



DENTAL UYGULAMALARDA TİTANYUM VE ÖZELLİKLERİ THE PROPERTIES OF TITANIUM AND IT'S USAGE IN DENTAL PRACTICE

Yrd. Doç.Dr. İsmail Hakkı UZUN *

Prof. Dr. Funda BAYINDIR **

Makale Kodu/Article code: 242
Makale Gönderilme tarihi: 04.12.2009
Kabul Tarihi: 16.022010

ÖZET

Titanyum, 1950'li yıllarda ilk olarak havacılık endüstrisinde "muhteşem metal" olarak kullanılmaya başlanmıştır. Sonraki dönemde ise medikal ve dental alanda geniş bir kullanım alanı bulmuştur. Titanyum ve alaşımları, mükemmel biyolojik uyumları ve korozyon dirençleri, düşük elastiklik değerleri ve yüksek direnç gibi özellikleri sayesinde diş hekimliğinde dental implantların, hareketli ve sabit protezlerin yapımında yaygın olarak kullanılmaktadır. Bununla birlikte titanyumun sabit ve hareketli protezlerde kullanılmasında optimum özellik ve üretim yöntemlerinin belirlenmesi için yeni çalışmalara ihtiyaç duyulmaktadır. Bu makale diş hekimliğinde titanyum uygulamaları hakkında genel bilgi veren bir literatür taramasıdır.

Anahtar kelimeler: titanyum, dental uygulamalar

ABSTRACT

Titanium was first used in aerospace industry as "a wonder metal" in the 1950s. Later, titanium was used in medical and dental field widespreadly. Titanium and its alloys are much widely used in production of dental implants, removable and fixed partial dentures in dentistry because of their excellent biocompatibility and corrosion resistance, low elasticity modulus and high strength. But further studies are needed to know optimum characteristics and manufacturing method for the application of titanium for fixed and removable prosthesis. This article presents a review of the literature about usage of titanium for dental practice.

Key words: titanium, dental practice

GİRİŞ

Yaklaşık 40 yıldır bilinen şekliyle kullanılmakta olan titanyum, ilk olarak 1790 yılında Reverend William Gregor tarafından bundan 200 yıl önce izole edilerek tanımlanmıştır.¹ Yeryüzünde alüminyum, demir ve magnezyumun ardından en yüksek rezerve sahip dördüncü elementtir. Titanyum reaktif bir metaldir ve saf olarak elde edilmesi zordur. Saf titanyum, Dr. Wilhelm Kroll tarafından açıklanan "Kroll process" yöntemiyle titanyum cevherinin karbon ve Chlorine bulunan ortamda ısıtılmasına tabi tutulmasıyla elde edilmektedir. Bu işlemle elde edilen titanyum klorür

(TiCl₄), titanyum öncülünü elde etmek için erimiş sodyumla indirgenir. Yumuşak haldeki titanyum öncülü, takiben basınç altında veya argon atmosferinde eritilip birleştirilerek titanyum ingotlar elde edilir.¹⁻⁴

Hareketli ve sabit protezler için titanyum esaslı döküm materyallere olan ilgi, yaklaşık olarak titanyum dental implantların geliştirilmesiyle aynı döneme rastlamaktadır. Titanyum, düşük yoğunluk, yüksek direnç ve mükemmel biyouyumluluk gibi etkileyici özelliklere sahiptir. Sabit protezlerin yapımında kullanılan alaşımların galvanik etkilere sahip olması titanyumun diş hekimliği açısından cazibesini daha da artırmaktadır.²

*İnönü Üniversitesi, Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı

**Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı



Yapısı

Titanyum, düşük sıcaklıklarda sıkı paketi altıgen yapıları α fazında bulunan ve 885°C 'nin üstünde body-centered cubic (BCC) yapısına (β fazına) dönüşen allotropik bir elementtir. Bu yapısal geçiş, titanyumun α , α' 'ya yakın, α/β ve β olmak üzere dört farklı faz kombinasyonunu ortaya çıkarmıştır.⁵ α -titanyum alaşımları, özellikle Commercially Pure Titanyum-(CpTi)' dan ve oda sıcaklığında sadece α -fazi bulunduran α fazlı alaşımlardan elde edilir. Bu alaşımlar, yüksek akma direncine sahiptir dolayısıyla da yüksek ısı işlemlerden sonra soğuma esnasında mikro yapısında ve mekanik özelliklerinde önemli değişiklikler oluşmamaktadır.⁶

Diş hekimliğinde kullanılan titanyum alaşımları, α -fazındaki CpTi, α/β fazındaki Ti-6Al-4V ve β -fazındaki Ti-Mo ortodontik telleridir. Bu materyaller döküm, soğuk şekillendirme ve frezeleme tekniğiyle elde edilmektedir. Farklı titanyum türlerinin üretim şekilleri, bileşimleri, yapıları ve özellikleri birbirinden tamamen farklıdır.^{2,4,7,8}

Diş hekimliği ve biyomedikal uygulamalarda kullanılan bazı titanyum türleri Tablo 1'de gösterilmektedir.⁹

