

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

(DOKTORA TEZİ)

**KEMİK-DOKU MÜHENDİSLİĞİ UYGULAMALARI
İÇİN GELİŞTİRİLEN Ti ALAŞIMLARININ MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

Sertan OZAN

Tez Danışmanı : Prof. Dr. Rasim İPEK

İkinci Danışmanı : Prof.Dr. Cuie WEN

Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Bilim Dalı Kodu : 625.02.00

Sunuş Tarihi: 15.06.2015

Bornova-İZMİR

2015

Sertan OZAN tarafından doktora tezi olarak sunulan “Kemik-Doku Mühendisliği Uygulamaları İçin Geliştirilen Ti Alaşımlarının Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi” başlıklı bu çalışma E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliği ile E.Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü Eğitim ve Öğretim Yönergesi’nin ilgili hükümleri uyarınca tarafımızdan değerlendirilerek savunmaya değer bulunmuş ve 15.06.2015 tarihinde yapılan tez savunma sınavında aday oybirliği ile başarılı bulunmuştur.

Jüri Üyeleri:

İmza

Jüri Başkanı	: Prof. Dr. Rasim İPEK
Raportör Üye	: Prof.Dr. Enver ATİK
Üye	: Prof.Dr. Mustafa GÜDEN
Üye	: Doç.Dr. İbrahim Etem SAKLAÇOĞLU
Üye	: Yard. Doç.Dr. Serdar KARAOĞLU

EGE ÜNİVERSİTESİ FEN BİLİMLERİ ENSTİTÜSÜ

ETİK KURALLARA UYGUNLUK BEYANI

E.Ü. Lisansüstü Eğitim ve Öğretim Yönetmeliğinin ilgili hükümleri uyarınca Doktora Tezi olarak sunduğum ”**Kemik-Doku Mühendisliği Uygulamaları İçin Geliştirilen Ti Alaşımlarının Mekanik Özelliklerinin İncelenmesi**” başlıklı bu tezin kendi çalışmam olduğunu, sunduğum tüm sonuç, doküman, bilgi ve belgeleri bizzat ve bu tez çalışması kapsamında elde ettiğimi, bu tez çalışmasıyla elde edilmeyen bütün bilgi ve yorumlara atıf yaptığımı ve bunları kaynaklar listesinde usulüne uygun olarak verdiğimi, tez çalışması ve yazımı sırasında patent ve telif haklarını ihlal edici bir davranışımın olmadığını, bu tezin herhangi bir bölümünü bu üniversite veya diğer bir üniversitede başka bir tez çalışması içinde sunmadığımı, bu tezin planlanmasından yazımına kadar bütün safhalarda bilimsel etik kurallarına uygun olarak davrandığımı ve aksinin ortaya çıkması durumunda her türlü yasal sonucu kabul edeceğimi beyan ederim.

15/06/2015

Sertan OZAN

ÖZET

**KEMİK-DOKU MÜHENDİSLİĞİ UYGULAMALARI İÇİN
GELİŞTİRİLEN Ti ALAŞIMLARININ MEKANİK
ÖZELLİKLERİNİN İNCELENMESİ**

OZAN, Sertan

Doktora Tezi, Makina Mühendisliği Anabilim Dalı

Tez Danışmanı: Prof. Dr. Rasim İPEK

İkinci Danışmanı: Prof. Dr. Cuie WEN

Haziran 2015, 127 sayfa

Bu çalışmada, geleneksel ortopedik implant malzemelerine alternatif olarak Ti-34Nb-25Zr, Ti-30Nb-32Zr, Ti-28Nb-35,4Zr ve Ti-24,8Nb-40,7Zr (ağ.%) nominal kompozisyona sahip, yüksek mekanik performans sergileyen yeni Ti-Nb-Zr (TNZ) alaşımları geliştirilmiştir. TNZ alaşımlarının mikroyapıları, mekanik özellikleri (çekme dayanımı, akma dayanımı, basma-akma dayanımı, elastisite modülü, elastik enerji, tokluk, esneklik katsayısı ve mikro-sertlik) ve sitokompatibiliteleri birbirleri ile kıyaslamalı olarak incelenmiştir. TNZ alaşımları basma testi sırasında kırılmaya uğramamış ve numunelerde herhangi bir çatlak oluşumu meydana gelmemiştir. Alaşımlar basma testi sırasında mükemmel plastik deformasyon kabiliyeti sergilemişlerdir. TNZ alaşımlarının çekme dayanımları 704-839 MPa, akma dayanımları 682-810 MPa, elastisite modülleri 62-65 GPa, kopma uzaması değerleri 9,9-14,8 (%), elastik enerjileri 5,02-6,74 MJ/m³ ve tokluk değerleri 60,44-112,85 MJ/m³ arasındadır. TNZ alaşımları içerisinde % 1,31 değerindeki esneklik katsayısı ile en iyi mekanik performansı sergileyen Ti-34Nb-25Zr alaşımının çekme dayanımı, akma dayanımı, elastisite modülü ve kopma uzaması değerleri sırasıyla 839,0 ± 31,8 MPa, 810,0 ± 48,0 MPa, 62,0 ± 3,6 GPa ve 14,8 ± 1,6 (%) olarak tespit edilmiştir. Sitokompatibilite testleri neticesinde, TNZ alaşımlarının mükemmel sitokompatibiliteye sahip oldukları doğrulanmıştır. TNZ alaşımları sahip olduğu tüm bu özellikler ile aday ortopedik implant malzemeleridir.

Anahtar sözcükler: Ti-Nb-Zr alaşımları, Elastisite modülü, Esneklik katsayısı, Mekanik özellikler, Plastik deformasyon kabiliyeti, Ortopedik implantlar.

ABSTRACT**INVESTIGATION OF MECHANICAL PROPERTIES OF Ti
ALLOYS DEVELOPED FOR BONE-TISSUE ENGINEERING
APPLICATIONS**

OZAN, Sertan

Ph.D. in Mechanical Eng.

