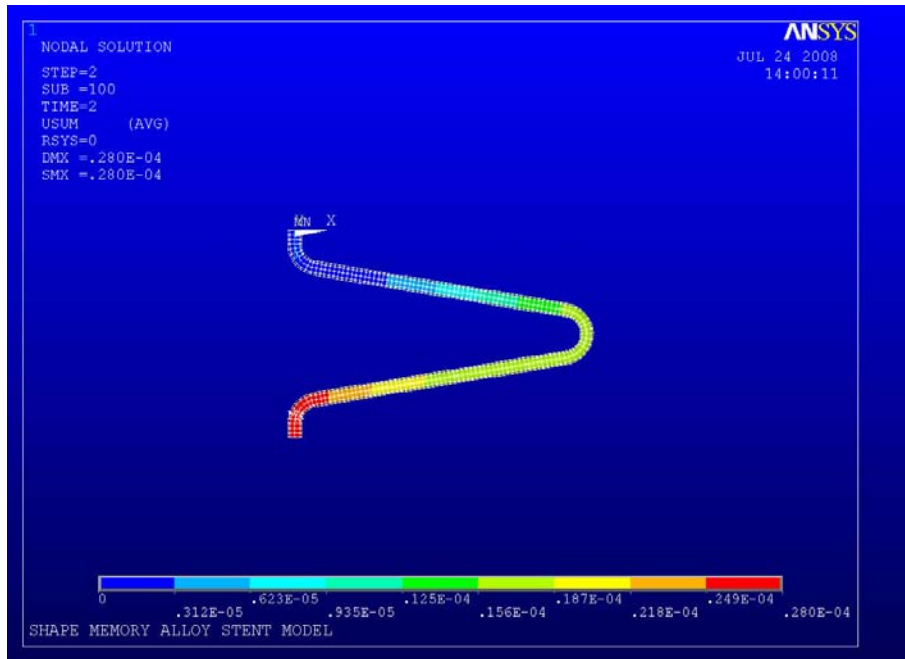
Şekil 9. Yükleme sonucunda stent çatalında oluşan maksimum toplam yerdeğiştirme miktarı.

Şekil 9’da yüklemeye maruz stentin maksimum yerdeğiştirme miktarı görülmektedir. Stent toplam 6.74 mm yerdeğiştirmeye maruz kalmıştır.



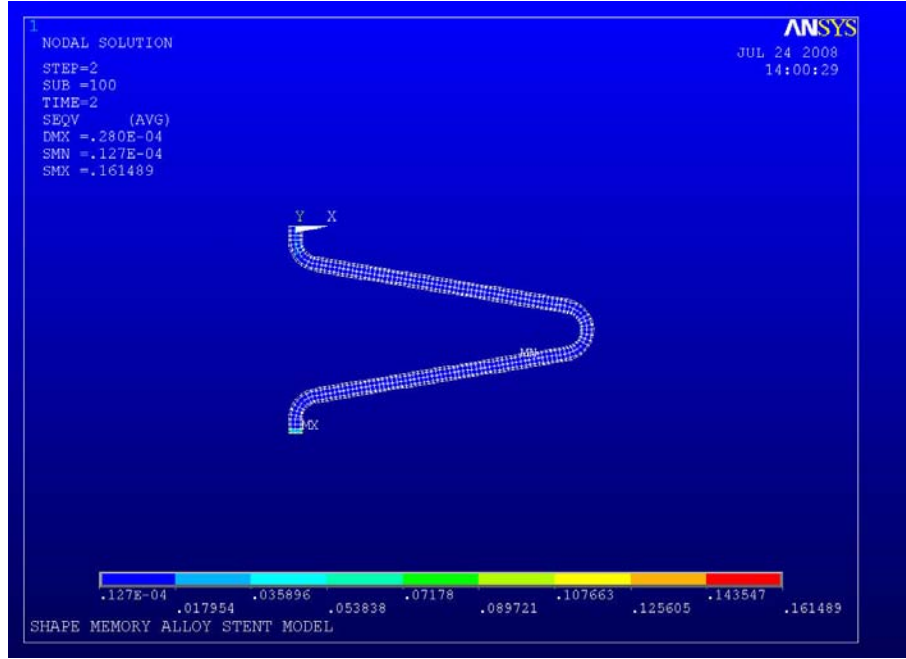
Şekil 10. Yükleme sonucunda stent çatalında oluşan maksimum von Mises gerilmesi dağılımı.