Tablo 1. Biyomedikal uygulamalarda kullanılan titanyum alaşımları

Pure titanium (ASTM F67): Ti-6Al-4V ELI (Wrought: ASTM F136 and forged: ASTM F620) Ti-6Al-4V (Casting: F1108) Ti-6Al-7Nb (ASTM F1295) Ti-5Al-2.5Fe (ISO: DIS 5832-10) Ti-5Al-3Mo-4Zr Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd Ti-13Nb-13Zr Ti-12Mo-6Zr-2Fe Ti-15Mo Ti-16Nb-10Hf Ti-15Mo-5Zr-3Al Ti-15Mo-3Nb Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	Grade 1, 2, 3 and 4 $\alpha+\beta$ tip $\alpha+\beta$ tip $\alpha+\beta$ tip (Switzerland)* β ağırlıklı $\alpha+\beta$ tip (Germany)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* β ağırlıklı tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (Japan), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (Japan), düşük modülüs*
Pure titanium (ASTM F67): Ti-6Al-4V ELI (Wrought: ASTM F136 and forged: ASTM F620) Ti-6Al-4V (Casting: F1108) Ti-6Al-7Nb (ASTM F1295) Ti-5Al-2.5Fe (ISO: DIS 5832-10) Ti-5Al-3Mo-4Zr Ti-15Sn-4Nb-2Ta-0.2Pd Ti-15Zr-4Nb-2Ta-0.2Pd Ti-13Nb-13Zr Ti-12Mo-6Zr-2Fe Ti-15Mo Ti-16Nb-10Hf Ti-15Mo-5Zr-3Al Ti-15Mo-3Nb Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	Grade 1, 2, 3 and 4 $\alpha+\beta$ tip $\alpha+\beta$ tip $\alpha+\beta$ tip (Switzerland)* β ağırlıklı $\alpha+\beta$ tip (Germany)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* $\alpha+\beta$ tip (Japan)* β ağırlıklı tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (Japan), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (USA), düşük modülüs* β tip (Japan), düşük modülüs*

*Biyomedikal uygulamalar için geliştirilmiş

Farklı titanyum alaşımları arasında diş hekimliği alanında en çok ilgiyi, saf titanyum ile Ti-6Al-4V alaşımı çekmiştir.^{2,4,9}

Saf Titanyum (Commercially Pure Titanyum-CpTi)

Saf titanyum oksijen ve demir içeriğine göre dört farklı şekilde (Grade 1-4) bulunmaktadır (Tablo 2).¹⁰

Tablo 2. Saf titanyum oksijen içeriği (%)

Element	Saf (CpTi) Titanyum Grade			
	1	2	3	4
Nitrojen (max.)	0,03	0,03	0,05	0,05
Karbon (max.)	0,10	0,10	0,10	0,10
Hidrojen (max.)	0,01	0,01	0,01	0,01
Demir (max.)	0,20	0,30	0,30	0,50
Oksijen (max.)	0,18	0,25	0,35	0,40
Titanyum	99,48	99,31	99,19	98,94

CpTi, % 0,18-0,40 oranında oksijen içermektedir.¹⁰ Oksijen, solüsyonda metalin tek fazda kalmasını sağlamaktadır. Oksijen, nitrojen ve karbon gibi elementler α fazında, kübik formulu β -fazına göre daha fazla çözünürlüğe sahiptir. Bu elementler, solid haldeki yapıyı titanyuma dönüştürür ve α -fazının stabilizasyonuna yardım ederler. Molibdenyum, kobalt, nikel, niobiyum, bakır, palladyum ve vanadyum gibi geçiş elementleri ise en çok kullanılan β stabilizörleridir. α -stabilizörleri, allotropik dönüşüm sıcaklığını arttırmasına karşın β -stabilizörleri düşürmektedir. β titanyum alaşımları, α -fazlı alaşımlara göre daha dirençli ancak daha kırılmandır.^{2,5-7}

Ti-6Al-4V

Titanyuma az miktarlarda alüminyum ve vanadyum ilave edildiğinde alaşımın direnci, CpTi'ye göre daha fazla artmaktadır. Alüminyum, α - stabilizörü olarak görev yaparken, vanadyum β - stabilizasyonunda rol oynamaktadır. α - β dönüşümünün ortaya çıktığı sıcaklıkta bu elementlerin titanyuma ilave edilmesiyle dönüşüm baskılanmış olur ve bu şekilde oda sıcaklığında hem α - hem de β - formları oluşmuş olur. Bu ne-



denle Ti-6Al-4V, α ve β grenlerinin iki fazlı yapısına sahiptir. Kolay ulaşılabilirliği, çalışma şartlarının uygunluğu ve düşük sıcaklıklarda güçlü mekanik özelliklere sahip olmalarından dolayı bu alaşımlar, farklı titanyum alaşımları arasında hala en yaygın olarak kullanılan biyomateryallerdir.^{2,6,9,11}

Mekanik Özellikleri

Titanyum, 1950'li yılların başlarında havacılık endüstrisinde "muhteşem metal" olarak kullanılmıştır. Bunun birbirinden oldukça farklı iki nedeni vardı: Birisi, düşük yoğunluk, yüksek gerilme direnci (~500MPa) ve yüksek ısılara dayanabilme gibi birçok eşsiz ve mükemmel özelliğe sahip olması, diğeri de titanyumun geleceğin materyali olarak düşünülmesiydi. O dönemlerde titanyumun yaklaşık kırk yıl sonra diş hekimliği ve medikal uygulamaların en önemli metali olabileceği tahmin edilememişti.^{1-4,6}