Supervisor: Prof. Dr. Rasim İPEK

Co-Supervisor: Prof. Dr. Cuie WEN

June 2015, 127 pages

In this study, as an alternative to conventional orthopedic implant materials, Ti-Nb-Zr (TNZ) alloys exhibiting superior mechanical performance with nominal compositions of Ti-34Nb-25Zr, Ti-30Nb-32Zr, Ti-28Nb-35.4Zr and Ti-24.8Nb-40.7Zr (wt.%) have been developed. Microstructure, mechanical property (tensile strength, yield strength, compressive yield strength, Young's modulus, elastic energy, toughness, elastic admissible strain and micro-hardness), and cytocompatibility of TNZ alloys were investigated in comparison to each other. TNZ alloy specimens presenting superior plastic deformation ability during room-temperature compression test did not undergo fracture, and no crack formations occurred. The tensile strength, yield strength, Young's modulus, elongation at rupture, elastic energy and toughness of TNZ alloys were calculated between the values of 704–839 MPa, 682–810 MPa, 62–65 GPa, 9.9–14.8%, 5.02–6.74 MJ/m³ and 60.44–112.85 MJ/m³, respectively. The tensile strength, yield strength, Young's modulus and elongation at rupture value of Ti-34Nb-25Zr alloy, exhibiting the best mechanical performance with the elastic admissible strain value of 1.31%, were calculated as 839.0 ± 31.8 MPa, 810.0 ± 48.0 MPa, 62.0 ± 3.6 GPa and 14.8 ± 1.6 (%), respectively. By conducting cytocompatibility test, it was confirmed that TNZ alloys have excellent cytocompatibility feature. By taking into consideration all these above mentioned properties, TNZ alloys are candidate for orthopedical implant applications.

Keywords: Ti-Nb-Zr alloys, Young's modulus, Elastic admissible strain, Mechanical properties, Plastic deformation ability, Orthopedic implants.

TEŞEKKÜR

Eleştirilerinden her zaman faydalandığım, akademik gelişimim üzerinde olumlu etkileri olan, doktora öğrenimi ve tez aşamasındaki katkılarından dolayı danışmanım Prof. Dr. Rasim İPEK'e, bu çalışma süresince değerli yardım ve katkılarıyla beni yönlendiren, tecrübelerini bana aktaran, kendisinden çok şeyler öğrendiğim danışmanım Prof. Dr. Cuie WEN'e, lisans aşamasındayken beni lisans-üstü çalışma yapmam hususunda yüreklendiren, bu anlamda araştırmacı tarafımın şekillenmesine vesile olan ve ayrıca tez izleme komitesinde de yer alan ve doktora tezime katkıda bulunan hocam Yard. Doç. Dr. Serdar KARAOĞLU'na, maddi ve manevi destekleriyle beni hiçbir zaman yalnız bırakmayan annem Nursen OZAN ile babam Mehmet OZAN'a, maddi destek sunarak Avustralya'da araştırma yapma imkanı sağlayan Türkiye Cumhuriyeti Yüksek Öğretim Kuruluna (YÖK), Swinburne Teknoloji Üniversitesi'ne (Swinburne University of Technology-Australia) ve İleri Teknolojiler Merkezi (Advanced Technologies Center-Swinburne University of Technology) laboratuvar sorumlularından Yeannette LIZAMA nezdinde diğer tüm laboratuvar sorumlularına/çalışanlarına, sitokompatibilite testlerinin yapılması esnasındaki yardımlarından ötürü Dr. Yuncang LI'ye, deney numunelerinin hazırlanması sırasındaki yardımlarından ötürü Jixing LIN'e, doktora tezinin biçimlenmesinde çok değerli eleştirilerinden faydalandığım Dr. M. Özgür TAŞKIN ve Dr. Mahmut PEKEDİS'e, doktora tez savunma jürisinde yer alan Prof. Dr. Enver ATİK (Ayrıca doktora tez izleme toplantılarındaki katkılarından ötürü), Prof. Dr. Mustafa GÜDEN, Doç. Dr. İbrahim Etem SAKLAKOĞLU'na teşekkürlerimi sunarım.

Bu doktora tezinin ortaya çıkmasında sonsuz destekleri olan, emeği geçen, araştırmalarım süresince her daim beni yüreklendiren eşim Birsen TAŞKIN OZAN'a teşekkürlerimi sunarım. Bu doktora tezi, eşim BİRSEN ve oğlum AKIN'a ithaf edilmiştir.

15.06.2015/İZMİR

Sertan OZAN

Eşim BİRSEN ve Oğlum AKIN'a

İÇİNDEKİLER

	<u>Sayfa</u>
ÖZET	VII
ABSTRACT	IX
ŞEKİLLER DİZİNİ	XVII
ÇİZELGELER DİZİNİ	XXV
SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ	XXVII
1. GİRİŞ	1
2. ARAŞTIRMANIN GEREKLİLİĞİ	9
3. BİYOUYUMLULUK	15
3.1 Biyolojik Biyouyumluluk	15
3.2 Mekanik Biyouyumluluk	19
4. ÜRETİM YÖNTEMLERİNİN KIYASLANMASI	27
5. Ti ALAŞIMLARININ BİYOMEDİKAL MALZEMESİ OLARAK KULLANIMI	33
6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR	39
6.1 Alaşımların Tasarımı	39
6.1.1 D-elektron alaşım tasarım metodu	39

İÇİNDEKİLER (devam)

	<u>Sayfa</u>
6.1.2 Molibden eş değeriği metodu.....	40
6.1.3 Elektron-atom oranı yaklaşımı	41
6.2 Alaşımların Üretilmesi.....	42
6.3 Numunelerin Hazırlanması	43
6.4 Mikroyapı Karakterizasyonu.....	48
6.5 Mekanik Özelliklerin Tayini.....	49
6.6 Sitokompatibilite Değerlendirmesi	52
6.7 İstatistiksel Analiz.....	53
7. SONUÇLAR VE İRDELEME.....	55
7.1 Mikroyapı.....	55
7.2 Mikro-sertlik	60
7.3 Basma Testi.....	63
7.4 Çekme Testi	73
7.5 TNZ Alaşımlarının Çekme Testi Sonrasında Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi	86
7.6 Yoğunluk ve Özgöl Dayanım	90
7.7 TNZ Alaşımlarının Sitokompatibiliteleri.....	92