Şekil 10’da yükleme sonucunda stentte oluşan von Mises gerilmesi dağılımı görülmektedir. Stentin büküm noktasında von Mises gerilmesi maksimum değerine ulaşmaktadır.

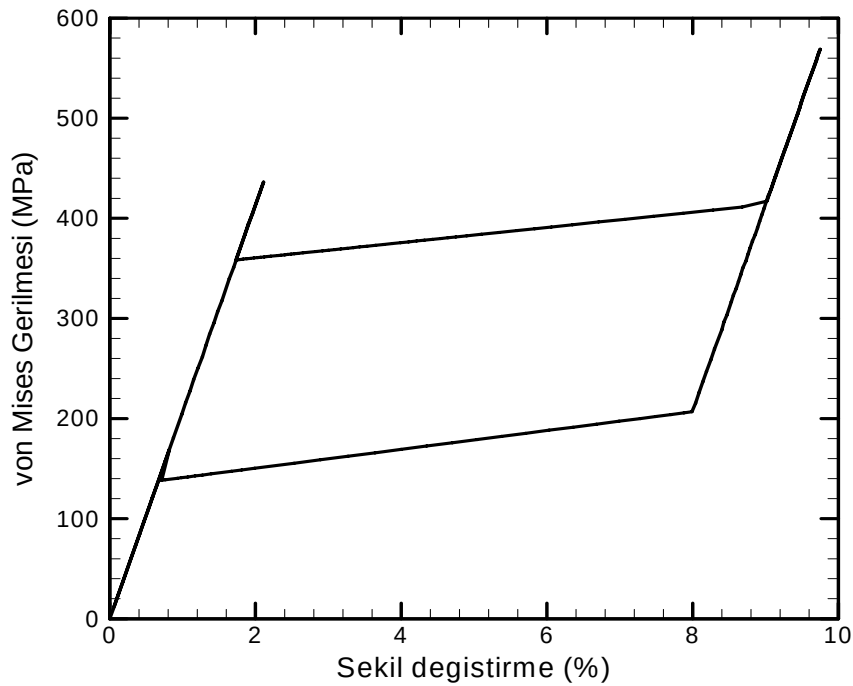


Şekil 11. Boşaltma sonucunda stent çatalında oluşan maksimum toplam yerdeğiştirme miktarı.

Şekil 11 ve 12 sırasıyla yükün boşaltılması sonucunda stentte oluşan toplam yer değiştirme ve von Mises gerilmesi dağılımlarını göstermektedir. Bu şekillerden görülebileceği gibi stent üzerindeki kalıcı yer değiştirme ve gerilme değerleri ihmal edilebilir seviyededir. Oluşturulan malzeme modeli ile Nitinol stent çatalı süperelastik bir davranış göstermektedir.



Şekil 12. Boşaltma sonucunda stent çatalında oluşan maksimum von Mises gerilmesi dağılımı.

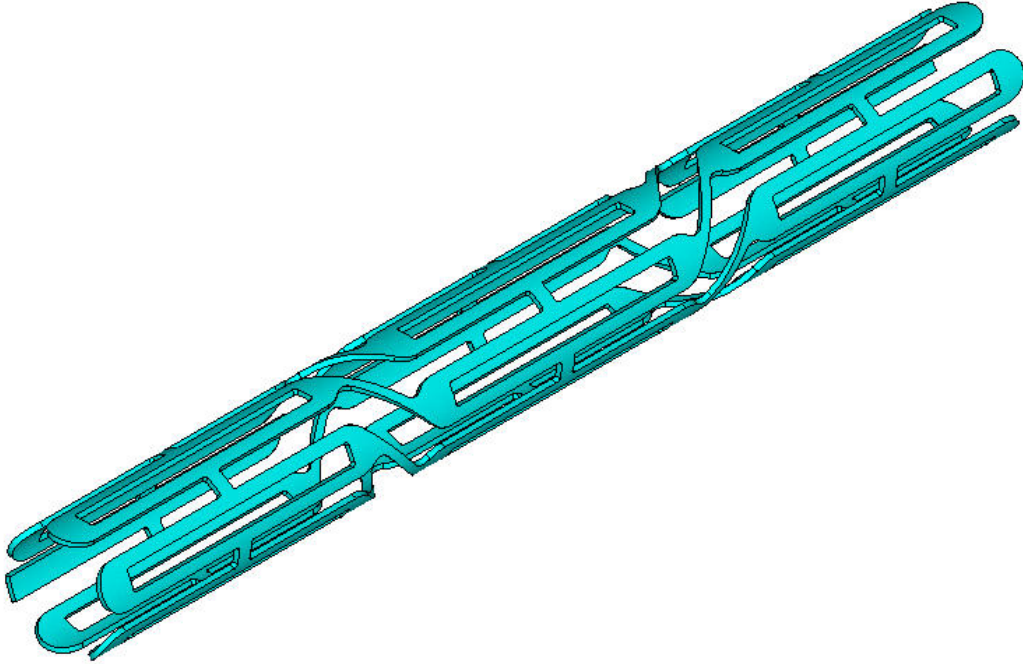


Şekil 13. Nitinol stent çatalının süperelastik historisi.