Biyomateryal olarak özellikle de sert doku protezi olarak kullanılacak titanyum alaşımlar, yüksek direnç-düşük elastiklik modülü, yüksek yorulma direncine sahip ve kolay çalışabilir olmalıdır. Titanyum alaşımların mekanik özellikleri alaşımın bileşimi, fazların dağılımı ve termo-mekanik sürece doğrudan bağlıdır. Biyomedikal titanyum alaşımların bazı mekanik özellikleri Tablo 3'de gösterilmiştir.^{6,9}

Tablo 3: Medikal uygulamalar için geliştirilmiş Ti alaşımların mekanik özellikleri

Materyal	Gerilme Direnci (MPa)	Kalıcı Deformasyon Direnci (MPa)	Uzama (%)	Elastiklik Modülü (GPa)
α- tip				
Pure Ti grade 1	240	170	24	102.7
Pure Ti grade 2	345	275	20	102.7
Pure Ti grade 3	450	380	18	103.4
Pure Ti grade 4	550	485	15	104.1
$\alpha+\beta$ tip				
Ti-6Al-4V	895-930	825-869	6-10	110-114
Ti-6Al-4V ELI	860-965	795-875	10-15	101-110
Ti-6Al-7Nb	900-1050	880-950	8.1-15	114
Ti-5Al-2.5V	1020	895	15	112
β tip				
Ti-13Nb-13Zr	973-1037	836-938	10-16	79-84
Ti-12Mo-6Zr-2Fe	1060-1100	1000-1060	18-22	74-85
Ti-15Mo	874	544	21	78
Ti-15Mo-5Zr-3Al	852-1100	838-1060	18-25	80
Ti-15Mo-2.8Nb-0.2Si	979-999	945-987	16-18	83
Ti-35.3Nb-5.1Ta-7.1Zr	596.7	547.1	19	55
Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr	911	864	13.2	80

Titanyum, birçok metal ile alaşımlanabilmektedir. Bu şekilde, direncin artırılması, akma direncinin yükseltilmesi ve dökülebilirlik gibi özelliklerin iyileştirilmesi amaçlanmaktadır.⁶ Titanyumun alüminyum ve vanadyum ile alaşımlanması, mekanik özellikleri yükseltmektedir. Ti-6Al-4V, α - ve β -fazlarının karışımıdır. α -fazi göreceli olarak daha yumuşak ve fleksibel iken β -fazi daha sert ve güçlüdür. α - ve β -fazlarının oranlarının değiştirilmesiyle mekanik özellikler de büyük ölçüde değiştirilebilmektedir.^{2,4} Ti-6Al-4V alaşımlarında, parsiyel protezler gibi yüksek stres direnci gerektiren durumlarda da kullanılmayı sağlayan yüksek gerilim özelliklerine (~1030MPa) ulaşmak CpTi'ye göre daha kolaydır.²

CpTi, beyaz, parlak, düşük yoğunluklu, yüksek dirençli ve korozyon direnci mükemmel bir materyaldir. Yumuşaktır ve diğer birçok metal için önemli bir alaşımlama elementidir. CpTi'nin gerilim özellikleri, büyük oranda oksijen içeriğine bağlıdır. Oksijen içeriğinin artması, esnekliği azaltmasına karşın gerilim streslerini ve sertliği artırmaktadır.^{1-3,7}

Yerine konulacağı dokuya benzer mekanik özelliklere sahip olması, implant materyallerinin klinik başarısını artırmaktadır.¹ Metalik biyomateryaller arasında titanyum ve alaşımları Co-Cr, paslanmaz çelik, saf Nb ve saf Ta gibi diğer alternatif materyallere göre daha uygun mekanik özelliklere sahiptir.⁶

Titanyum alaşımlarının bazı özelliklerinin baz metal alaşımlarla karşılaştırılması Tablo 4'te gösterilmiştir.

Tablo 4. Ti ile baz metal alaşımların bazı özelliklerinin karşılaştırılması

Özellik	Co-Cr	Titanyum	Ti-6Al-4V
Density/yoğunluk (g/cm ³)	8,9	4,5	4,5
Döküm sıcaklığı (°C)	1500	1700	1700
Tensile strength (MPa)	850	520	1000
Elastiklik modülü (GPa)	190-230	110	85-115
Sertlik (VHN)	360-430	200	-
Ductility/esneklik (%)	2-8	20	14

Co-Cr gibi biyomateryallerin elastiklik modülleri kemik ve dişe göre oldukça yüksektir.^{2,9} Titanyum alaşımlarının elastiklik değerleri, elastisitesi 17-28 GPa olan kemiğe daha yakındır ve bu durum titanyum

alaşımların daha uygun dental implant materyali olmasını açıklamaktadır.^{1,9} Titanyum alaşımları içinde ise β titanyum alaşımları, daha düşük elastisite değerlerine sahip olması ve Nb, Ta, Zr gibi non-toksik elementlerden oluşmasından ötürü biyolojik açıdan daha başarılı kabul edilmektedir (Tablo 5).^{1,6,9}

Tablo 5. Diş, kemik, implant materyalleri ile dental alaşımların elastiklik değerleri

