

# PLAKLI BİR DAMAR İLE NİTİNOL STENT ETKİLEŞİMİN SONLU ELEMANLAR YÖNTEMİYLE İNCELENMESİ

Recep GÜNEŞ<sup>\*1</sup>, Ömer ÇAM<sup>2</sup> ve M. Kemal APALAK<sup>1</sup>

<sup>1</sup>Erciyes Üniversitesi, Makina Mühendisliği Bölümü, 38039 Kayseri, TÜRKİYE

<sup>2</sup>Erzincan Üniversitesi, Sivil Havacılık Yüksekokulu, Erzincan, TÜRKİYE

## ÖZET

Bu çalışmada, Nitinol malzemeden yapılmış olan bir stent ile plaklı damar arasındaki etkileşim sonlu elemanlar yöntemiyle incelenmiştir. Modellenen sistem ile Nitinol stente, kalbin kasılması (sistolik) ve gevşemesi (diyastolik) esnasında meydana gelen basınç değerleri yük olarak uygulanmıştır. Oluşan gerilme değerleri ışığında, Nitinol stentin plak ihtiva eden damar içindeki uygunluğu araştırılmıştır. Analizlerde kullanılan stentin şekil hafızalı bir alaşım olan Nitinol alaşımından yapıldığı, damar ve plağın ise lineer elastik olarak davrandığı kabul edilmiştir. Analizler sonucunda, kalbin çalışması esnasında Nitinol stent ile genişletilen plaklı bir damar yapısında meydana gelen gerilme ve deformasyonlar değerlendirilmiş ve damar içerisindeki plaklı yapının Nitinol stent ile uygun olarak genişletilebileceği sonucuna varılmıştır.

Anahtar Kelimeler: Şekil hafızalı alaşım, Nitinol stent, Sonlu elemanlar metodu

## INVESTIGATION OF INTERACTION BETWEEN NITINOL STENT AND A VASCULAR PLAQUE USING FINITE ELEMENT METHOD

### ABSTRACT

In this study, the interaction between the Nitinol stent and the artery with plaque was investigated using finite element method. The occurring pressure values during the cardiac contraction (systolic) and loosening (diastolic) were applied as loading to the modeled system with Nitinol stent. In the light of the stress values, the suitability of the Nitinol stent in an artery with plaque was investigated. In the analysis, Nitinol stent was assumed to be shape memory alloy, and artery and plaque were assumed to behave linearly elastic. As a result, the stress and deformations in the plaque and artery due to the interference of Nitinol stent were discussed and concluded that the structure of artery with plaque can be expanded in accordance with Nitinol stent.

Keywords: Shape memory alloys, Nitinol stent, Finite element method

---

\* Corresponding author

E-mail: recepg@erciyes.edu.tr

## 1. GİRİŞ

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 ostenitik faz (yüksek sıcaklık fazı) sıcaklığına geçtiklerinde büyük oranda geri kazanabilmeleri şekil hafıza etkisi olarak tanımlanırken, alaşım ostenit fazda iken herhangi bir sıcaklık değişimi olmaksızın sadece uygulanan gerilmenin veya yükün kaldırılması sonucunda ilk şeklini tekrar kazanması ise süperelastisite olarak tanımlanır [1].

Şekil hafızalı dönüşüm ilk olarak AuCd alaşımlarında 1932 yılında Chang ve Read tarafından anlaşılmış, 1938'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 Nikel-Titanyum alaşımlarda şekil hafıza etkisi belirlenmiştir. 1965'de, Naval Ordnance Labratuvarında Buehler ve Wiley [2] tarafından nikel ve titanyumdan ilk patentli şekil hafızalı alaşımlar (NITINOL) üretildi. O zamandan beri, şekil hafızalı alaşımlar ile ilgili birçok çalışma yapılmıştır. Şekil hafızalı alaşımlarda yapısal ilişkilerin teorik olarak geliştirilmesi ya da deneysel olarak çalışılması Tanaka [3], Tanaka ve Nagaki [4], Liang ve Rogers [5], Rogers ve Liang [6], Xue ve Mei [7], Cross ve arkadaşları [8], Jackson ve arkadaşları [9] tarafında yapıldı.

Auricchio ve Sacco [10] farklı elastik özelliklere sahip ostenit 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] süperelastik şekil hafızalı alaşımların lineer olmayan sonlu eleman simülasyonlarını çalıştılar. Collet ve arkadaşları [12] dinamik yüklere maruz Cu-Al-Be şekil hafızalı bir kırışın 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 süperelastik 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 kırışları çalıştılar. Çalışmalarında birçok 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.