Şekil 13’de Nitinol stent sektörünün gerilmenin maksimum olduğu bölgesinde gerilme-şekil değiştirme eğrisi görülmektedir.

Bu çalışmanın devamında bir koroner stentin süperelastik davranışı analiz edildi. Analizlerde stentin aksenal deformasyonunun ve sıcaklık şartının süperelastik davranışı üzerine etkileri incelendi. Stentin katı modeli SolidWorks programında oluşturularak model ANSYS sonlu elemanlar programına aktarıldı. Auricchio [18] tarafından geliştirilen ve ANSYS programında kullanılan SMA malzeme modeli kullanılarak analizler yapıldı. Stentin farklı deformasyon oranlarında ve farklı sıcaklık şartlarında yükleme-boşaltma çevrimleriyle analizleri yapılarak süperelastik davranışı üzerine deformasyon ve sıcaklığın etkisi araştırıldı. Analizler sonucunda stent üzerindeki yüksek gerilme bölgeleri belirlendi.

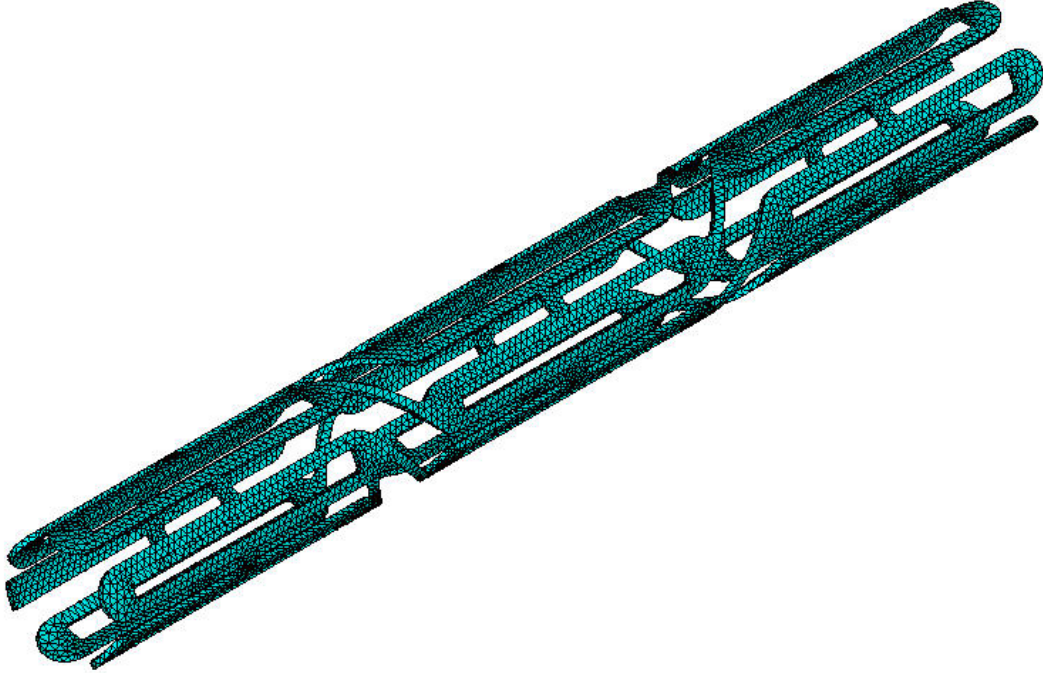
İç yarıçapı $R = 0.765$ mm, et kalınlığı $h = 0.076$ mm ve boyu $L = 14.986$ mm olan bir koroner stentin farklı deformasyon miktarlarındaki ve farklı sıcaklık şartlarındaki süperelastik analizleri ANSYS sonlu elemanlar yazılımı kullanılarak yapıldı (Şekil 14).



Şekil 14. Koroner stentin katı modeli.

