

EKİL HAFIZALI ALA İMLARIN SAĞLIK ALANINDAKİ UYGULAMALARI*Doç.Dr.Zehra Deniz YAKINCI**¹ nönü Üniversitesi, Sağlık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, Malatya***ÖZET:**

Ekil hafızalı alaşımlar, akıllı malzemeler olarak bilinip, uygun ısı ve/veya mekanik işleme maruz kaldığında, önceki ekil veya boyutuna geri dönebilme yeteneğine sahip metalik malzemelerdir. Ekil bellekli (hafızalı) alaşımlar, temel karakteristikleri, alaşıma giren elementlerin oranlarına bağlı olarak deyişen kritik bir dönüşüm sıcaklığının üzerinde ve altında farklı iki ekile ve kristal yapıya sahip olabilmeleridir. Ekil hafızalı alaşımların sıcaklık veya zor etkisiyle faz değişimine uğramaları ve buna bağlı olarak ekil değişimleri, bu alaşımlara çok farklı avantajlar kazandırmaktadır. Bu tür ekil bellek özelliğini gösteren alaşımlar, yüksek esneklik kabiliyetleri, çok iyi mekanik özellikleri, yüksek korozyon dirençleri ve uygun maliyetleri nedeniyle havacılık ve otomotiv sektörlerinin yanı sıra özellikle biyomedikal uygulamalar için çok çekici hale gelmişlerdir. Ekil hafızalı alaşımlar, makine teçhizat ve yapı malzemeleri, medikal aygıtlar ve araçlar gibi endüstriyel ve tıbbi uygulamaların yanı sıra; elektronik aygıtlar, uzay araçları gibi ileri düzey uygulamalarda ve süperelastik gözlük çerçeveleri, telefon antenleri gibi günlük hayatı kolaylaştıran birçok üründe kullanılmaktadır.

Anahtar kelimeler: ekil hafızalı alaşım, implant

Abstract

Shape memory alloys, smart materials, known as the appropriate thermal and/or mechanical processing has been exposed to, capable of the previous shape or size retook metallic material. Shape memory alloy (memory) alloys. Basic characteristics, depending on the changing rate of the elements entering the homogeneously throughout the critical temperature of a transform shape into two different above and below and have a crystal structure. Shape memory alloys with phase change in temperature or difficult effects to visit and, consequently, shape-shifting, this alloy to many different advantages. This kind of shape memory property represents the alloys, high resilience capabilities, very good mechanical properties, high corrosion resistance and appropriate costs due to the aviation and automotive industries, as well as in particular biomedical applications have become very attractive for shape memory alloys, machinery equipment and building materials, medical devices, and tools such as industrial and medical applications; electronic devices, space tools such as advanced applications and süperelastik spectacle frames, phone antennas are used in many products such as daily life easier.

Keywords: shape memory alloys, implant

G R

Günümüzde Teknolojinin geli imi ve hızlı bir ekilde ilerlemesi, sa lık ve endüstriyel alandaki gereksinimlerimizin de çe itlenmesini sa lamı tur. Bu çe itlenme bilim adamlarını ke fedilen malzemelerin özelliklerini iyile tirmeye, yeni ürünler ve üstün özellikli yeni malzemeler üretmeye yöneltmi tir. ekil hafızalı ala ımların yüksek esneklik kabiliyetleri, çok iyi mekanik özellikleri, yüksek korozyon dirençleri ve uygun maliyetleri nedeniyle pek çok alanın yanı sıra özellikle biyomedikal uygulamalar için çok çekici hale gelmi lerdir. Tüm bu uygulama alanları ekil hafızalı ala ımların sahip oldu u ekil bellek ve süperelastik özelliklerinden kaynaklanmaktadır.(1)

ekil hafızalı ala ımlar tıp alanının (ortodontik di telleri, endodontik uygulamalarda kullanılan aletler, damar tıkanıklıklarının ameliyatsız tedavisinde kullanılan stentler, ortopedik ba lantı elemanları) yanısıra robot ve hareketlendirici teknolojisi, uzay araçları, sönümleme elemanları, elektrik ba lantıları ve ince film uygulamaları, mikro-elektro-mekanik sistemler gibi çok geni uygulama alanları bulmu tur.(2,3)