NiTi alaşımlarının korozyona karşı mükemmel direnci, biyoyumluluğu, 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 kendi kendine genişleyen (self-expanding) stent yapımında yoğun olarak kullanılmaktadır. Koroner damardaki daralan bölgeye balon ile genişletilen (balloon-expandable) stent takıldıktan sonra, aynı bölgede tekrar daralma (recoil) gelişebiliyor veya anjiyoplasti sırasında damar duvarının iç yüzünde oluşabilecek küçük bir yırtıktan (diseksiyon) dolayı damarın tam tıkanması ve buna bağlı problemler sıklıkla oluşuyordu. Bunun üstesinden gelmek için damar duvarına mekanik olarak destek olan kendi kendine genişleyen (self-expanding) NiTi stent geliştirildi [18-20].

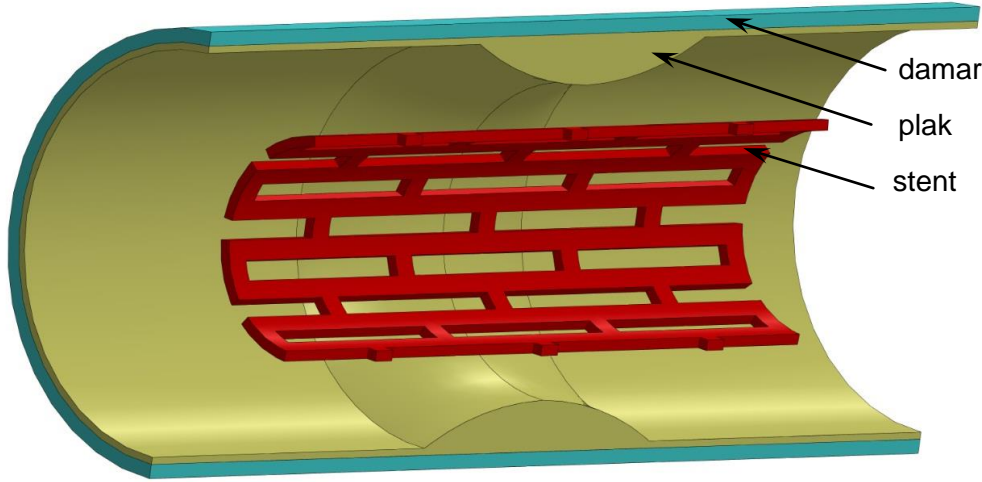
Nitinol malzemenin sonlu elemanlar analizi sonucunda süperelastiklik davranışının stent tasarımı için oldukça başarılı olduğu yapılan analiz ve deney sonuçlarında görülmektedir. Kendinden genişleyebilen Nitinol stentler balonla genişleyebilen stentlere göre birçok özelliği göze çarpmaktadır. Karşılaştırma yapıldığında balonla genişleyebilen stentlere göre kendinden genişleyebilen stentler üzerine dış doğru basınç uygulandığında yüksek direnç sağladığı, içe doğru basınç uygulandığında ise yüksek sıkıştırma direnci sağladığı görülmüştür [21,22].

David Chua ve arkadaşları [23] plaklı bir damar ile balonla genişletilen stent etkileşimini sonlu elemanlar metodunu kullanarak araştırdılar. Stent yerleştirildikten sonra stent ile birlikte plak ve damarda oluşan gerilmeleri incelediler. Prabhu ve arkadaşları [24] kendinden genişleyen bir Nitinol stentin damar içine yerleştirilmesini sonlu elemanlar metodunu kullanarak simüle ettiler. Stentin damara çarpması ve damarda oluşturacağı deformasyonları incelediler ve stent parametrelerinin etkilerini araştırarak optimum stent tasarımını belirlemeye çalıştılar.

Bu çalışmada, plaklı bir damar içerisine kendinden genişleyen Nitinol stent yerleştirilerek, damar-plak-stent yapısı arasındaki etkileşim sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelenmiştir. Analizlerde plak ile damar ve plak ile stent arasında temas tarif edilmiş ve gerçek çalışma şartlarında yani, kalbin kasılma ve gevşeme evrelerinde damar içerisinde kan basıncındaki değişim dikkate alınarak gerilme analizleri yapılmıştır. Elde edilen sonuçlar detaylı olarak irdelenmiştir.

## 2. TEORİK MODEL

Bu çalışmada kullanılan stentin iç yarıçapı  $R= 1.15$  mm, et kalınlığı  $h= 0.12$  mm ve boyu  $L= 8.68$  mm'dir. Damar iç yarıçapı  $2.35$  mm ve dış yarıçapı  $2.51$  mm iken plağın iç yarıçapı en tepe noktada  $1.77$  mm'dir. Plak dış yüzeyi ile damar iç yüzeyi temas etmekte olup her ikisinde  $13$  mm uzunluğundadır (Şekil 1).



Şekil 1. Damar-plak-stent modeli.