Koroner stent 20 düğüm noktalı, her bir düğümde 3 serbestlik dereceli SOLID186 eleman ile modellendi. Analizler için 32814 adet üçgen dörtyüzlü elemandan oluşan bir sonlu eleman modeli kullanıldı (Şekil 15). Stent 30°C’de radyal yönde 0.5R, 0.75R ve 1.0R oranlarında

şekil değiştirecek tarzda yükleme-boşaltma çevrimlerine maruz bırakıldı. Şekil hafızalı stentin 30°'deki malzeme özellikleri Tablo 1'de verilmiştir.

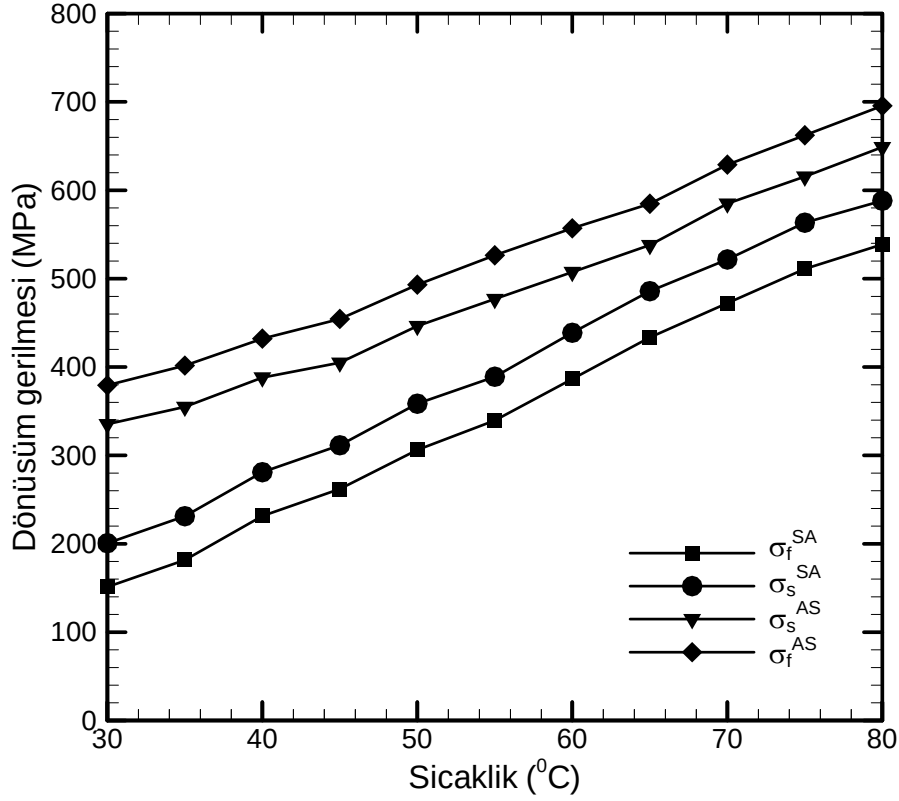


Şekil 15. Koroner stentin sonlu elemanlar modeli.

Tablo 1. Şekil hafızalı stentin malzeme özellikler (T=30°C).