Materyal	Elastiklik modülü (GPa)
Alümina-seramik	380.4
Co-Cr	218.7
Paslanmaz çelik	193.1
Ti-6Al-4V	113.8
CpTi (grade1-4)	103.4
Mine	84.1
Dentin	18.3
Kemik	16.5

Korozyon direnci, metalik biyomateryallerin en önemli özelliklerindedir.⁶ Korozyon, hem protezlerin bozulması hem de protezlerden potansiyel olarak toksik veya alerjik parçaların salınması anlamında ciddi problem oluşturmaktadır. Hem CpTi hem de Ti-6Al-4V, korozyona karşı direnci yüksek materyaller olarak yüksek bir ilgiye sahiptir. Titanyumun yüksek korozyon direnci, yüzeyde oluşan yaklaşık 10 nm kalınlığındaki solid oksit tabakasına (TiO_2) bağlıdır. Bu oksit tabakası, titanyumu asit ataklarına, kimyasal ve termal etkilere karşı korumaktadır. Mevcut oksit tabakası herhangi bir şekilde zarar görse bile hava ve su varlığında yeniden oluşabilmektedir. Oksit tabakasında kalıcı hasarların oluşması, ağızda bulunmayan oldukça yüksek etmenlerin varlığına bağlıdır. Biyolojik ortamdaki korozyon çalışmaları, titanyumun mükemmel korozyon direncini teyit etmiştir.^{9,12-14}

Üretim şekilleri

Mum atım tekniği ve döküm yöntemi, metalik restorasyonların yapımında en yaygın kullanılan yöntemdir ve bu prosedür kendi başına alaşımın yapısını, mekanik ve kimyasal davranışını değiştirebilmektedir. Günümüzde titanyum restorasyonların yapımına özel üç farklı döküm sistemine ulaşmak mümkündür.^{4,15-18} Basınç/vakum tekniği; eritme ve

döküm ayrı bölmelerde (Castmatic, Dentaurum), basınç/vakum tekniği; tek bölmede (Cyclarc, J Morita), vakum/santrifüj tekniği (Tycast, Jeneric vs).

Titanyum ve türevlerinin konvansiyonel tekniklerle dökümlerinde, yüksek ergime noktasından ve geleneksel revetmanlarla titanyumun etkileşmesinden kaynaklanan ciddi problemler bulunmaktadır.¹⁹⁻²¹

Yüksek ergime ısı (1700°C), titanyumun kullanılabilirliği açısından zorluk oluşturmaktadır.⁴ Alaşıma % 25 Co ilavesiyle bu değer 600°C'ye kadar düşürülebilmekte ancak korozyon direncinde azalma görülmektedir. Alaşıma % 5 Ni ilavesiyle bunun üstesinden gelinebilmektedir. Ancak Ni, alaşımın biyo- uyumluluğunu da olumsuz etkilemektedir. Klasik Ti-6Al-4V alaşımı, alüminyum ve vanadyumdan kaynaklanan potansiyel toksik etkilere sahiptir. Bundan dolayı son zamanlarda vanadyumsuz titanyum dental implant materyalleri geliştirilmiştir.^{9,22-24} Titanyumun yüksek (1700°C) ergime noktası, soğuma esnasındaki kontraksiyonun kompanse edilmesini zorlaştırmaktadır. Bu durum, özellikle implant destekli protezlerin üst yapılarının pasif olarak oturmasını engellemektedir. Bu olumsuzluğun aşılması için çalışmalar sürmektedir.²⁵

Titanyum, aşırı reaktif bir metaldir ve oksijen, hidrojen gibi atmosferik gazlarla çok hızlı bir şekilde reaksiyona girmektedir. Bu nedenle titanyumun tüm döküm işlemlerinin, özel döküm sistemi gerektiren, argon veya helyumla vakumlanmış ortamda veya inert atmosferde yapılması gerekmektedir.^{2,15,26} Döküm dental restorasyonlar için ergime noktası daha düşük olan Ti-Co ve Ti-Ag alaşımların prototipleri üzerindeki çalışmalar sürmektedir.²⁷⁻²⁹ Titanyumun döküm işlemlerinin kolaylaştırılması ve titanyum sabit restorasyonların kenar uyumlarının artırılması için yeni revetmanların³⁰⁻³³ ve döküm yöntemlerinin^{19,21,25} geliştirilmesi süreci devam etmektedir.

Farklı döküm yöntemlerinin varlığına ilaveten tek veya çok üyeli kuron ve köprülerin yapımında CAD-CAM yöntemi de kullanılmaktadır. Bu yöntem, titanyum restorasyonların döküm işlemine göre daha uyumlu ve basit olarak üretilmesine imkân vermektedir.^{1,34,35} CAD-CAM yöntemi, ilk olarak 1980 yılında Procera (Nobel Biocare/University of Michigan, Ann Arbor, Michigan) sistem üzerinde Anderson³⁶ tarafından açıklanmıştır. Günümüzde ise hazır titanyum blokları CAD-CAM yöntemiyle işleyebilen birçok sistem mevcuttur.³⁷⁻⁴⁰