ANSYS [26] izotermal şartlarda ileri ve geri faz dönüşümleri ile süperelastik etkileri ifade edebilen Auricchio [10] modelini kullanır. Auricchio modeli, sonlu elemanlar metodu gibi klasik hesaplama araçları tarafından kullanılabilen etkili ve güçlü bir çözüm algoritması olan, Drucker-Prager kriteri ve bir iç değişken formülasyonunu kullanır. Bu model, faz dönüşümünün termodinamiği ile ilişkili malzeme sabitlerini kullanarak şekil hafızalı alaşımların makroskopik davranışlarını tanımlayan termodinamik bünye kanunlarından farklıdır. Auricchio modelinin temel denklemleri aşağıdaki gibidir:

$$\Delta\sigma = D(\Delta\varepsilon - \Delta\varepsilon^{tr}) \quad (1)$$

$$\Delta\varepsilon^{tr} = \Delta\xi_s \varepsilon_L \frac{\partial F}{\partial \sigma} \quad (2)$$

burada  $\Delta\sigma$  ve  $\Delta\varepsilon$  sırasıyla artımlı Kirşof gerilme ve şekil değişimi,  $D$  şekil hafızalı alaşımın modülü,  $\Delta\varepsilon^{tr}$  artımlı dönüşüm şekil değişimi ve  $\varepsilon_L$  ise maksimum geri alınabilir artık şekil değişimidir.

$F$ , Drucker-Prage tipi yük fonksiyonu olup aşağıdaki formdadır:

$$F = \|t\| + 3\alpha p \quad (3)$$

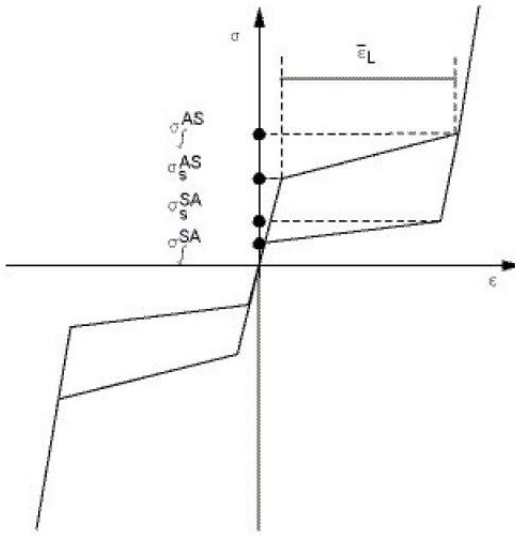
burada  $\alpha$  malzeme parametresi,  $p$  basınç olup  $p = tr(\sigma)/3$  şeklinde tanımlanır ve  $t$  ise gerilmenin deviatorik kısmı olup şu şekilde tanımlanır;  $t = \sigma - tr(\sigma)/3$ .  $\|\cdot\|$  Öklid normu ve  $tr$  ise trace operatörünü ifade eder.

İç değişken  $\xi_s$ , martenzit oranı olup (4a) ve (4b) denklemleriyle hesaplanabilir:

$$\dot{\xi}_s = -H^{AS} (1 - \xi_s) \frac{\dot{F}}{F - \sigma_f^{AS} (1 + \alpha)} \quad (4a)$$

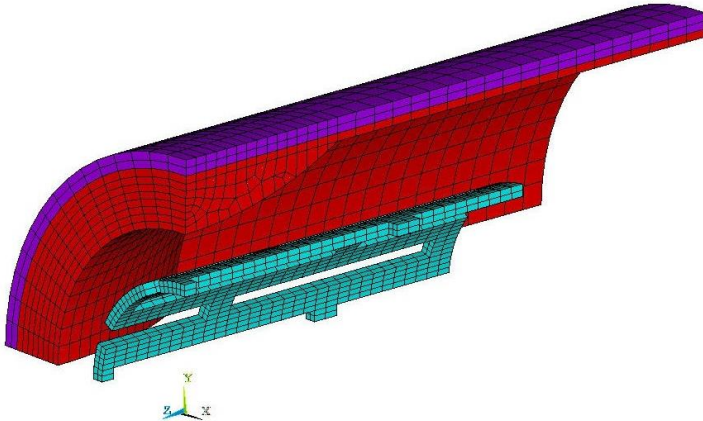
$$\dot{\xi}_s = H^{SA} \xi_s \frac{\dot{F}}{F - \sigma_f^{SA} (1 + \alpha)} \quad (4b)$$

burada  $\sigma_s^{AS}$ ,  $\sigma_f^{AS}$ ,  $\sigma_s^{SA}$  ve  $\sigma_f^{SA}$  sırasıyla martenzitin başlangıç, martenzitin bitiş, ostenitin başlangıç ve ostenitin bitiş dönüşümlerindeki kritik gerilme değerleridir.  $H^{AS}$  ve  $H^{SA}$  ise skaler büyüklüklerdir. İzotermal şartlarda süperelastik bir şekil hafızalı alaşım için Auricchio modelinin kullandığı gerilme-şekil değiştirme diyagramı Şekil 2'de görüldüğü gibidir.