Biyomedikal uygulamalarda da oldukça fazla kullanım alanına sahip olan ekil hafızalı ala ımlardan biri olan ortodontik di telleri, çarpık di leri dü kuvvet uygulayarak dü ey mesafede uygun aralı a yerle tirmekte kullanılmaktadır. Yine ekil hafızalı ala ımların biyomedikal alandaki farklı bir kullanım örne i de kalp damar tıkanıklıklarının ameliyatsız tedavisinde kullanılan stentlerdir. Stentler radyal bir yay ekline sahip olup, damar tıkanıklığının bulundu u bölgeye, büzülmü olarak bir baloncuk vasıtasıyla yerle tirilirler. Baloncunun çekilmesi ile vücut sıcaklığına ula an stent ekil bellek etkisi ile, dönü üm göstererek, büzü türülmeden önceki çapına geni lemek ister ve damara geni leme yönünde bir kuvvet uygular. Damar çeperinin geni lemesi ile neticelenen bu süreç, tıkanık olan damarın yüksek oranda açılmasını sa lar.

ekil hafızalı ala ımların kullanım alanları gösterdikleri süperelastiklik ve ekil hatırlama etkisi gibi iki önemli özelli e ba lıdır.

Süperelastik durumda küçük bir kuvvet ile çok fazla bir deformasyon olu turulabilir. Deformasyon kaldırıldı nda ise malzeme sıcaklığına ihtiyacı duymadan orijinal ekline dönebilmektedir.

ekil hatırlama etkisi tek ve çift yönlü olmak üzere ikiye ayrılır. Kuvvet uygulama veya kuvvet uygulamama dönü ünden sonra artan gerilme gösterir. Sıcaklık arttırıldı nda ise malzeme eski haline dönme olayı gösteriyorsa tek yönlü ekil hatırlamadır. E er malzeme ısıtıldıktan sonra tekrar so utulup de i im gösteriyorsa çift yönlü ekil hatırlama etkisidir. ekil hafızalı ala ımlar sıcaklık ve kuvvete ba lı olarak

martensitik ve ostenit olmak üzere iki farklı faza sahiptir.(4)

ekil hafızalı ala ımlar uygulanan kuvvet sonucu olu an gerginli in sıcaklık kullanılarak düzeltilebilme özelli i (ostenit-martensitik faz dönü ümü) göstermelerinden dolayı aktüatör, medikal cihazlarda ve martensitik dönü üm ile belirli bir sıcaklıkta ısıtılarak deformasyona u ramı halden orijinal hale dönebilme yetene inden dolayı mühendislik ve tıp gibi birçok alanda kullanılmakta ve her geçen gün kullanım alanları artmaktadır [5].

ekil hafızalı ala ımların ba nda Nikel, Titanyum gelmektedir. Vanadyum (V), Molibden (Mo), Niobiyum (Nb) gibi elementlerin titanyum ile karı tırılması sonucunda elde edilen matriks titanyum ala ımı olarak bilinir. Titanyum organik bir malzemedir. Titanyumun kapsamlı ve tercih edilmesini sa layan güçlü özellikleri vardır. Bu özelliklerden bazıları unlardır: dü ük yo unluk ($4,5 \text{ g/cm}^3$), yüksek spesifik dayanım, kırılma tokluğu, yorulma dayanımı, çatlak yayılımına kar lı direnç, dü ük sıcaklıkta yüksek tokluk ve mükemmel korozyon direncidir. Bazı titanyum ala ımlarının en yüksek çalı ma sıcaklığı yakla ık 550 0C ile 700 0C arasındadır [6,7].