İÇİNDEKİLER (devam)Sayfa

8. GENEL SONUÇLAR.....	101
KAYNAKLAR DİZİNİ.....	105
ÖZGEÇMİŞ.....	127

ŞEKİLLER DİZİNİ

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
1.1. 63 yaşındaki bir kadının radyografları A) Sağ kalçanın ameliyat öncesi anteroposteriyor radyografisi, B) Sağ kalçanın ameliyatın hemen sonrasında alınan anteroposteriyor radyografisi, C) Sağ kalçanın ameliyattan 7,5 yıl sonra alınan anteroposteriyor radyografisi. Şiddetli gerilme izolasyonu gözlenmiştir.....	3
1.2. Ortopedik uygulamalar için kullanılan alaşımların elastisite modülü değerleri	4
1.3. Solda total kalça protezi ve sağda total diz protezi.....	5
1.4. Kadın hasta öncelikle intramedüler çivi ile tedavi edilmiştir. A) İntramedüler çivi uygulaması sonrasında 20 ay sonra femur cisim kırığının birleşmemesi, B) İntramedüler çivi çıkartılıp çift kemik plakasının kemik grefti ile uygulanması, C) Tam kemik birleşmesinin ameliyattan 22 ay sonra başarılması (E ve F).....	6
1.5. Yaygın olarak kullanılan metalik omur çubukları: paslanmaz çelik Üst), Ti alaşım Orta), ve kobalt-krom alaşım Alt)	7
2.1. Kemik dokusunun ticari biyomedikal alaşımlar (paslanmaz çelik: SUS-316L, Co–Cr esalı alaşım: CoCrMo, Ti–6Al–4V: Ti–64ELI, ticari saflıkta Ti: Cp–Ti, Ti–35Nb–5Ta–7Zr–0.4O: TNZTO, ve Ti–13Zr–13Nb) ve yeni geliştirilmiş olan Ti alaşımlar (Ti–29Nb–13Ta–4.6Zr: TNTZ, Ti–30Zr–8Mo: Ti–8Mo, Ti ₆₅ Zr ₂₀ Nb ₁₀ Ta ₃ Fe ₁ O ₁ : Z11, ve Ti–5Fe–3Nb–3Zr: TFNZ) ile esneklik katsayısı ve elastisite modülü değerleri açısından karşılaştırılması.....	11
2.2. Ti köpük malzeme	12

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
3.1. Cerrahi alanda başlayan nikel alerjisi reaksiyonu	16
3.2. Sistematik alerjik deri yangısı	16
3.3. Pektus ekskavatum düzeltme ameliyatında paslanmaz çelik barların kullanılması neticesinde hastada metal alerjisinin meydana gelmesi	17
3.4. A) Total kalça protezinin fretting yorulması, B) Kemik plakasının fretting yorulması	20
3.5. İmplantın aşınması	22
3.6. a) Kemik plakası, b) Total kalça protezi, c) diş implantı	23
3.7. Total kalça protezinin sap kısmının kırıldığını gösteren sol kalçaya ait anteroposteriyor radyografi	24
3.8. Kilitli baskı plakasının X-Ray görüntüsü a) implantasyon sonrası, b) kırılma sonrası	25
3.9. Kırılmış kilitli baskı plakası	25
4.1. Gözenekli Ti-6Al-4V alaşımı numunesi	30
4.2. Geleneksel selektif lazer sinterlemenin şematik gösterimi	30
4.3. Soğuk pota yükselimli ergitme yönteminin şematik gösterimi	31
5.1. a) Teleskobik kilitli intramedüller çivi sistemi, b) Femur/tibia çivisinin (yukarıda) ve humeral çivisinin (aşağıda) distal ucu	34
5.2. Kemik plakası	34

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
5.3. Dental implant.....	35
5.4. Polietereeterketon (PEEK)'den üretilmiş omur çubuğu	35
5.5. Pedikül vidaları Sol) 7.5×40 mm konik, asimetrik progresif yivli (Xia; Stryker Spine, Allendale, NJ), Orta) 7.5×40 mm konik, geleneksel V-şeklinde yivli (Osteonics, Stryker Spine, Allendale, NJ), Sağ) 6.5×40 mm silindirik V yivli (Osteonics, cylindrical)	36
5.6. Sol) ADEPT total kalça protezi, Orta) Kalça yüzey değiştirme protezi, Sağ) Kalça yüzey değiştirme protezi uygulanan hastaya ait X-Ray görüntüsü	36
5.7. Göğüs destek çubuğu A) Geleneksel göğüs destek çubuğu, B) Orta kısmı düz göğüs destek çubuğu	37
5.8. Biyomodel ve kranyofasyal rekonstrüksiyon cerrahisi için özelleştirilmiş implant	37
6.1. Üretilen ingottan tel erozyon işleme yöntemiyle kesilen parça	43
6.2. Tel erozyon işleme yöntemiyle numune çıkarılmış diktörtgen kesitli Ti alaşım parça.	44
6.3. Tel erozyon işleme yöntemi kullanılarak kesilen disk şeklindeki numuneler.	44
6.4. Bakalite alındıktan sonra zımparalanmış ve parlatılmış numuneler.	45
6.5. Otomatik numune hazırlama cihazı.	45

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
6.6. a) Manuel zımparalama donanımı, a') parlatma çuhası.	46
6.7. a) Çeker ocak, a') Dijital ultrasonik temizleyici.	46
6.8. Sitokompatibilite testi için hazırlanmış bazı numuneler.	47
6.9. XRD analizi için hazırlanmış numune örneği.	47
6.10. X-ışını difraktometresi (Bruker D8 Advance).	48
6.11. Optik mikroskop (Leica-MEF4M).	49
6.12. Mikro-sertlik test cihazı (Buehler Micromet 2100).	50
6.13. Çekme testi cihazı (Instron 5567).	51
6.14. Taramalı elektron mikroskobu (Field-Emission SEM ZEISS SUPRA 40 VP).	51
6.15. Çekme testi ile elde edilen mekanik özelliklerin şematik gösterimi.	52
6.16. Sitokompatibilite değerlendirmesi için kullanılmak üzere tel erozyon işleme yöntemiyle kesilen numuneler.	53
7.1. TNZ-1 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.	55
7.2. TNZ-2 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.	56
7.3. TNZ-3 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.	57
7.4. TNZ-4 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.	58