Şekil 2. Auricchio modelinin kullandığı gerilme-şekil değiştirme diyagramı.

Çözümün kolaylaştırılması amacıyla geometrik simetriden faydalanılmış ve yapı sekizde bir simetrik olarak modellenmiştir. Stent 20 düğüm noktalı, herbir düğümde 3 serbestlik dereceli SOLID186 eleman ile modellenirken, damar ve plak 20 düğüm noktalı ve herbir düğümde 3 serbestlik dereli SOLID95 eleman kullanılarak modellendi. Analizler için toplam 3579 eleman kulanıldı; bunun 1104'ü stent için kullanılırken geriye kalan 2475 eleman ise plak ve damara aittir (Şekil 3).



Şekil 3. Damar-plak-stent yapısının sonlu elemanlar modeli.

Analizlerde sekizde bir simetrik model kullanıldığından, damar-plak-stent yapısının kesilen yüzeyleri simetrik yüzey olarak tanımlandı. Plak-damar yapısının arka ucunun her yöndeki hareketi kısıtlanırken, simetrik ön yüzeyde damar-plak-stent yapısının z-ekseni etrafındaki dönme hareketi de kısıtlanarak yapının sadece radyal yönde genişlemesine müsaade edildi. Damar-plak arayüzeyinde ve plak-stent arayüzeyinde SURFACE\_TO\_SURFACE temas özelliği tanımlanmış olup, stent için Auricchio tarafından geliştirilen ve ANSYS programında kullanılan SMA malzeme modeli kullanılırken, damar ve plağın lineer elastik olarak davrandıkları kabul edilmiştir. Nitinol stent ile damar ve plağa ait olan ve literatürden elde edilmiş malzeme özellikleri Tablo 1’de verilmiştir [23].

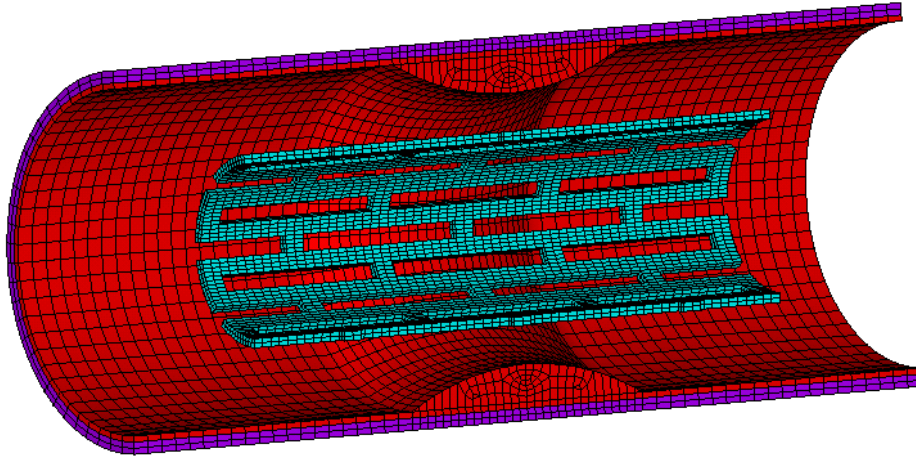
Tablo 1. Nitinol stent ile damar ve plağın mekanik özellikleri.

Özellik	Nitinol Stent	Damar	Plak
Elastiklik Modülü (MPa), $E$		1.75	2.19
Poisson Oranı, $\nu$	0.3	0.499	0.499
Ostenit fazın Elastiklik Modülü (MPa), $E_a$	32000		
Martenzit fazın Elastiklik Modülü (MPa), $E_m$	32000		
Martenzit dönüşümü için başlangıç gerilmesi (MPa), $\sigma_s^{AS}$	335.4		
Martenzit dönüşümü için bitiş gerilmesi (MPa), $\sigma_f^{AS}$	379.38		
Ostenit dönüşümü için başlangıç gerilmesi (MPa), $\sigma_s^{SA}$	200.7		
Ostenit dönüşümü için bitiş gerilmesi (MPa), $\sigma_f^{SA}$	151.21		
Dönüşüm bölgesindeki maksimum artık şekil değişimi, $\varepsilon_L$	0.0385		
Malzeme parametresi, $\alpha$	0		

### 3. SAYISAL SONUÇLAR

Nitinol stent yerleştirilmiş plaklı bir damar yapısının gerçek çalışma şartları dikkate alındığında, kalbin kasılma evresinde (sistolik evre) basınç 180 mmHg iken, kalbin gevşeme evresinde ise (diyastolik evre) basınç 80 mmHg’dir [25].