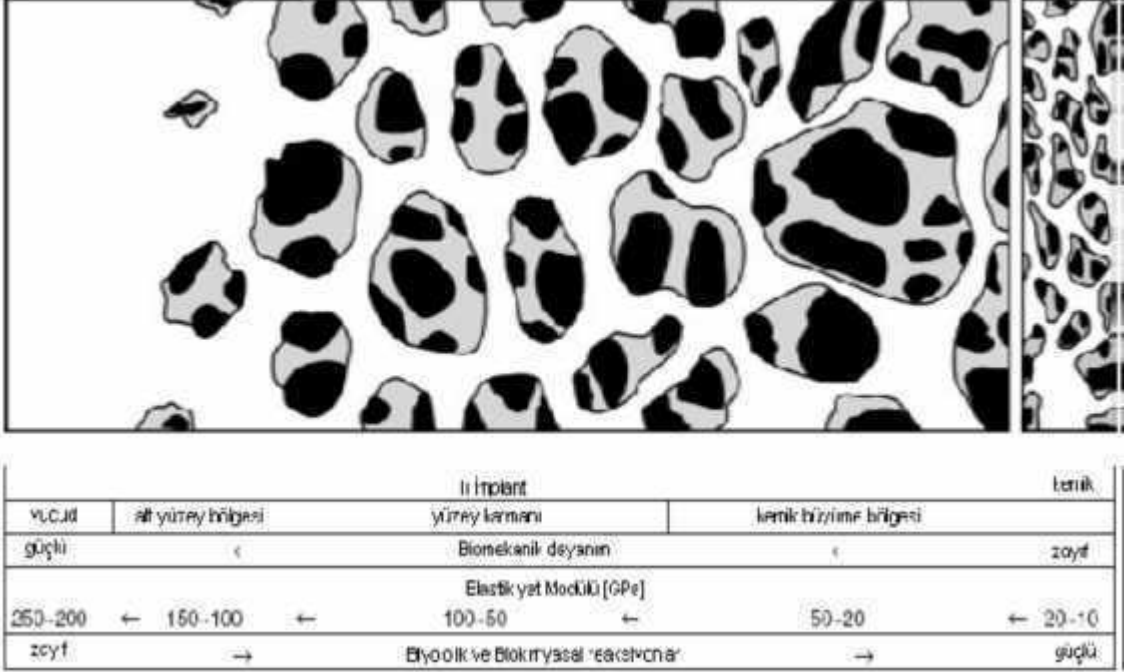
Medikal ve di implantı uygulamaları için titanyum malzemesinin kullanımı son on yıl içinde artı göstermi tir. Bu artı n ana sebeplerinden biri titanyumun kendine has özelliklerinden dolayı implant tasarımı için uygun olmasıdır. Yüksek yük taşıma ve yorulmanın önemli oldu u durumlarda örne in kalça protezi gibi uygulamalar için uygun dayanım, korozyon direnci, a ırlı nın az olması, iyi biyoya nma özellikleri ve biyouyumluluktan dolayı titanyum tercih edilir. Döküm teknolojisinde, toz metalürjisinde ve titanyum malzemesinde meydana gelen geli meler cerrah ve hastaların yararına yönelik avantajları da beraberinde getirmektedir.

implantlarda bulunması gereken genel özelliklerden birisi, vücutun neresinde kullanırsa kullanılsın yumu ak ya da sert kom u dokular ile uyumlu ve kararlı bir mekanik ili ki kurabilmesidir. Kararsız bir implant, hedeflenen etkiyi sa layamayabilir, tamamen fonksiyonunu kaybedebilir ya da dokuya a ırı derecede zarar verebilir. Bu durumların her biri hasta açısından rahatsızlık ve acı vericidir. Kararsız bir implant aslında ba arısızlıktır ve uygulama sonrası tekrar cerrahi müdahale ile çıkarılması gerekebilir. Uzun bir süre, herhangi bir implantın (di implantı ya da ortopedik implant) sert/yumu ak dokular tarafından çevrelenmesi "biyolojik uyumluluk" olarak tanımlanır.