Diş hekimliği uygulamaları

Titanyum, diş hekimliğinde dental implant materyali olarak, yüzey kaplamasında ve daha yeni olarak da sabit, parsiyel, total protezlerde, ortodontik tellerde ve endodontik döner aletlerde kullanılmaktadır.^{4,6,7,9,41-43}

Dental implantlar:

Elastiklik modülünün kemiğe daha yakın olması titanyum ve alaşımlarını diğer restoratif materyal alternatiflerine göre daha avantajlı kılmaktadır.⁴ Saf titanyum ve Ti-6Al-4V, diş hekimliğinde en çok kullanılan implant materyalleridir. Dental implantlarla cerrahi implantlarda aranan özellikler hemen hemen benzerdir. Ancak, kron ve iskeletler için kullanılacak titanyum türevlerinin Ti-6Al-4V dışında diğer titanyum implant materyallerinden farklı özelliklere sahip olması gerekmektedir.⁹

Titanyum kronlar

Son yirmi yıldır döküm ve CAD-CAM titanyum ve alaşımlar, sabit ve hareketli protezlerin yapımında kullanılmaktadır.⁴⁴⁻⁴⁶ Mekanik ve biyolojik özelliklerinin yanı sıra, sabit protezlerin altyapılarında ve hareketli protezlerde iskelet yapımında kullanılan metal ve alaşımlara karşı gelişen alerjik reaksiyonların varlığında titanyum iyi bir alternatif oluşturmaktadır.⁴⁷

Titanyum altyapılı kronlarda en büyük başarısızlık nedenlerinden birisi delaminasyon yani üst yapı porseleninin ayrılmasıdır.³⁵ Sadeq ve arkadaşları⁴⁸, titanyum-porselen bağlantısını araştırmış ve porselenin argonlu ortamda fırınlanmasının hem döküm hem de CAD-CAM yoluyla elde edilen titanyuma bağlantı gücünü artırdığını göstermiştir.

Sabit protezler için simantasyon sonrası klinik olarak kabul edilen kenar açıklığı, 120µm'dir.⁴⁹ Yapılan çalışmalar, titanyum sabit protezlerin kenar uyumlarının klinik olarak kabul edilebilir aralıkta olduğunu göstermiştir.⁵⁰⁻⁵³ Tan ve arkadaşları⁵⁴, döküm yoluyla elde edilen örneklerin CAD-CAM yöntemiyle elde edilenlere göre daha yüksek kenar uyumu sağladığını bulmuştur. Çalışmalar, farklı CAD-CAM yöntemiyle elde edilen kronların klinik olarak kabul edilebilir^{35,55} olduğunu ve elle yapılan uyumlanmanın kenar uyumunu artırdığını⁵⁵ göstermiştir.

Titanyum iskeletler

Titanyum iskeletlerin hareketli protezlerde kullanımı giderek artmaktadır. Ancak bu tarz iskeletler CAD-CAM yöntemiyle bir bütün olarak üretilmeye uygun değildir. Bu nedenle diğer iskeletler gibi

titanyum iskeletler de döküm yöntemiyle elde edilmektedir.⁵⁶

Titanyum iskeletlerin laboratuvar aşamaları; uzun döküm prosedürü, yüksek ergime sıcaklığı, döküm yüzeyinde oluşan reaktif tabaka, polisaj ve bitim işlemlerinin zorluğu ve yüksek maliyet gibi bir takım dezavantajlara sahiptir.^{15,56}

Titanyum iskeletlerin kroşelerinin, elastiklik modülünün düşük olmasından kaynaklanan kalıcı deformasyonların önlenmesi amacıyla Co-Cr alaşımlardakine göre daha geniş planlanması gerekmektedir. Bununla birlikte düşük elastiklik modülünden dolayı titanyum kroşelerin, derin andırkat bölgelerinde protezin takılıp çıkarılması sırasında daha az lateral kuvvet oluşturmaları bir avantaj oluşturmaktadır.⁴

Radyolojik verilere göre, titanyum geleneksel alaşımlara göre döküm porözitesine daha yatkındır.⁵⁷ Özellikle, kroşe kollarında oluşan iç porözite döküm titanyum kroşelerin kırılmasına zemin hazırlamaktadır.⁵⁸ CpTi iskeletler, dökümün netliği, yüzey pürüzlülüğü ve iç porözite bakımından Co-Cr iskeletlerle karşılaştırılabilir özelliklere sahiptir.^{56,59}

Klinik olarak değerlendirildiğinde titanyum iskeletlerin; yüzey renklenmesi, ağızda metalik tat oluşturmaları, kroşe tutuculuğunun zamanla azalması, plak birikimine müsait olması ve protez kaidesinin iskeletten ayrılması gibi olumsuz özelliklere sahip olduğu görülmektedir.^{56,60}

Biyouyumluluk

Diğer özelliklerinin yanı sıra titanyum ve alaşımlarının diş hekimliği uygulamalarında tercih edilmelerinin en önemli nedeni, biyolojik uyum özellikleridir. Titanyum ve alaşımlarının biyouyum özellikleri, üstün korozyon direncinden kaynaklanmaktadır. Korozyon direnci ise yüzeyde oluşan ve materyali elektrokimyasal ataklara karşı koruyan pasif oksit tabakasının bir sonucudur.⁴ Biyolojik uyumu belirleyen diğer bir kriter de normal şartlar altında titanyumun kemikle osseointegrasyonun mükemmel olması ve üzerinde hidroksiapatite benzer tarzda kalsiyum fosfattan zengin bir tabakanın şekillenmesine imkan tanınmasıdır.⁶