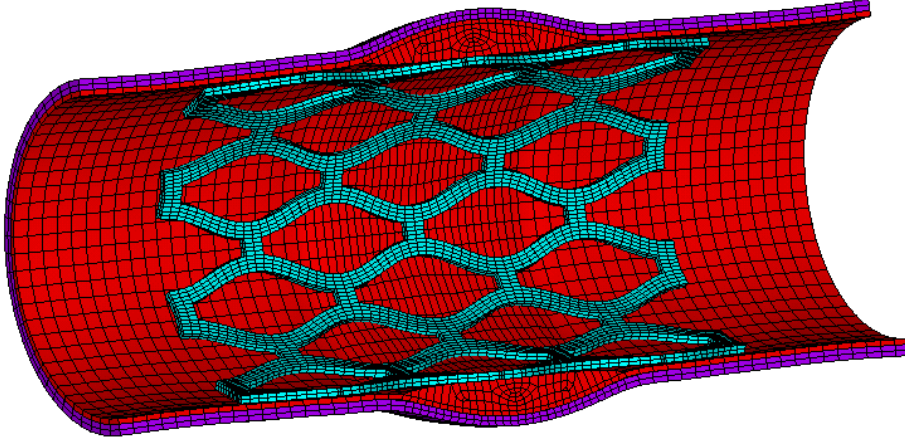
Bu değişken kan basınç durumları dikkate alınarak sonlu elemanlar metoduyla damar-plak-stent yapısının gerilme analizi 5 adımda gerçekleştirildi.



Şekil 4. Sıkıştırılmış stent ve damar-plak yapısının sonlu elemanlar modeli.

**1. Adım:** Stentin sıkıştırılması;

Kendinden genişleyebilen 1.27 mm dış yarıçapa sahip olan Nitinol stent damar içerisine yerleştirilirken soğuk sıvı banyosu sayesinde vücut ısısından daha düşük bir sıcaklığa düşürülerek bir tel sayesinde gerilmeli bir şekilde anjiyoplasti yöntemiyle damar içerisine yerleştirilir (Şekil 4).



Şekil 5. Genişletilmiş stent ve damar-plak yapısının sonlu elemanlar modeli.

**2. Adım:** Stentin genişlemesi;

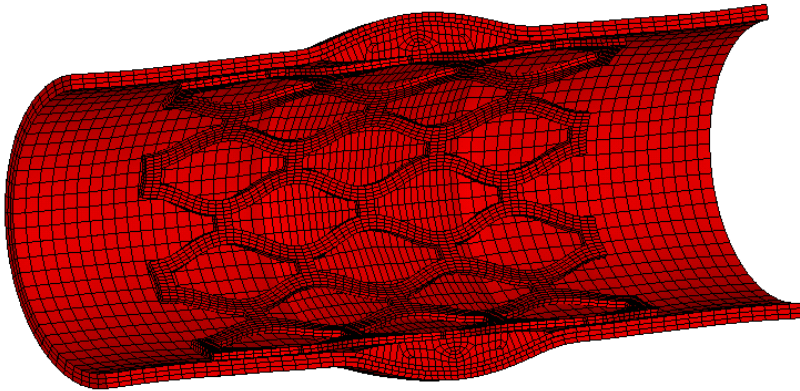
Sıkıştırma adımından sonra stenti yerleştirmek için kullanılan tel ve soğuk sıvı çekilerek stent plağın bulunduğu konumda damar içerisine bırakılır. Vücut ısısından ötürü stent tekrardan genişleyerek damar iç yarıçapı da olan 2.25 mm dış yarıçapına ulaşır ve daralan bölgeyi genişletir (Şekil 5). Stent genişlemiş haldeyken gerilmeler sıfır olmalıdır. Bu durumun sayısal analizde sağlanabilmesi için yapı elemanlarının öncelikle *kill* edilip sonra tekrar *live* edilmesi gerekir.

**3. Adım:** Elemanların *kill* edilmesi;

Elemanların *kill* edilmesi prosesinde, Ansys programı elemanları gerçekte yok etmez. Bunun yerine, elemanların rijitliklerini bir azaltma faktörüyle çarpmak suretiyle elemanları etkisiz hale getirir. Bu faktör default olarak  $1.0E-6$ 'dır.

Etkisiz hale getirilen elemanların yükleri, yük vektörü içerisinde sıfır olarak ifade edilir. Buna karşın, elemanlar yük listesinde yerlerini alırlar. Benzer şekilde, etkisiz hale getirilen elemanlar için kütle, sönümlenme, özgül ısı ve diğer etkiler de sıfır olarak ifade edilir. Bu elemanların kütle ve enerjileri de model üzerindeki toplamlara dahil edilmez. Elemanın şekil değiştirmesinde, eleman *kill* edilir edilmez sıfır olarak ayarlanır.