Bu nedenle implantları için tercih edilen malzemeler titanyum, paslanmaz çelikler ya da seramik malzemeler ile sınırlıdır. Di ve ortopedik protezlerin, özellikle dokuyla olan yüzey bölgesi, yük aktarım fonksiyonuna cevap verebilmelidir. implantın konumlandırıldı ı yer ve dokuların çevresi arasında özgün bir gerilim-gerinim alanı

olu turmalıdır. Ayrıca aralarında bir ara yüzey tabakası olmalıdır. İmplant malzemesi ve vücut dokusu arasındaki elastikiyet modülü farkından dolayı ayrı bir davranış görülebilmese rağmen, yükleme sırasında, gerinim-alan sürekliliği sağlanmalıdır. Ara yüzey geriliminin yanında elastikiyet modülleri arasındaki fark çok fazlaysa,

yerle tirilen implant büyük oranda başarısız olacaktır. Bu nedenle, implantın yüzey bölgesinin yada implantın malzemesinin mekanik özellikleri, yerle tirilen dokunun mekanik özellikleri ile uyumlu olmalıdır. Böylece yüzeyler arasındaki gerilim farkı azaltılabilir. Bu kriter “mekanik uyumluluk” olarak adlandırılır (ekil1).



ekil 1. Titanyum implantta mekanik ve biyolojik fonksiyonlarının değerlendiriminin kavramsal veematik gösterimi[6]

Bilimsel çalışmalarda, implant malzemesinin türü (metalik, seramik, polimerik) ne olursa olsun başarılı bir implantın yüzey morfolojisi için ortalama pürüzlülük değerinin üst ve alt sınırı (1-50 μm) ve ortalama tanecik boyutu (10-500 μm) olarak bulunmuştur [8]. Enerji tanecik boyutu 10 μm dan küçük olursa, yüzey fibroblastik hücreler için çok fazla zehirlenme yapabilmektedir ve bu zehirlenme fiziksel varlığı hücrelerde olumsuz etkiye sahip olmaktadır. Enerji gözenekler 500 μm 'dan büyük olursa, yüzey çok kaba olacaktır için yapısal bütünlük korunamaz. Buna da üçüncü kriter olan “morfolojik uyumluluk” denir[9,10]

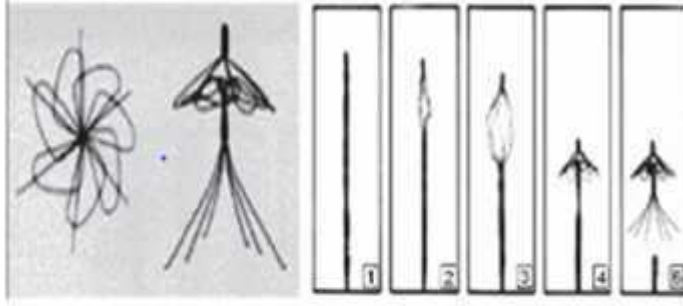
Osseointegrasyon, implant ve canlı kemik arasındaki (mikroskopu seviyesinde) direkt temas olarak tanımlanır. Ayrıca doku bilimine göre osseointegrasyon, kemik-implant arayüzeyinde lif dokusu gelişiminin implantın çevresinde sabit kemik dokusu oluşumu olarak tanımlanır [11,12]. Fonksiyonel uyumluluk koşulları ve osseointegrasyonun klinik başarısı çeşitli faktörlerin kontrolüne bağlıdır. Bu faktörler:

- 1- Biyo uyumluluk,
- 2- Ba lantının tasarımı; vida tasarımı, birim hacimde daha büyük yüzeyolu turma ve

uygulanen kuvvetlerin etidatılımın sağlanması,
3- Osseointegrasyonun devamlılığı için implant bakımının ve en uygun protez tasarımının hazırlanması

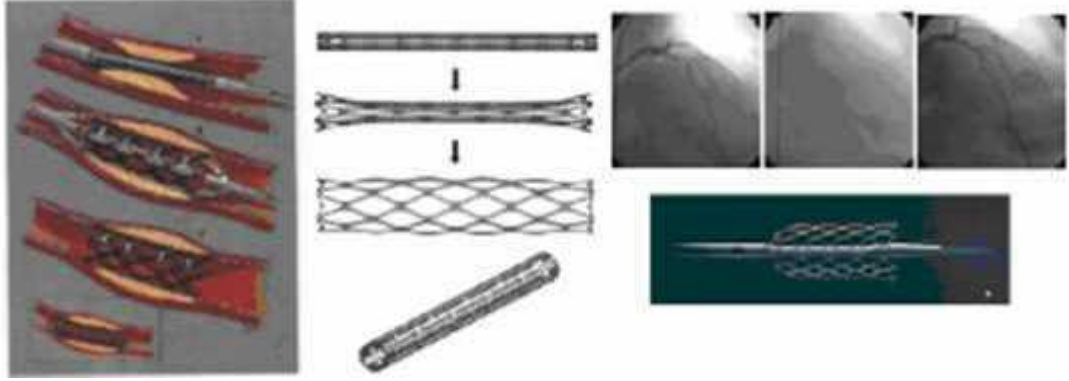
EK 1 HAFIZALI ALA İMLARIN KULLANIM ALANLARI