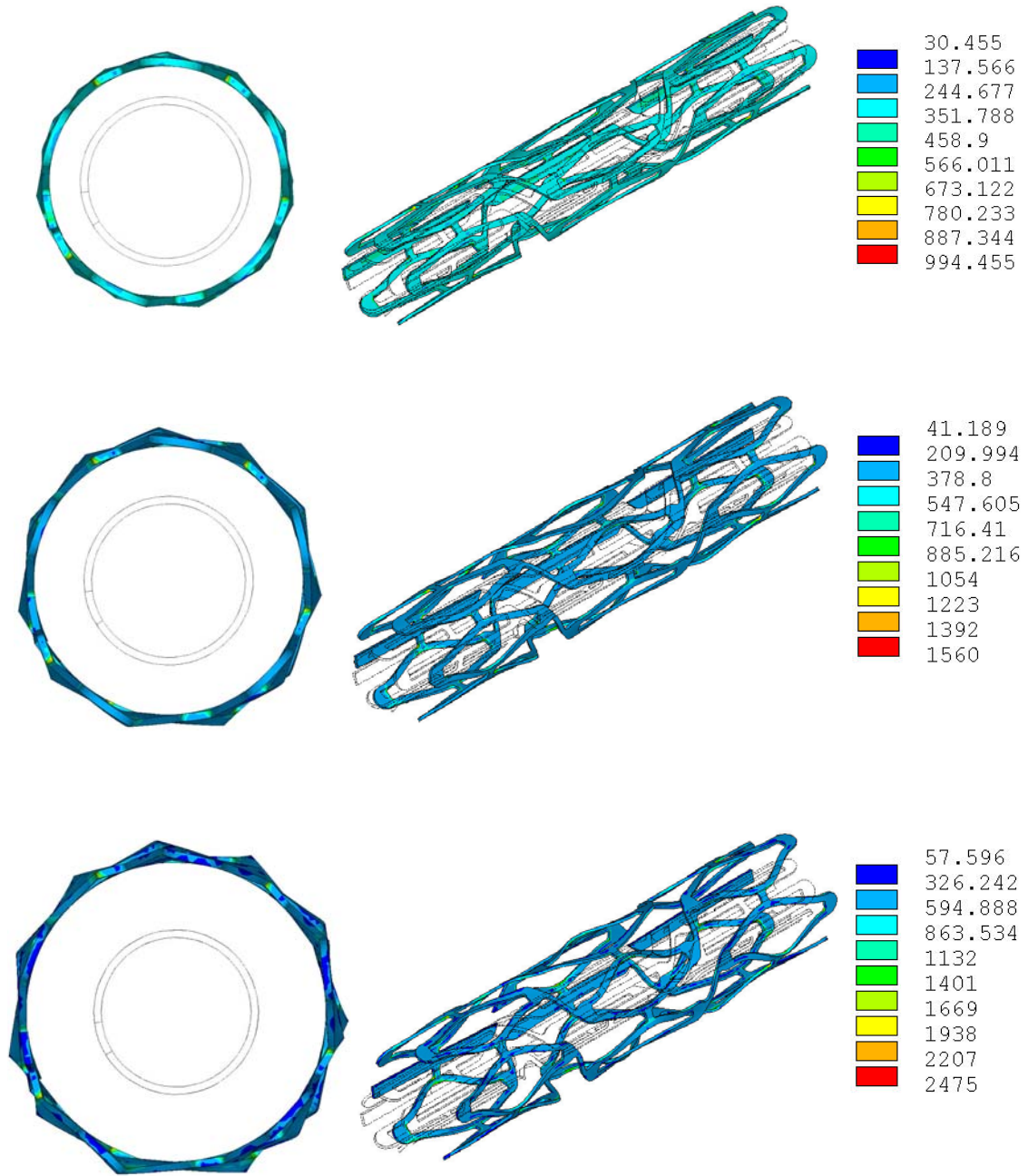
Ostenit fazın Elastiklik Modülü (MPa), E_a	32000
Martenzit fazın Elastiklik Modülü (MPa), E_m	32000
Poisson Oranı, ν	0.3
Martenzit dönüşümü için başlangıç gerilmesi (MPa), σ_s^{AS}	335.4
Martenzit dönüşümü için bitiş gerilmesi (MPa), σ_f^{AS}	379.38
Ostenit dönüşümü için başlangıç gerilmesi (MPa), σ_s^{SA}	200.7
Ostenit dönüşümü için bitiş gerilmesi (MPa), σ_f^{SA}	151.21
Dönüşüm bölgesindeki maksimum artık şekil değişimi, ε_L	0.0385
Malzeme parametresi, α	0

Şekil 16’da gösterilen ve şekil hafızalı alaşımın sıcaklığa bağlı dönüşüm gerilmeleri literatürden elde edildi [19]. Öncelikle 30°C sıcaklıkta şekil hafızalı koroner stent radyal yönde 0.5R, 0.75R ve 1.0R oranlarında deformasyona zorlanarak maksimum deformasyon anındaki von Mises gerilme dağılımları incelendi.