Sonlu elemanlar programında stentin çalışma prensibine uygun olarak yükleme yapmak için stent genişlemiş haldeyken damar-plak-stent elemanları *kill* edilir. Genişlemiş haldeyken gerilmeli ve yüklemeli olarak bulunan yapı elemanları yukarıda da ifade edildiği gibi *kill* edildikten sonra gerilmeler ve yüklemeler kaldırılmış olur (Şekil 6).



Şekil 6. Elemanlar *kill* ve *live* edildikten sonra damar-plak-stent yapısının sonlu elemanlar modeli.

#### **4. Adım:** Elemanların *live* edilmesi;

Genişlemiş vaziyette iken elemanları *kill* edilerek gerilmesiz hale getirilen damar-plak-stentin, çalışma prensibine uygun olarak tekrardan yükleme yapılabilmesi için elemanları tekrar *live* edildi. *Live* edilen elemanlar sonlu elemanlar hesaplamalarında aktif olarak kullanılırlar. Böylece yeni yükleme ve sınır şartları için yapı uygun hale getirilmiş oldu (Şekil 6).

#### **5. Adım:** Gerilme analizi;

İlk 4 adım ile plaklı damar içerisinde genişletilmiş ve gerilmesiz olarak yerleştirilen stent, bu aşamada damar içerisindeki gerçek çalışma şartları dikkate alınarak gerilme analizi için yüklemelere maruz bırakıldı. Plaklı damar içerisinde stent kalbin kasılması (sistolik evre) sırasında 180 mmHg (0.0233 MPa) basınca maruz kalırken, kalbin gevşemesi (diyastolik evre) sırasında 80 mmHg (0.0133 MPa) basınca maruz kalır. Bu yükleme şartları dikkate alınarak analizler gerçekleştirilmiştir.

Şekil 7'de kalbin kasılması evresinde (sistolik) damar-plak-stent yapısında oluşan von Mises gerilme dağılımları görülmektedir. En yüksek gerilme değeri stent üzerinde olup yaklaşık 18 MPa seviyelerindedir. Damar-plak yapısı üzerinde oluşan gerilmeler oldukça düşük seviyelerde gözlenmiş olup yaklaşık 0.016 MPa değerindedir. Benzer şekilde, kalbin gevşemesi evresinde (diyastolik) en yüksek gerilme değeri yine stent üzerinde olup yaklaşık 10 MPa iken, damar-plak yapısı üzerindeki von Mises gerilme değeri ise yaklaşık 0.009 MPa değerindedir (Şekil 8). Gerilme değerlerinin basınç değerleriyle orantılı olarak değiştiği görülmektedir.

## **4. TARTIŞMA VE ÖNERİLER**

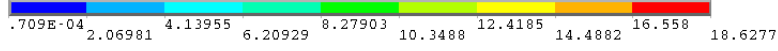
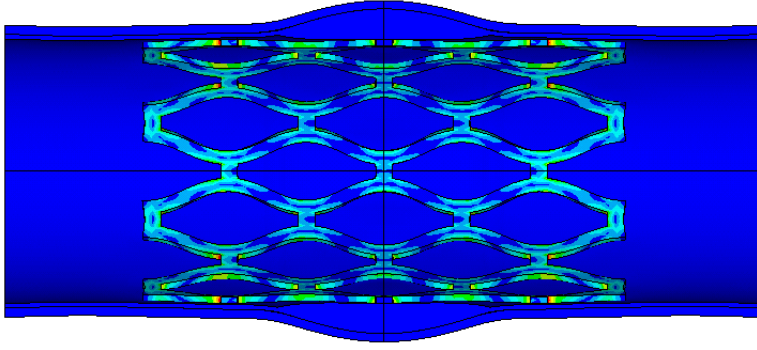
Şekil hafızalı Nitinol stentin plaklı bir damar içirisine yerleştirildikten sonra kalbin kasılması ve gevşemesi nedeniyle oluşan basınç değerleri dikkate alınarak yapılan gerilme analizi ile Nitinol stent ile damar-plak yapısının etkileşimi sonlu elemanlar metodu kullanılarak incelendi. Her iki basınç evresinde de maksimum gerilme değerlerinin Nitinol stent üzerinde olduğu ve bu gerilme değerlerinin ise basınç değerleriyle orantılı olduğu görülmüştür. Oluşan gerilme değerlerinin yeterince küçük ve literatürde mevcut şekil hafızalı alaşım olmayan stent çalışmalarıyla uyumlu olduğu görülmüştür. Buna göre plaklı bir damarı genişletmek için kullanılan Nitinol stentin yapı içerisinde emniyetli olarak çalışabileceği düşünülebilir.