Martensitik fazda olan ekil hafızalı ala ım deformasyona uğratıldı ında serbest enerji kazanırlar. Isıtıldıklarında bu serbest enerjiyi kullanarak minimum i yaptıkları önceki ekillerine dönerler. ekil hafızalı ala ımların bu özellikleri birçok endüstri alanında kullanılır. Biyomedikal uygulamalarda bu malzemeler damarlar içerisinde kan pıhtılarını yakalayan filtre olarak geliştirilmiştir. NiTi ala ımından yapılmış ekil 2' de görülen tel damara sokulmadan önce düz bir tel haline getirilir. Damar içine yerle tirildikten sonra vücut ısısı ile birlikte filtre eklini alacak orijinal eklini kazanır ve damarın içerisinde geçen pıhtıları tutar.



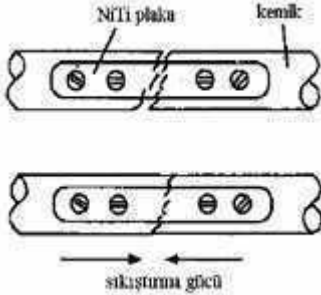
ekil 2. Kan pıhtılarını tutması için geli tirilmi filtre [11]

Ba ka bir biyomedikal kullanım ekli damar tıkanıklarında kullanılan stentlerdir. NiTi ala ımından yapılmı stent düz hale getirilerek damar içerisine konulur. Damar içerisindeki düz halde bulunan stent vücut ısısı ile birlikte ekil de i tirip orijinal ekline geri döner ve damar tıkanıklı ını açılmasını neden olur. Bu uygulama ekil 3' de verilmi tir.



ekil 3. Damarlardaki tıkanma sorunlarının çözümü için ekil hafızalı ala ımdan yapılmı stent[4]

ekil hafızalı ala ımlar ekil 3 te verildi i gibi ortopedik alanda da kullanılmaktadır. Bu alanda NiTi ekil hafızalı ala ımından yapılmı plaka kırılmı olan kemi e vidalanır. Vücut sıcaklı ı ile ekil de i tirerek kemi e sıkı ma yönünde kuvvet uygular ve kırık kemi in birle mesini sa lar.



ekil 4. Kemi e vidalanan NiTi plakalar[13]

ekil hafızalı ala ımlar belirli bir sıcaklık aralı ında ekil de i tirilerek bir açma- kapatma mekanizması olarak da kullanılabilirler. ekil 4' de karı tırma valfinde ekil hafızalı ala ımdan

yapılmı yay sıcaklı a duyarlıdır ve sıcaklı a ba lı olarak boyutlarını de i tirir. Dolayısıyla sıcak so uk su akı ı yaya ba lı kayan bir parça vasıtasıyla kontrol edilir.[14].

SONUÇ VE ÖNER

implant üretiminde kullanılan metalik biyomalzemelerden, hem canlı sistemlerle etkileimde uyum, hem de istenilen mekanik özellikleri ve fonksiyonelliği tam olarak karşılaması beklenir. Biyomalzemelerin mekanik özellikleri kütleli yapılarıyla ilgili iken, canlı sistemlerle uyumu, aşınma ve korozyon davranışları ise yüzey özellikleriyle ilgilidir. Yük taşıyıcı biyolojik sistemlerde gerekli mukavemet, saf metallerin alaşımlandırılması ve/veya çeşitli ısıtılmalara tabi tutulmasıyla karşılanmaya çalışılmaktadır. Ancak, son yıllarda kimyasal yapıyı bozmadan mevcut malzemelerin yüksek mukavemetli hâle getirilebileceği düşüncesi ortaya çıkmıştır. Bu işe aşırı plastik deformasyon esasına dayanan ve nanoyapıda tanelerden oluşan mikroyapı oluşturan yöntemlerdir. Bu sayede, tam biyouyumlu olan saf metaller bile alaşımlandırmaya gerek kalmadan elde edilebilecek mukavemet değerlerine ulaşılabilmektedir.