Biyomateryal olan titanyumla ilgili yapılan biyouyumluluk çalışmaları çok çeşitli in vitro testlerden hayvan deneyleri ve in vivo çalışmalara kadar uzanmaktadır.⁶¹ Literatürde, implant materyali olarak kullanılan titanyuma ait korozyon ürünlerinin lokal lenf nodlarında ve iç organlarda biriktiği⁶² ve galvanik yan



etkiler⁶³ oluşturduğu gösterilmiştir. Bununla birlikte bazı araştırmacılar tarafından⁶⁴⁻⁶⁵ titanyuma karşı alerjik reaksiyon vakası da rapor edilmiştir.

Urban ve arkadaşları⁶² yaptıkları in vivo çalışmada kalça/diz protezi taşıyan hastalar üzerinde, koroziv ürünlerin vücuda yaygın olarak dağılabildiğini ancak toksik etkiler oluşturmadığını göstermiştir. Yapılan in vitro çalışmalar titanyumun mutajenik⁶⁶ ve toksik⁶⁷⁻⁶⁹ olmadığını göstermektedir.

İmplant materyallerinin yüzey özellikleri bu materyallere karşı gelişen biyolojik cevapta etkin rol oynamaktadır. İmplantlarla ilgili temel güncel problem, implant-doku ara yüzünün özelliğidir. Yüzey özelliklerini belirleyen parametreler ise kimyasal özellikler, kristalizasyon, heterojenite, pürüzlülük ve ıslanabilirliktir. Her bir parametre biyolojik cevap üzerinde önem taşımaktadır. Titanyum implantların yüzey özelliklerinin iyileştirilmesi için hidroksiapatit kaplaması, lazer ve plazma uygulaması, iyon implantasyonu gibi işlemler uygulanmaktadır.⁶

SONUÇ

Titanyum alaşımlarının biyomateryal olarak kullanımı, düşük elastiklik modülü, yüksek biyouyumluluğu, yüksek direnç ve düşük koroziv özellikleri nedeniyle gün geçtikçe artmaktadır. CpTi ve Ti-6Al-4V medikal alanda halen en çok kabul gören iki titanyum türevidir. Ti-6Al-4V, içeriğindeki alüminyum ve vanadyumdan dolayı potansiyel toksik etkilere sahiptir. Titanyumun sabit ve hareketli protezlerde kullanımı, medikal ve dental implantlara göre daha sonraki dönemlerde artış göstermiştir. Farklı üretim yöntemleri içinde döküm ve CAD-CAM metotları en yaygın olarak kullanılmaktadır. Sabit ve hareketli protezlerde henüz yeni kabul edilebilecek ve bir kısım üretim ve kullanım zorluklarına sahip titanyum alaşımların zamanla daha mükemmelere gideceği öngörülmektedir.

KAYNAKLAR

1. Wang RR, Fenton A. Titanium for prosthodontic applications: a review of the literature. Quintessence Int 1996; 27: 401-408.
2. Van Noort R. Introduction To Dental Materials. Edinburgh ; New York : Mosby: 2002: 221-230.

3. Brown D. All you wanted to know about titanium, but were afraid to ask. Br Dent J 1997; 182: 393-394.
4. Lautenschlager EP, Monaghan P. Titanium and titanium alloys as dental materials. Int Dent J 1993; 43: 245-253.
5. Roach M. Base Metal Alloys Used for Dental Restorations and Implants. Dent Clin N Am 2007; 51: 603-627.
6. Mark JJ, Waqar A. Surface Engineered Surgical Tools and Medical Devices. New York: Springer, 2007: 533-576.
7. Craig RG, Powers JM. Restorative Dental Materials. Missouri: Mosby, 2002:480-513.
8. Contreras EF, Henriques GE, Giolo SR, Nobilo MA. Fit of cast commercially pure titanium and Ti-6Al-4V alloy crowns before and after marginal refinement by electrical discharge machining. J Prosthet Dent 2002; 88: 467-472.
9. Niinomi M. Mechanical properties of biomedical titanium alloys. Mater Sci Eng A 1998; 243: 231-236.
10. Adhestop website. CP titanium. Available at: www.medinfo.dist.unige.it/adhestop/cp_titanium.htm.
11. Niinomi M. Metallic biomaterials. J Artif Organs 2008; 11: 105-110.
12. Koike M, Fujii H. In vitro assessment of corrosive properties of titanium as a biomaterial. J Oral Rehabil 2001; 28: 540-548.
13. Koike M, Cai Z, Fujii H, Brezner M, Okabe T. Corrosion behavior of cast titanium with reduced surface reaction layer made by a face-coating method. Biomaterials 2003; 24: 4541-4549.
14. Cai Z, Nakajima H, Woldu M, Berglund A, Bergman M, Okabe T. In vitro corrosion resistance of titanium made using different fabrication methods. Biomaterials 1999;20:183-90.
15. Okabe T, Ohkubo C, Watanabe I, Okuno O, Takada Y. The Present Status of Dental Titanium Casting. J Met 1998; 50: 24-29.
16. Ida K, Tsutsumi S, Togaya T. Titanium or titanium alloys for dental casting. J Dent Res 1984; 63: 985-993.
17. Klinger E, Walter M. Cyclarc method of titanium casting. Dent Labor 1991; 39: 177-179.