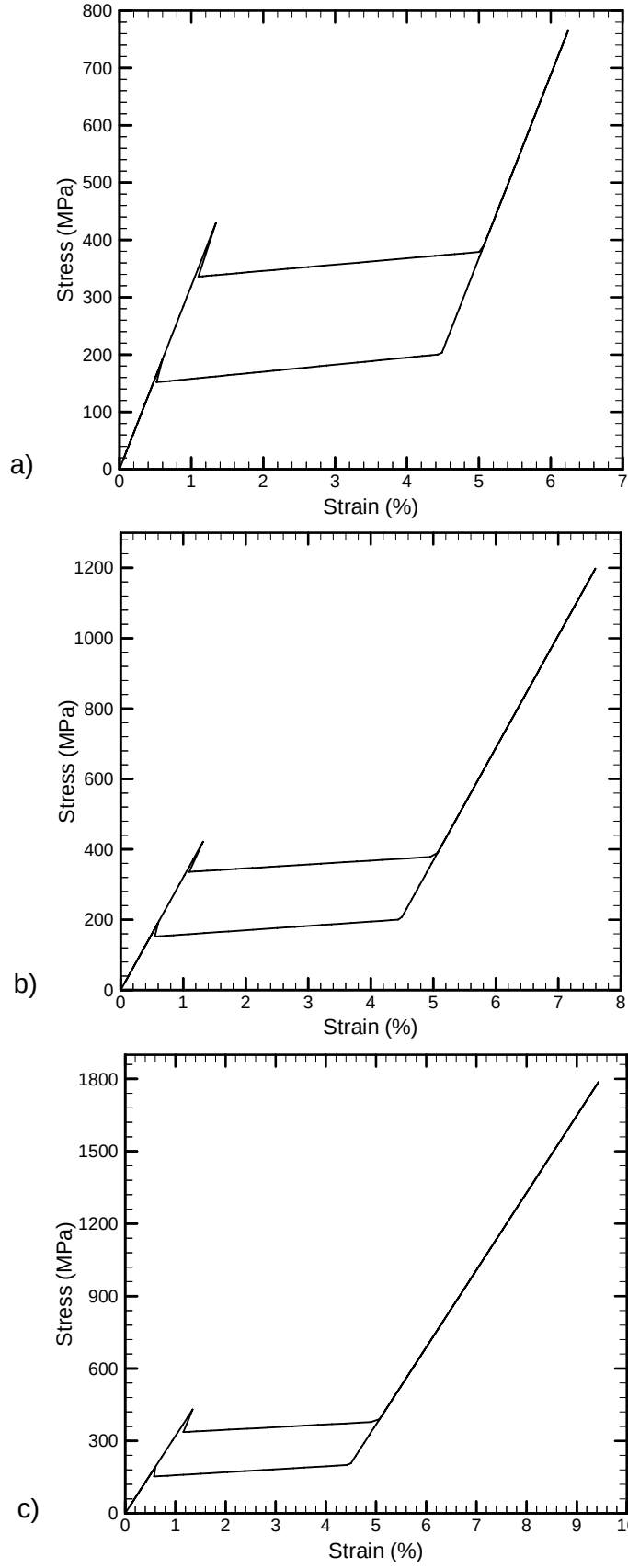


Şekil 16. Dönüşüm gerilmelerine sıcaklığın etkisi [19].

Şekil 17, radyal yerdeğiştirmenin şekil hafızalı koroner stentin gerilme dağılımı üzerindeki etkisini göstermektedir. Radyal deplasman miktarı arttıkça maksimum von Mises gerilmesinin de arttığı görülmüştür. Radyal yerdeğiştirme 2 kat artırıldığında von Mises gerilme değeri yaklaşık 2.5 kat artmaktadır. Şekil 18 radyal yerdeğiştirmenin stentin süperelastik historisi üzerindeki etkisini göstermektedir. Artan radyal deplasmanın şekil hafızalı stentin histerezisi üzerinde bir etkisinin olmadığı, sadece martenzitik yapının gerilme-şekil değiştirme değerlerini artırdığı görülmüştür.