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
7.5. TNZ-1 alaşımının XRD grafiği.	59
7.6. TNZ-2 alaşımının XRD grafiği.	59
7.7. TNZ-3 alaşımının XRD grafiği.	60
7.8. TNZ-4 alaşımının XRD grafiği.	60
7.9. TNZ alaşımlarının mikro-sertlik değerleri.....	61
7.10. TNZ-1 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.	62
7.11. TNZ-2 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.	62
7.12. TNZ-3 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.	63
7.13. TNZ-4 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.	63
7.14. TNZ-1 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	64
7.15. TNZ-2 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	65
7.16. TNZ-3 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	65
7.17. TNZ-4 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	66
7.18. TNZ-1 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.....	68

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
7.19. TNZ-2 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.	69
7.20. TNZ-3 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.	70
7.21. TNZ-4 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.	71
7.22. TNZ alaşımlarının basma-akma dayanımları.	72
7.23. TNZ-1 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	73
7.24. TNZ-2 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	74
7.25. TNZ-3 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	74
7.26. TNZ-4 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.	75
7.27. TNZ-1 alaşımına ait mikro-sertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.	77
7.28. TNZ-2 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.	77
7.29. TNZ-3 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.	78
7.30. TNZ-4 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.	78
7.31. TNZ alaşımlarının çekme dayanımları.	79
7.32. T NZ alaşımlarının akma dayanımları.	80
7.33. TNZ alaşımlarının toplam uzama (%) miktarları.	81

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)

<u>Şekil</u>	<u>Sayfa</u>
7.34. TNZ alaşımlarının elastik enerji değerleri.	82
7.35. TNZ alaşımlarının tokluk değerleri.	83
7.36. TNZ alaşımlarının elastisite modülü değerleri.	84
7.37. TNZ-1 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 500X, b) 2000X.	87
7.38. TNZ-2 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 758X, b) 2000X.	88
7.39. TNZ-3 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 750X, b) 1000X.	89
7.40. TNZ-4 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 1000X; (b) 1000X.	90
7.41. 1 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüsü (105 X).	93
7.42. 1 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (3010X), b) (2710X).	94
7.43. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-1 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (221 X), b) (2180 X).	95
7.44. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) 253 X, b) (498 X).	96

ŞEKİLLER DİZİNİ (devam)ŞekilSayfa

- 7.45. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-3 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (251 X), b) (666 X).97
- 7.46. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-4 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri (231 X), (763 X).98
- 7.47. 7 günlük hücre kültürü sonrasında saptanan hücre adhezyon yoğunluk değerleri.....99

ÇİZELGELER DİZİNİ

<u>Çizelge</u>	<u>Sayfa</u>
6.1. TNZ alaşımlarına ait $\overline{B}_0 - \overline{M}_d$ değerleri.....	40
6.2. TNZ alaşımlarına ait $Mo_{eş}$ değerleri.....	41
6.3. TNZ alaşımlarına ait $(e/a)_{alaşım}$ değerleri.	42
7.1. TNZ alaşımlarının ve diğer bazı titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri.....	85
7.2. TNZ alaşımlarına ait yoğunluk değerleri.	91
7.3. TNZ alaşımlarına ait özgül dayanım değerleri.	92

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
Ti	Titanyum.
Al	Alüminyum.
Mo	Molibden.
Nb	Niyobyum.
CP Ti	Ticari Safılıkta Titanyum.
O	Oksijen.
Ni	Nikel.
Mn	Mangan.
Tc	Teknetyum.
Rh	Rodyum.
Pd	Paladyum.
Ag	Gümüş.
Os	Osmiyum.
Ir	İridyum.
Pt	Platinyum.
Zn	Çinko.
Au	Altın.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
Ru	Rutenyum
Fe	Demir.
Co	Kobalt.
Cr	Krom.
Cu	Bakır.
Si	Silisyum.
Sn	Kalay.
Ta	Tantalyum.
Hf	Hafniyum.
V	Vanadyum.
Zr	Zirkonyum.
W	Tungsten.
SiC	Silisyum Karbür.
H ₂ O ₂	Hidrojen Peroksit.
NiTi	Nitinol.
Re	Renyum.
β	Beta.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
α	Alfa.
w	Omega.
A_b	Başlangıç Kesit Alanı.
H_b	Başlangıç Boyu.
A_f	Belirli Bir Deformasyon Miktarından Sonraki Kesit Alanı.
H_f	Belirli Bir Deformasyon Miktarından Sonraki Numune Boyu.
e	Mühendislik Birim Şekil Değiştirme.
ε_t	Gerçek Birim Şekil Değiştirme.
σ_t	Gerçek Gerilme.
P	Kuvvet.
δ	Esneklik Katsayısı.
σ_{ak}	Akma Dayanımını.
E	Elastisite Modülü.
$\sigma_{\ddot{o}a}$	Özgöl Akma Dayanımı.
ρ	Yoğunluk.
$\sigma_{\ddot{o}\varsigma}$	Özgöl Çekme Dayanımı.
σ_{ς}	Çekme Dayanımı.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Simgeler</u>	<u>Açıklama</u>
HNO ₃	Nitrik Asit.
HF	Hidroflorik Asit.

SİMGELER VE KISALTMALAR DİZİNİ (Devam)

<u>Kısaltmalar</u>	<u>Açıklama</u>
ASM	American Society for Metals.
ASTM	American Society for Testing and Metals.
HMK	Hacim Merkezli Kübik.
HV	Vickers Sertlik.
SEM	Scanning Electron Microscope.
YMK	Yüzey Merkezli Kübik.
XRD	X-Ray Diffraction
MTS	Methyl Tetrazol Sulfate.