18. Hamanaka E, Doi H, Yoneyama T, Okuno O. Dental casting of titanium and Ni-Ti alloys by a new casting machine. *J Dent Res* 1989; 66: 1529-1533.
19. Zhang Z, Tamaki Y, Hotta Y, Miyazaki T. Novel method for titanium crown casting using a combination of wax patterns fabricated by a CAD/CAM system and a non-expanded investment. *Dent Mater* 2006; 22: 681-687.
20. Mori T, Jean-Louis M, Yabugami M, Togaya T. The effects of casting investment type on the fit of cast titanium crowns. *Aust Dent J* 1994; 39: 348-352.
21. Paulino SM, Leal MB, Pagnano VO, Bezzon OL. The castability of pure titanium compared with Ni-Cr and Ni-Cr-Be alloys *J Prosthet Dent* 2007; 98: 445-454.
22. Lygre H. Prosthodontic biomaterials and adverse reactions: a critical review of the clinical and research literature. *Acta Odontol Scand* 2002; 60: 1-9.
23. Niinomi M. Recent Metallic Materials for Biomedical Applications. *Metal Mater Trans A* 2002; 33A 477-486.
24. Eisenbarth E, Velten D, Ullera M, Thull R, Breme J. Biocompatibility of b-stabilizing elements of titanium alloys. *Biomaterials* 2004; 25: 5705-5713.
25. Hellden LB, Derand T, Johansson S, Lindberg A. The CrescoTi Precision method: description of a simplified method to fabricate titanium superstructures with passive fit to osseointegrated implants. *J Prosthet Dent.* 1999;82:487-491.
26. Wataha JC. Alloys for prosthodontic restorations. *J Prosthet Dent* 2002; 87: 351-363.
27. Oh K-T, Shim H-M, Kim K-N. Properties of Titanium-Silver Alloys for Dental Application. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 74B: 649-659.
28. Shim H-M, Oh K-T, Woo J-Y, Hwang C-J, Kim K-NK. Corrosion Resistance of Titanium-Silver Alloys in an Artificial Saliva Containing Fluoride Ions. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2005; 73B: 252-259.
29. Zhang BB, et al. Effect of Ag on the corrosion behavior of Ti-Ag alloys in artificial saliva solutions. *Dent Mater* 2009; doi:10.1016/j.dental.2008.10.016.
30. Cheng WW, Ju CP, Chern Lin JH. Structure, castability and mechanical properties of commercially pure and alloyed titanium cast in graphite mould. *J Oral Rehabil* 2007; 34: 528-540.
31. Nissin Co. Instruction manual of Selevest CB, C&B Investment for Pure Titanium, 1999.
32. Doi H, Yoneyama T, Kotake M, Hamanaka H. Corrosion resistance on the reacted surface of titanium castings with a phosphate bonded silica investment. *J Dent Mater* 1992;11:672-8.
33. Luo XP, Guo TW, Ou YG, Liu Q. Titanium casting into phosphate bonded investment with zirconite. *Dent Mater* 2002; 18: 512-515.
34. Persson M, Andersson M, Bergman B. The accuracy of a high-precision digitizer for CAD/CAM of crowns. *J Prosthet Dent* 1995;74:223-9.
35. Boeckler AF, Lee H, Stadler A, Setz JM. Prospective observation of CAD/CAM titanium ceramic single crowns: A three-year follow up. *J Prosthet Dent* 2009; 102: 290-297.
36. Andersonn M, Bergman B, Bessing C, Ericson G, Et al. Clinical result with titanium crowns fabricated with machine duplication and spark erosion. *Acta Odontol Scand* 1989; 47: 279-286.
37. Samet N, Resheff B, Gelbard S, et al. A CAD/CAM system for the production of metal copings for porcelain-fused-to-metal restorations. *J Prosthet Dent* 1995; 73: 457-463.
38. Besimo C, Jeger C, R G. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 541-546.
39. Leong D, Chai J, Lautenschlager E, et al. Marginal fit of machine-milled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7: 440-447.
40. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 47-52.
41. Bird DC, Chambers D, Peters OA. Usage Parameters of Nickel-Titanium Rotary Instruments: A Survey of Endodontists in the United States. *Journal of Endodontics* 2009; 35: 1193-1197.
42. Peters OA. Current Challenges and Concepts in the Preparation of Root Canal Systems: A Review. *Journal of Endodontics* 2004; 30: 559-567.
43. Y G, N GELU. Comparison of curved canals preparations using profile, GT and Hero 642 rotary files. *Journal of Oral Rehabilitation* 2006; 33: 131-136.
44. Da Silva L, Martinez A, Rilo B, Santana U. Titanium for removable denture bases. *J Oral Rehabil.* 2000;27:131-135.
45. Au AR, Lechner SK, Thomas CJ, Mori T, Chung P. Titanium for removable partial dentures (III). 2-year clinical follow-up in an undergraduate programme. *J Oral Rehabil.* 2000;27:979-985.
46. Berg E. Dentists' opinions on aspects of cast titanium restorations. *J Dent* 1997;25:113-7.