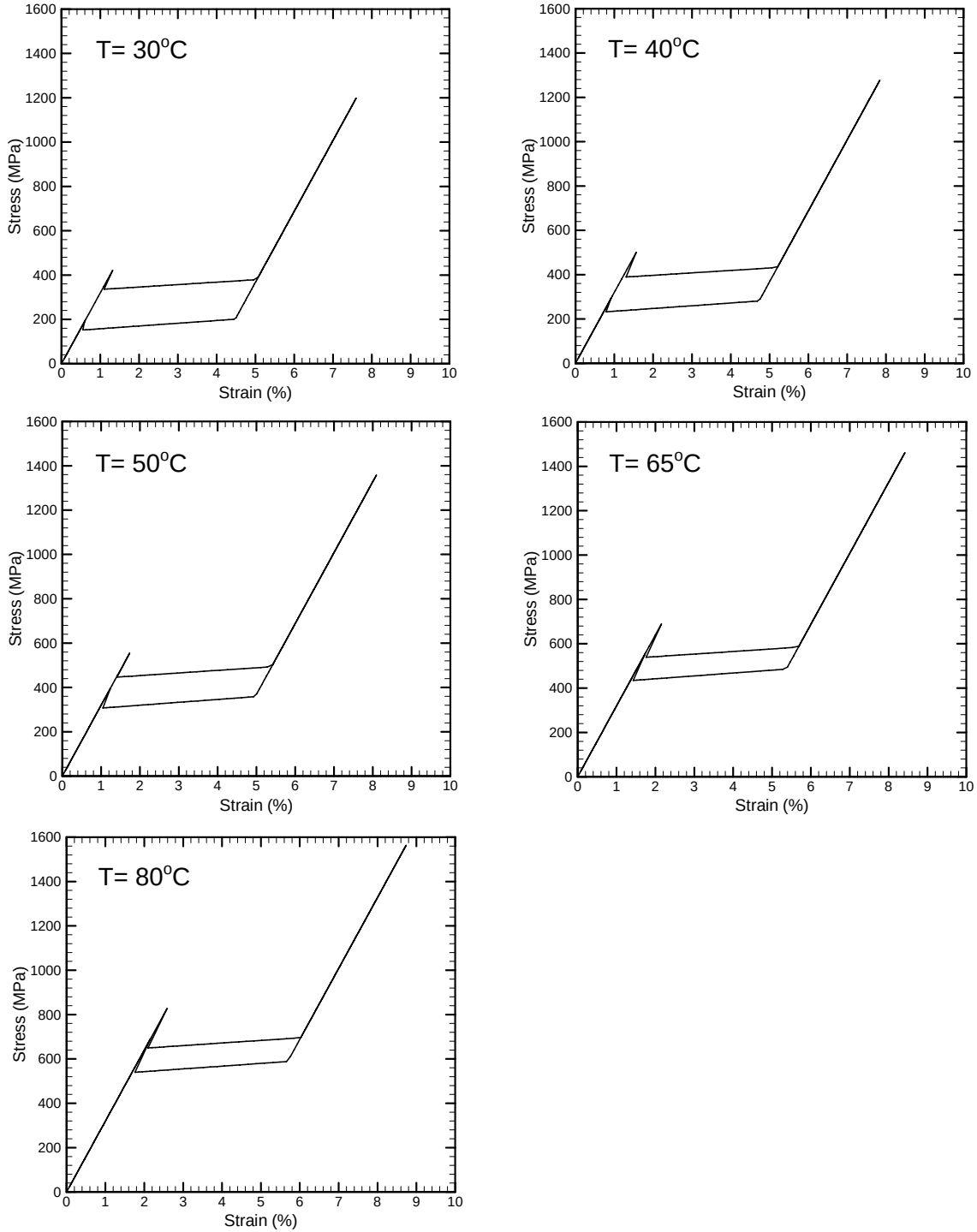


Şekil 17. Radyal yer değiştirmeler (a) 0.5R, (b) 0.75R ve (c) 1.0R için stentte meydana gelen von Mises gerilme dağılımları (MPa).



Şekil 18. Radyal yer değiştirmeler (a) 0.5R, (b) 0.75R ve (c) 1.0R için stentin süperelastik historileri ($T=30^{\circ}\text{C}$).

Şekil 19’da şekil hafızalı koroner stentin süperelastik davranışı üzerinde sıcaklık değişiminin etkisi görülmektedir. Sıcaklık arttıkça dönüşüm gerilme-şekil değiştirme değerleri artmakta ve ostenitik ve martenzitik fazlar arasındaki geçiş fazının azaldığı görülmektedir. Sonuç olarak, şekil hafızalı stentin rijitliği ve maksimum artık şekil değiştirme değerleri üzerinde sıcaklığın önemli bir etkisinin olduğu görülmektedir.



Şekil 19. Sıcaklık değişiminin stentin süperelastik historisi üzerine etkisi (0.75R).

5. TARTIŞMA VE SONUÇ

Başlangıçta Nitinol stent çatalının süperelastik davranışı sonlu elemanlar metodu kullanılarak analiz edildi. Analizler için bir SMA modeli kullanıldı ve yükleme-boşaltma çevrimi neticesinde stent çatalı süperelastik bir davranış sergiledi ve gerilme yığılma bölgeleri belirlendi. Bu temel çalışmadan sonra mevcut model gerçek bir koroner stent modeline tatbik edildi. Şöyle ki, şekil hafızalı koroner stentin farklı deformasyonlar ve farklı sıcaklık şartlarında yapılan yükleme-boşaltma çevrimleri sonucunda süperelastik davranışı incelendi. Radyal yöndeki yerdeğiştirmenin artırılmasıyla stentin von Mises gerilme değerlerinin orantılı bir şekilde arttığı, ancak stentin histerezisi üzerinde bir etkisinin olmadığı ve sadece martenzitik yapının gerilme-şekil değiştirme değerlerinin arttığı görülmüştür. Bununla beraber, sıcaklık şartındaki artış stentin süperelastik davranışını etkilemektedir. Yani, stentin rijitliği ve maksimum artık şekil değiştirmesi sıcaklığın bir fonksiyonudur. Ayrıca analizler sonucunda stent üzerindeki yüksek gerilme bölgeleri kritik yorulma bölgeleridir ve ileriki çalışmalarda bununla ilgili bir yorulma analizinin yapılması düşünülmektedir.