1. GİRİŞ

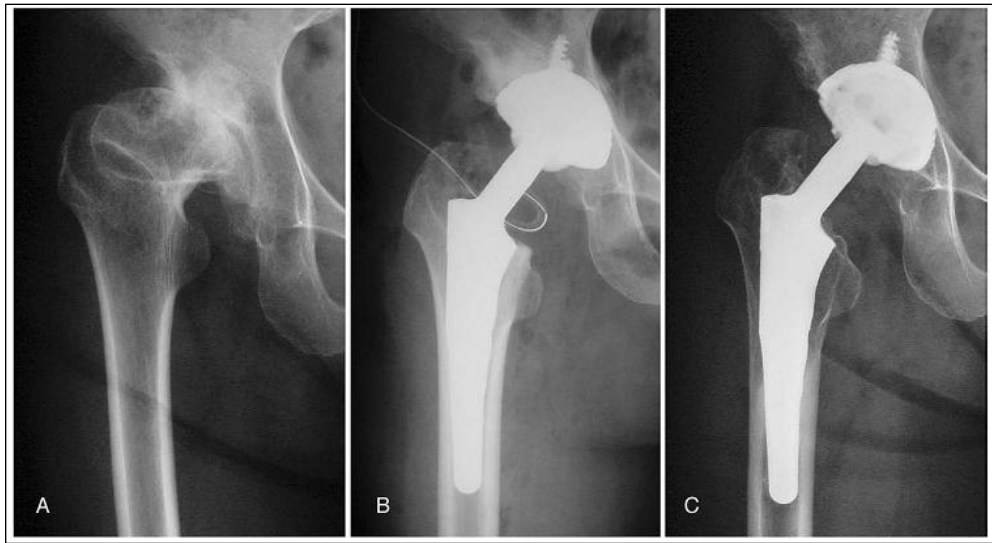
Metaller, polimerler, seramikler ve kompozitler biyomalzeme olarak kullanılabilmektedir (Martz et al., 1997). Metalik biyomalzemeler, seramik ve polimer biyomalzemeler ile kıyaslandığında geniş aralıktaki dayanım, süneklik, kırılma tokluğu, sertlik, şekillendirilebilirlik özellikleri ile birlikte yüksek korozyon direnci ve biyouyumluluk özellikleri ile öne çıkmaktadır (Nouri et al., 2010). Metalik biyomalzemeler diğer biyomalzemeler ile kıyaslandığında en eski geçmişe sahiptirler (Niinomi, 2002). Cerrahi alanda implant malzemesi olarak ilk defa paslanmaz çelik kullanılmıştır (Niinomi, 2002). Bunu takiben kobalt (Co) esaslı alaşımlar kullanılmaya başlanmıştır (Niinomi, 2002). Saf titanyum (Ti) ve Ti alaşımları ise metalik biyomalzeme grubu içerisinde üstün özellikleri ile kendine kullanım alanı bulmuştur (Niinomi, 1998). Ti alaşımları mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, yüksek yorulma dayanımı, nispeten daha düşük elastisite modülü gibi özelliklerinden dolayı ortopedik implant malzemesi olarak tercih edilmektedir (Long and Rack, 1998). Biyomedikal endüstrisinde vazgeçilmez malzeme grubu olarak yerini alan Ti alaşımları (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013; Niinomi, 2008; Niinomi and Nakai, 2011), sahip olduğu yüksek özgül mukavemeti ve korozyon direncinden dolayı ayrıca havacılık (Peters et al., 2003), denizcilik (Candel et al., 2010), otomotiv (Moxson et al., 2000), kimya (Cui et al., 2011), spor malzemeleri (Moxson and Froes, 2001) endüstrisinde kullanılmakta ve her geçen gün kullanım alanı genişlemektedir (Ozan and Ipek, 2012). Saf titanyumun ve Ti alaşımlarının biyomedikal uygulamaları için günümüzde en fazla tercih edilen metalik malzeme olmasında mekanik, fiziksel ve biyolojik performanslarının diğer metalik malzemelere göre daha üstün olması etkilidir (Niinomi, 1998; Rack and Qazi, 2006).

2013 yılında Birleşmiş Milletler tarafından sunulan rapora göre 60 yaş ve üzerindeki insanların sayısının hızla arttığı ve dünyanın daha gelişmiş bölgelerinde yaşayan yaşlı insanların sayısının 2050 yılı itibari ile %45 oranında artacağını beklendiği bildirilmektedir (United Nations-Department of Economic and Social Affairs-Population Division, 2013). Şüphesizdir ki yaşlanan nüfus ile

birlikte bugünkü rakamların çok daha üstünde biyomalzeme kullanılacaktır. Kemik dokusunda doğuştan var olan kusurların düzeltilmesi, trafik kazaları ve spor yaralanmaları ile eklemlerde ve kemik dokusunda meydana gelen hasarların onarılması, yaşlılığın etkisiyle ortaya çıkan kemik dokusu hastalıklarının iyileştirilmesi, kemik dokusu ile eklemlerin normal işlevlerini yerine getirebilmesi için ortopedik implant malzemeleri insan vücuduna yerleştirilmektedir (Geetha et al., 2009; Navarro et al., 2008). Kurtz ve arkadaşlarının çalışmasında (Kurtz et al., 2007), Amerika Birleşik Devletlerinde 2030 yılının sonuna kadar total kalça protezi ameliyatı sayısının %174 artarak 572 bine, total diz artroplastisi ameliyatlarının ise %673 artarak 3,48 milyona ulaşacağı bildirilmiştir. Bununla birlikte 2005 ve 2030 yılları arasında total kalça protezi düzeltme ameliyatlarının %137, total diz artroplastisi düzeltme ameliyatlarının ise %601 oranında artacağı belirtilmektedir (Kurtz et al., 2007). Düşük aşınma/korozyon direncine, düşük kırılma tokluğuna ve yorulma dayanımına sahip olan malzemelerin implant malzemesi olarak kullanılması, kullanılan alaşımlarda biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementlerinin kullanılmaması, kemik dokusu ile ortopedik implant malzemesinin elastisite modülleri arasındaki uyumsuzluk düzeltme ameliyatlarına sebep olabilmektedir (Geetha et al., 2009).