47. Kononen M, Rintanen J, Waltimo A, Kempainen P. Titanium framework removable partial denture used for patient allergic to other metals: a clinical report and literature review. *J Prosthet Dent.* 1995;73:4-7.
48. Sadeq A, Cai Z, Woody RD, Miller AW. Effects of interfacial variables on ceramic adherence to cast and machined commercially pure titanium. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 2003; 90: 10-17.
49. McLean JW, von Fraunhofer JA. The estimation of cement film thickness by an in vivo technique. *Br Dent J* 1971;131:107-11.
50. Blackman R, Baez R, Barghi N. Marginal accuracy and geometry of cast titanium copings. *J Prosthet Dent* 1992;67:435-40.
51. Leong D, Chai J, Lautenschlager EP, Gilbert J. Marginal fit of machinemilled titanium and cast titanium single crowns. *Int J Prosthodont* 1994; 7:440-7.
52. Besimo C, Jeger C, Guggenheim R. Marginal adaptation of titanium frameworks produced by CAD/CAM techniques. *Int J Prosthodont* 1997; 10:541-6.
53. Fonseca JC, Henriques GE, Sobrinho LC, de Goes MF. Stress-relieving and porcelain firing cycle influence on marginal fit of commercially pure titanium and titanium-aluminum-vanadium copings. *Dent Mater* 2003;19: 686-91.
54. Tan PL, Gratton DG, Diaz-Arnold AM, Holmes DC. An in vitro comparison of vertical marginal gaps of CAD/CAM titanium and conventional cast restorations. *J Prosthodont* 2008; 17: 378-383.
55. Witkowski S, Komine F, Gerds T. Marginal accuracy of titanium copings fabricated by casting and CAD/CAM techniques. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 47-52.
56. Ohkubo C, Hanatani S, Hosoi T. Present status of titanium removable dentures – a review of the literature. *J Oral Rehabil* 2008; 35: 706-714.
57. Cecconi BT, Koeppen RG, Phoenix RD, Cecconi ML. Casting titanium partial denture frameworks: a radiographic evaluation. *J Prosthet Dent.* 2002;87:277-280.
58. Baltag I, Watanabe K, Miyakawa O. Internal porosity of cast titanium removable partial dentures: influence of sprue direction and diameter on porosity in simplified circumferential clasps. *Dent Mater.* 2005;21:530-537.
59. Jang KS, Youn SJ, Kim YS. Comparison of castability and surface roughness of commercially pure titanium and cobaltchromium denture frameworks. *J Prosthet Dent.* 2001;86:93-98.
60. Ichikawa T, Hirota K, Kanitani H, Miyake Y, Matsumoto N. In vitro adherence of *Streptococcus constellatus* to dense hydroxyapatite and titanium. *J Oral Rehabil.* 1998;25:125-127.
61. Olmedo DG, Tasat D, Guglielmotti MB, Cabrini RL. Titanium transport through the blood stream. An experimental study on rats. *J Mater Sci: Mater Med* 2003: 1099-1103.
62. Urban RM, Jacobs JJ, Tomlinson MJ, Gavrilovic J, Black J, Peoc'h M. Dissemination of wear particles to the liver, spleen, and abdominal lymph nodes of patients with hip or knee replacement. *J Bone Joint Surg Am* 2000; 82: 457-476.
63. Cortada M, Giner L, Costa S, Gil FJ, Rodriguez D, Planell JA. Galvanic corrosion behavior of titanium implants coupled to dental alloys. *J Mater Sci Mater Med* 2000; 11: 287-293.
64. Valentine-Thon E, Schiwara HW. Validity of MELISA for metal sensitivity testing. *Neuro Endocrinol Lett* 2003; 24: 57-64.
65. Tamai K, Mitsumori M, Fujishiro S, Kokubo M, Ooya N, Nagata Y, et al. A case of allergic reaction to surgical metal clips inserted for postoperative boost irradiation in a patient undergoing breast-conserving therapy. *Breast Cancer* 2001; 8: 90-92.
66. Wang RR, Li Y. In vitro evaluation of biocompatibility of experimental titanium alloys for dental restorations. *J Prosthet Dent* 1998; 80: 495-500.
67. Faria ACL, Rosa AL, Rodrigues RCS, Riberio R. In Vitro Cytotoxicity of Dental Alloys and cpTi Obtained by Casting. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 2008; 85B: 504-508.
68. Bachle M, Kohal RJ. A systematic review of the influence of different titanium surfaces on proliferation, differentiation and protein synthesis of osteoblast-like MG63 cells. *Clin Oral Impl Res* 2004; 15: 683-692.
69. Koike M, Lockwood PE, JC W, Okabe T. Initial Cytotoxicity of Novel Titanium Alloys. *J Biomed Mater Res Part B: Appl Biomater* 83B 2007: 327-331.

Yazışma Adresi

Prof. Dr. Funda BAYINDIR
Atatürk Üniversitesi Diş Hekimliği Fakültesi
Protetik Diş Tedavisi Anabilim Dalı
25240/ERZURUM
E-posta: fundabayindir@gmail.com
Telefon: 0 442 2311779