5. KAYNAKLAR

1. Akdoğan, A. ve Nurveren, K., Şekil hafızalı alaşımlar, Mühendis ve Makina, 521, 1-14, 2003
2. Buehler, W.J. and Wiley, R.C., US patent 3, 174, 851: nickel-based alloys, 1965.
3. Tanaka, K., A thermo-mechanical sketch of shape memory effect: one dimensional tensile behaviour, Res. Mech., 8, 251-263, 1986.
4. Tanaka, K. and Nagaki, S., A thermomechanical description of materials with internal variables in the process of phase transformation, Ingenieur-Archiv, 51, 287-299, 1982.
5. Liang, C. and Rogers, C.A., One dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory material, J Intell Mater Struct, 20, 207-234, 1990.
6. Rogers, C.A. and Liang, C., Behaviour of shape memory alloy reinforced composite plates, Part I: model of formulations and control concepts, In: Proceedings of the 30th structures, structural dynamics and materials conference, Mobile, AL, 1989. p. 2011-7.

7. Xue, D.Y. and Mei, C., A study of the application of shape memory alloy in panel flutter control, In: Proceedings of 5th international conference on recent advances in structural dynamics 1994. p. 412–22.
8. Cross, W.B., Kariotis, A.H. and Stimler, F.J., Nitinol characterization study, NASA CR-1433, 1969.
9. Jackson, C.M., Wagner, H.J. and Wasilewski, R.J., 55-Nitinol the alloy with a memory: its physical metallurgy, properties and applications, NASA SP-5110, 1972.
10. Auricchio, F. and Sacco, E., A one-dimensional model for superelastic shape memory alloys with different elastic properties between austenite and martensite, *Int. J. Non-Linear Mechanics*, 32, 1101-1114, 1997.
11. Trochu, F. and Qian, Y., Nonlinear finite element simulation of superelastic shape memory alloy parts, *Computers and Structures*, 62, 799-810, 1997.
12. Collet, M., Foltete, E. and LExcellent, C., Analysis of the behaviour of a shape memory alloy beam under dynamical loading, *Eur. J. Mech. A/Solids*, 20, 615-630, 2002.
13. Liew, K.M., Kitipornchai, S., Ng, T.Y. and Zou, G.P., Multi-dimensional superelastic behaviour of shape memory alloys via nonlinear finite element method, *Engineering Structures*, 24, 51-57, 2002.
14. Marfia, S., Micro-macro analysis of shape memory alloy composites, *Int. J. Solids and Structures*, 42, 3677-3699, 2005.
15. Wang, X.M. and Yue, Z.F., Three-dimensional thermomechanical modeling of pseudoelasticity in shape memory alloys with different elastic properties between austenite and martensite, *Materials Science and Engineering A*, 425, 83-93, 2006.
16. Zhang, Y. and Zhao, Y., A study of composite beam with shape memory alloy arbitrarily embedded under thermal and mechanical loadings, *Materials and Design*, 28, 1096-1115, 2007.

17. Motahari, S.A. and Ghassemieh, M., Multilinear one-dimensional shape memory material model for use in structural engineering applications, *Engineering Structures* 29, 904-913, 2007.
18. Auricchio, F., Taylor, R.L., Lubliner, J., Shape-Memory Alloys: Macromodeling and Numerical Simulations of the Superelastic Behavior. *Computational Methods in Applied Mechanical Engineering* 146, 281-312, 1997.
19. Terriault, P., Viens, F., Brailovski, V., Non-isothermal finite element modeling of a shape memory alloy actuator using Ansys. *Computational Materials Science* 36, 397–410, 2006.

Proje kapsamında yapılan yayınların detayları aşağıda verilmiştir:

R. Güneş, M.K. Apalak ve H. Gölge, “Şekil Hafızalı Stentin Süperelastik Davranışının Analizi”, *Uluslararası Katılımlı V. Ulusal Biyomekanik Kongresi*, 23-25 Eylül 2010, Çeşme İzmir.