implant uygulamaları için kullanılan malzemelerin iyi mekanik dayanıma, yüksek kimyasal kararlılık, mükemmel korozyon dayanımına ve biyouyumluluğa sahip olması gerekmektedir,

KAYNAKLAR.

- 1-Hsu C.A., Wang W. H., Hsu Y.F., Rehbach W.P., 2008. The Rifenement treatment of martensite in Cu-11.38 wt.%Al-0.43wt% Be shape memory alloys. *Journal of Alloys and Comp.*, 474, 455–462.
- 2-Belkahla, S. ve Guenin, G., 1991. Martensitic Transformation and metallurgical study of low temperature Cu-Al-Be Ternary alloy. *Journal de Physique IV,1 (C4)*, 145-150.
- 3-Zengin, R., 2002. Bakır bazlı ala ımların basınç ve radyasyon etkisi altında ekil hatırlama davranı larının incelenmesi. *Doktora Tezi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Fırat Üniversitesi.*
- 4-E. Topta , N.Akku , ekil Hafızalı Ala ımlar ve Endüstriyel Uygulamaları, *Makine Teknolojileri Dergisi*, 2007 (4) 15-22
- 5-M. Kök, Ni-Mn-Ga Ferromanyetik ekil Hatırlamalı Ala ımların Fiziksel Özellikleri Üzerine Ala ım Oranı ve İsil lem Etkisinin ncelenmesi, *Doktora Tezi, Fırat Üniversitesi, Elazı* ,2011
- 6-Oshida, Y., “Bioscience and Bioengineering of TitaniumMaterials”, Elsevier, 2007Patent, 6,116,170, 2003.
7. Oshida, Y., “Requirements for successful biofunctionalimplants”, *Int Sym Advanced Biomaterials*, 5–10, 2000.
8. Oshida, Y., Hashem, A., Nishihara, T., Yapchulay,M.V., “Fractal dimension analysis of mandibular bones:toward a morphological compatibility of implants”, *JBiomed Mater Eng*, 4, 397–407, 1994.
- 9-Cui, C.X., Shen, Y.T., Xu, Y.J., “Fabrication and biocompatibilityof K2Ti6O13 bioceramic coating on the surface of the titanium alloy TiAlxZrx-4Snx-3.5Nbx-4.5”, *Rare Metal Mater Eng*, 32(8), 627–631, 2003.
- 10- Deng, J.Y., Cui, C.X., Liu, S.J., et al., “Micro-hardnessand elastic modulus of Ti–30Nb–8Zr–2Mo alloy fordental implants”, *J Clin Rehab Tiss Eng Res*,13(16),3189–3193, 2009.
- 11- L.G. Machado, M.A., Savi, *Medical Aplications of Shape Memory Alloys, Brazilian Journal of Medical and Biological Research, Brazilian*, (2003)
- 12- K. Otsu, C.M. Wayman, *Shape Memory Materials, Cambridge University Press, Cambridge*, 1998
- 13- K. Otsu, T. Kakeshita, *Science and Technology of Shape Memory Alloys, New Developments, MRS Bulletin* (2002) 27, 91-98
- 14-A. Aygaho lu, *Mn-Cu ekil Bellekli Ala ımların Hızlı So utma Tekni i ile Üretimi ve ekil Bellek Özelliklerinin Belirlenmesi, Doktora Tezi, Osmangazi Üniversitesi, Eski ehir*, 2007

Yazı ma adresi: Zehra Deniz Yakıncı, nönü Üniversitesi, Sa lık Hizmetleri Meslek Yüksekokulu, e-mail:deniz.yakinci@inonu.edu.tr