Biyolojik ve mekanik olarak biyouyumlu malzemeler kullanılmadığı takdirde düzeltme ameliyatlarının sayısında artış yaşanması kaçınılmazdır (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Wolff kanununa göre (Wolf, 1998; Braun et al.'dan, 2003) kemik üzerine düşen yük azalırsa kemik yoğunluğu azalır. Kemik dokusuna göre daha yüksek elastisite modülüne sahip bir implant malzemesinin kullanılması durumunda gerilme izolasyonu meydana gelebilmektedir (Huiskes et al., 1992). Kemik dokusuna göre daha rijit olan implant malzemesinin mekanik yüklerin büyük bir kısmını taşıması neticesinde kemik dokusu çok düşük seviyelerde yük taşıdığından implant malzemesi gevşeyebilmektedir (Huiskes et al., 1992). Şekil 1.1'de 63 yaşındaki bir kadına ait sağ kalça radyografları verilmiştir (Kawate et al., 2009). Şekil 1.1(c)'de şiddetli gerilme izolasyonu görülmektedir (Kawate et al., 2009). Çok iyi bilinmektedir ki malzemelerin yorulma dayanımı genellikle malzemelere ait akma dayanımı ve/veya çekme dayanımının artması ile birlikte artmaktadır. Bunun içindir ki implant malzemelerinin uzun süreli sorunsuz bir şekilde kullanılabilmesi, elastisite

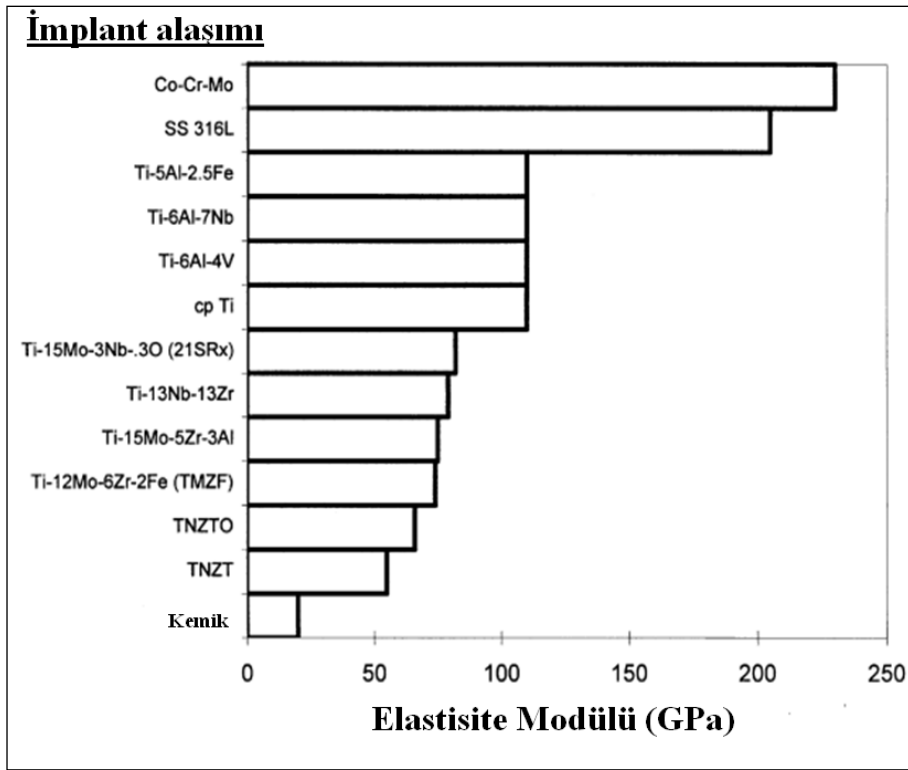
modülünün düşük olması ile birlikte mekanik dayanımın iyileştirilmesine bağlıdır (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Ortopedik implant malzemelerinin mekanik biyouyumluluk performansı esneklik katsayısı ile değerlendirilmektedir (Song et al., 1999). Malzemelerin esneklik katsayısı akma dayanımının elastisite modülüne bölünmesi ile elde edilir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013; Song et al., 1999). Esneklik katsayısı kullanılarak ortopedik implant malzemelerin mekanik biyouyumluluk performansı karşılaştırılabilmektedir (Song et al., 1999). Ortopedik implant uygulamaları açısından esneklik katsayısının büyük olması arzu edilmektedir (Song et al., 1999).



Şekil 1.1. 63 yaşındaki bir kadının radyografları A) Sağ kalçanın ameliyat öncesi anteroposterior radyografisi, B) Sağ kalçanın ameliyatın hemen sonrasında alınan anteroposterior radyografisi, C) Sağ kalçanın ameliyattan 7,5 yıl sonra alınan anteroposterior radyografisi. Şiddetli gerilme izolasyonu gözlenmiştir (Kawate et al.'dan 2009). (“Şekil 1.1” için telif hakkı sahibi Elsevier'dan “3572431361119” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Ti alaşımlarının, 316L paslanmaz çelik ve kobalt-krom (Co-Cr) alaşımlarına göre daha düşük elastisite modülüne sahip olması implant malzemesi olarak tercih edilmesinde önemli bir etkidir (Davidson et al., 1994). α - β (α :alfa, β :beta) Ti alaşımı olan Ti-6Al-4V alaşımı günümüzde yaygın kullanım alanına sahip olmak ile birlikte toksik olarak tanımlanan vanadyum (V) elementini (Okazaki, 2001), nörolojik yan etkileri (Flaten, 2001) ve genotoksik etkisi rapor edilen alüminyum (Al) elementini (Lima et al., 2011) ihtiva etmektedir. Ayrıca Ti-6Al-4V alaşımı