Bundan sonra yapılacak çalışmalarda, kan basıncının çevrimsel yükleme durumu dikkate alınarak Nitinol stentin yorulma analizinin yapılması düşünülmektedir. Bununla birlikte, analizlerde damar ve plak yapısının hiperelastik malzeme modeli kullanılarak modellenmesi de ileride yapılması tasarlanan bir çalışmadır.

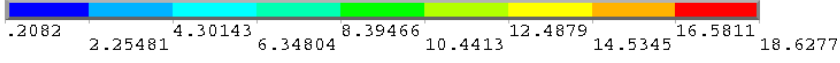
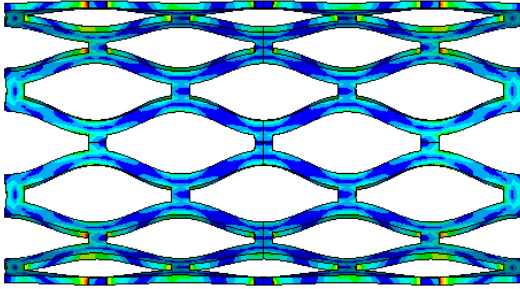
## **5. TEŞEKKÜR**

Bu çalışma, Erciyes Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Koordinasyon Birimi tarafından sağlanan FBA-07-05 nolu araştırma projesi projesi desteği ile yapılmıştır. Desteğinden dolayı teşekkür ederiz.

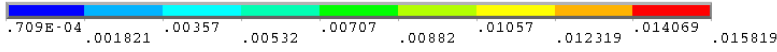
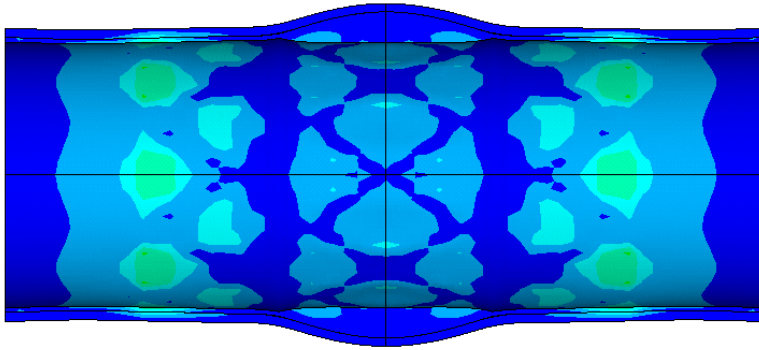




a) Damar-plak-stent



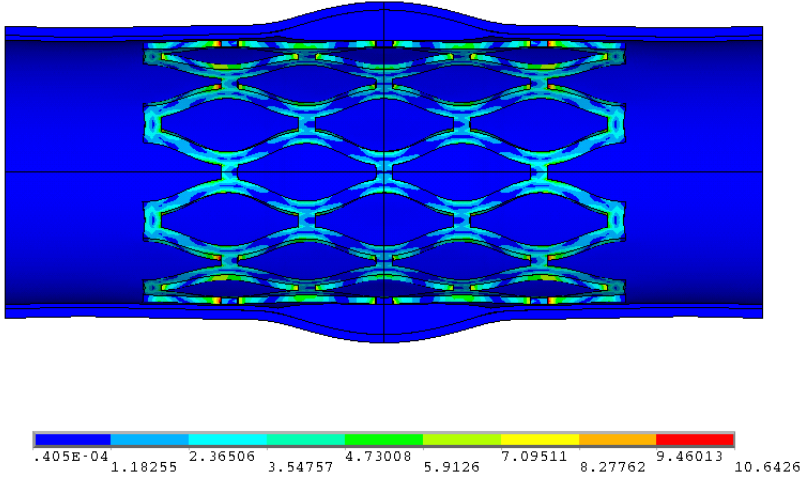
b) Stent



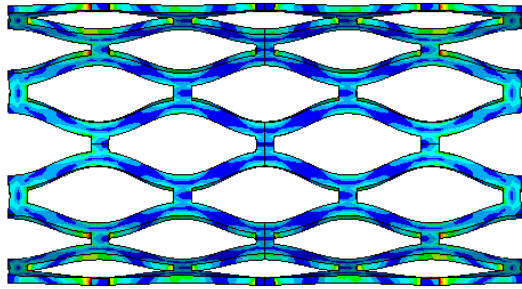
c) Damar-plak

Şekil 7. Sistolik evrede (180 mmHg basınç) damar-plak-stent yapısında oluşan von Mises gerilme dağılımı (stent dış yarıçapı = 2.25 mm, gerilmeler MPa)