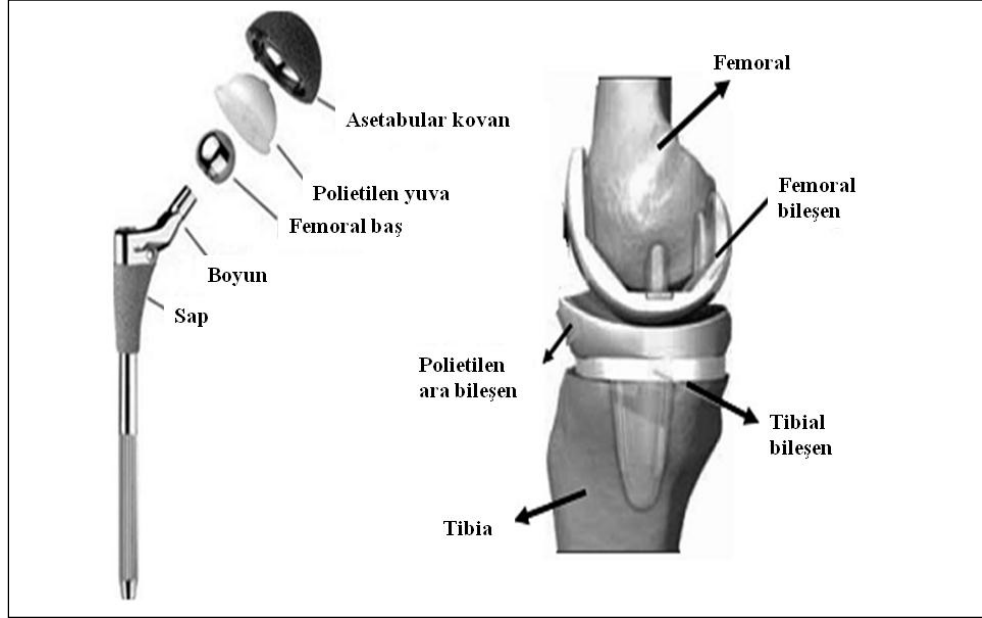
kortikal kemik dokusunun elastisite modülünün (maks. 27 GPa) (Rho et al., 1997) yaklaşık olarak 4 katı elastisite modülü değerine sahiptir (Niinomi, 1998). Dolayısı ile alfa-beta Ti alaşımlarına göre nispeten daha düşük elastisite modülüne sahip olan ve tamamen biyouyumlu alaşım elementlerinden oluşan beta Ti alaşımları ortopedik implant uygulamaları için geliştirilmektedir (Hao et al., 2007; Kuroda et al., 1998; Li et al., 2012b; Matsumoto et al., 2005; Miyazaki et al., 2006; Ozaki et al., 2004; Yang and Zhang, 2005). Şekil 1.2’de bazı biyomedikal malzemelerin elastisite modülü değerleri kemik dokusunun elastisite modülüyle kıyaslamalı olarak verilmiştir (Long and Rack, 1998).



Şekil 1.2. Ortopedik uygulamalar için kullanılan alaşımların elastisite modülü değerleri (Long and Rack'dan 1998). (“Şekil 1.2” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3573180838579” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

İmplantasyon işlemi sonrasında kemik dokusu ile implant malzemesi arasında fiksasyon sağlanması (kemik dokusu ile implant malzemesi arasında kimyasal olarak bağ oluşması), implant malzemesinin yüzeyinde oluşan kalsiyum fosfat çökeltileri ile sağlanmaktadır (Kobayashi et al., 2007). İmplant malzemesi ile kemik dokusunun birbirine kaynaşması için implant malzemesinin yüzeyinde

kalsiyum fosfat oluşumunu sağlayabilen sol-jel yöntemi (Li et al., 2009c), mikro-ark oksidasyon (Tsutsumi et al., 2012) ve alkali işlemi (Kim et al., 1997) gibi yöntemler kullanılmaktadır.



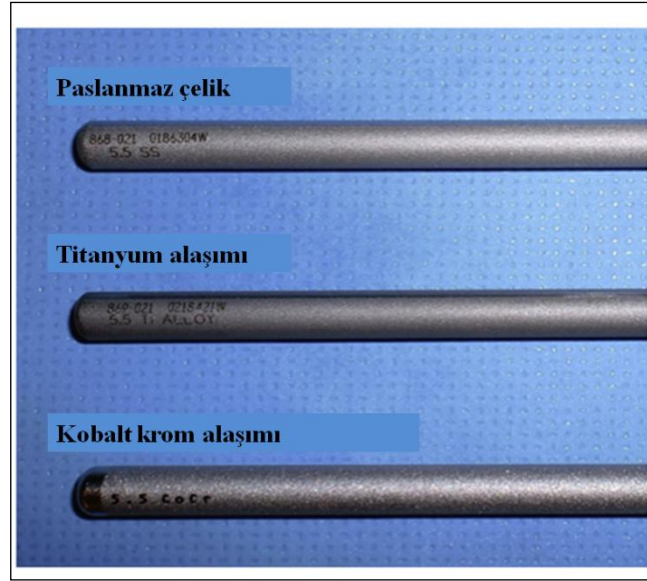
Şekil 1.3. Solda total kalça protezi ve sağda total diz protezi (Geetha et al.'dan 2009). (“Şekil 1.3” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “3572391393900” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Şekil 1.3’de kalça ve diz eklemlerinde kullanılan implant örnekleri verilmiştir (Geetha et al., 2009). Şekil 1.4’de ise travma grubu implant malzemesi uygulamalarına örnek olarak femur cisim kırığının tedavisinde kullanılan intramedüler çivi verilmiştir (Maimaitiyiming et al., 2015). Şekil 1.5’de yaygın olarak kullanılan farklı omur çubuk malzemeleri gösterilmiştir (Yoshihara, 2013).