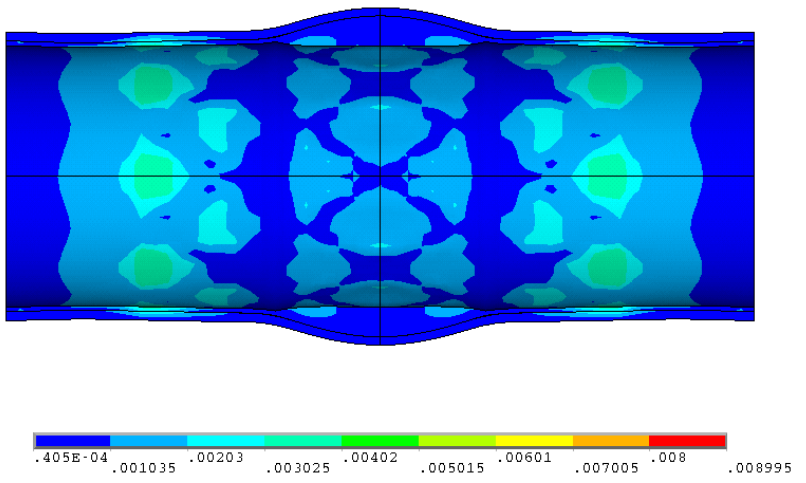




a) Damap-plak-stent



b) Stent



c) Damar-plak

Şekil 8. Diyastolik evrede (80 mmHg basınç) damar-plak-stent yapısında oluşan von Mises gerilme dağılımı (stent dış yarıçapı = 2.25 mm, gerilmeler MPa)

## KAYNAKLAR

- [1] Patoor, E., Lagoudas, D.C., Entchev, P.B., Brinson, L.C., Gao, X., Shape memory alloys, Part I: General properties and modeling of single crystals. *Mechanics of Materials* 38, 391-429, 2006.
- [2] Buehler, W.J., Wiley, R.C., 1965. Nickel-based alloys. US patent 3, 174, 851.
- [3] Tanaka, K., A thermo-mechanical sketch of shape memory effect: one dimensional tensile behavior. *Res. Mech.* 8, 251-263, 1986.
- [4] Tanaka, K., 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., Rogers, C.A., One dimensional thermomechanical constitutive relations for shape memory material. *J Intell Mater Struct* 20, 207-234, 1990.
- [6] Rogers, C.A., 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, Alabama, 1989.
- [7] Xue, D.Y., 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*, Southampton, U.K, 1994.
- [8] Cross, W.B., Kariotis, A.H., Stimler, F.J., Nitinol characterization study. NASA CR-1433, 1969.
- [9] Jackson, C.M., Wagner, H.J., Wasilewski, R.J., 55-Nitinol the alloy with a memory: its physical metallurgy, properties and applications. NASA SP-5110, 1972.
- [10] Auricchio, F., 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., Qian, Y., Nonlinear finite element simulation of superelastic shape memory alloy parts. *Computers and Structures* 62, 799-810, 1997.
- [12] Collet, M., Foltete, E., 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., 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., 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., 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., Ghassemieh, M., Multilinear one-dimensional shape memory material model for use in structural engineering applications. *Engineering Structures* 29, 904-913, 2007.
- [18] Duerig, T.W., Tolomeo, D.E., Wholey, M., An overview of superelastic stent design. *Min Invas Ther & Allied Technol* 9(3/4) 235-246, 2000.

- [19] Stoeckel, D., Bonsignore, C., Duda, S., A survey of stent designs. *Min Invas Ther & Allied Technol* 11(4) 137–147, 2002.
- [20] Duerig, T.W., Wholey, M., A comparison of balloon and self expanding stents. *Min Invas Ther & Allied Technol* 11(4) 173-178, 2002.
- [21] Gong, X., Pelton, A.R., Abaqus analysis on Nitinol medical applications. *Asme*, 53, 439-440, 2002.
- [22] Perry, M.D., Chang, R.T., Finite element analysis of NiTi alloy stent deployment. *The Second International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies*. Pacific Grove, 601–606, 1997.
- [23] David Chua, S.N., MacDonald, B.J., Hashim, M.S.J, Finite element simulation of slotted tube (stent) with the presence of plaque and artery by balloon expansion. *Joernal of Materials Processing Technology*, 155-156, 1772-1779, 2004.
- [24] Prabhu, S., Feezor, C., Denison, A., Rebelo, N., Serrar, M., Deploymet of self-expanding stent in an artery. 2004 ABAQUS Users Conference, 541-550, 2004.
- [25] Hsiao, H.M., Nikanorov, A., Prabhu, S., Razavi, M., Respiration-Induced Kidney Motion on Cobalt-Chromium Stent Fatigue Resistance. *Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials*, 91B: 508–516, 2009.
- [26] ANSYS® (ver.11.0), The General Purpose Finite Element Software, Swanson Analysis Systems, Inc., Houston, Texas.