Şekil 1.4. Kadın hasta öncelikle intramedüler çivi ile tedavi edilmiştir. A) İntramedüler çivi uygulaması sonrasında 20 ay sonra femur cisim kırığının birleşmemesi, B) İntramedüler çivi çıkartılıp çift kemik plakasının kemik grefti ile uygulanması, C) Tam kemik birleşmesinin ameliyattan 22 ay sonra başarılması (E ve F) (Maimaitiyiming et al.'dan 2015). (“Şekil 1.4” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3572421095323” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Bu tez çalışması 8 ana bölümden oluşmaktadır. İkinci bölümde araştırmanın gerekliliği ortaya konmuş olup üçüncü bölümde mekanik biyouyumluluk ve biyolojik biyouyumluluk kavramları ile ilgili bilgi verilmiştir. Dördüncü bölümde üretim yöntemlerinin kıyaslaması yapılırken beşinci bölümde Ti alaşımlarının biyomedikal malzemesi olarak kullanım örnekleri incelenmiştir. Altıncı bölümde deneysel çalışmalar aşamalı olarak verilmiştir. Yedinci bölümde bulgulara yer verilmiş olup sekizinci bölümde tez çalışmasından elde edilen genel sonuçlar sunulmuştur.



Şekil 1.5. Yaygın olarak kullanılan metalik omur çubukları: paslanmaz çelik (Üst), Ti alaşım (Orta), ve kobalt-krom alaşım (Alt) (Yoshihara'dan 2013). (“Şekil 1.5” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3572451268327” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Bu doktora tezi sunulmadan önce bilimsel yayın (Ozan et al., 2015) haline getirilip okuyucular ile paylaşılmıştır. Ancak burada belirtilmek istenen önemli husus bilimsel yayında sunulmamış sonuçların da bu teze eklenip irdelenmiş olmasıdır. Bu tezde, yayında sunulan şekillerden bazıları farklı formata getirilip sunulmuştur. Bilimsel yayının (Ozan et al., 2015) doktora tezinde Türkçe olarak tekrar sunulması için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3633171322469” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.

Bu çalışmanın amacı geleneksel metalik biyomalzemelere alternatif olarak düşük elastisite modülüne, yüksek mekanik dayanıma ve kopma uzamasına sahip olan, biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementlerinden oluşan, yüksek miktarda zirkonyum (Zr) elementi içeren (ağ. %25 ile ağ. %40,7) ve içerdiği bu yüksek miktardaki Zr sayesinde çıkarılabilir implant uygulamaları için de kullanılabilecek olan Ti alaşımları üretmektir.

2. ARAŞTIRMANIN GEREKLİLİĞİ

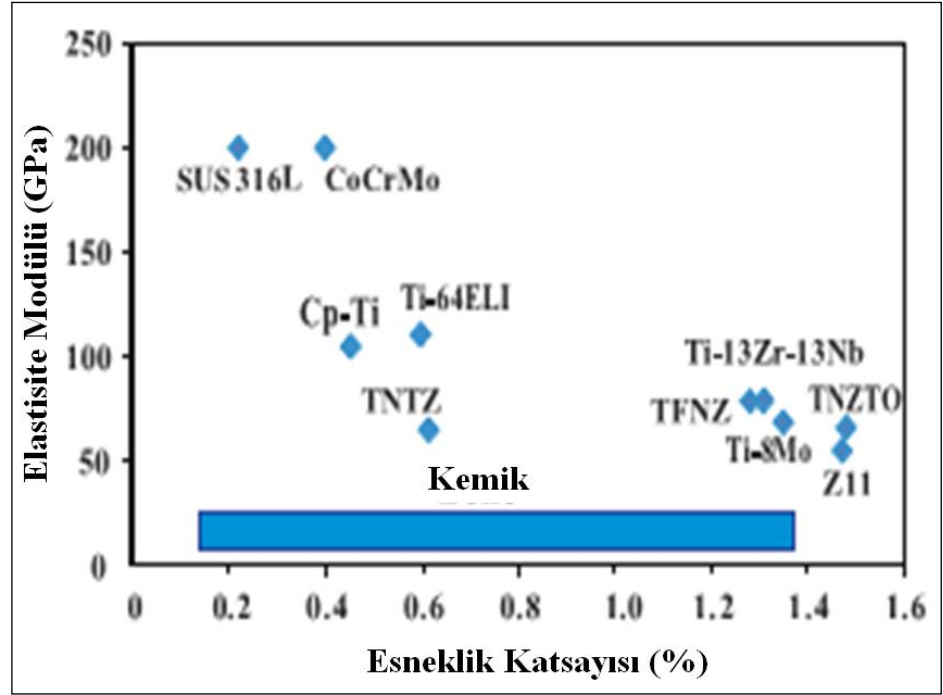
Biyomalzeme tasarımında öncelikle dikkate alınması gerekli husus biyolojik biyouyumluluğu bilimsel olarak kanıtlanmış olan ve biyolojik biyouyumluluk açısından endişe oluşturmeyen alaşım elementlerinin Ti alaşımı oluşturmak için seçilmesidir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013; Geetha et al., 2009). Biyomalzeme tasarımında biyolojik olarak biyouyumluluğu ispatlanmış alaşım elementlerinin kullanımı oldukça önemlidir. İnsan bedeninde aksayan bir işlevi yerine getirmek için yerleştirilen (implante edilen) malzemenin biyolojik olarak biyouyumlu olmaması durumunda implant malzemesinin işlevini yerine getirip aksayan vücut işlevini eski haline getirmesi bir yana, çok daha büyük sorunlara sebep olması mümkündür (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Bu adımı takiben tasarımcılar, sadece elastisite modülünü değil aynı zamanda tasarımı düşünülen Ti alaşımının kullanım alanına bağlı olarak arzu edilen değerdeki yorulma dayanımı, aşınma direnci, kırılma tokluğu, korozyon direnci, yüzey biyoaktifliği özelliklerini de elde etmek için gereken uygulamaları yürürlüğe koymalıdır (Geetha et al., 2009).

Ortopedik implant malzeme kullanımında, metalik biyomalzeme sınıfı içerisinde yer alan saf Ti ve Ti alaşımları mükemmel biyouyumluluk, yüksek korozyon direnci, nispeten daha düşük elastisite modülü gibi özelliklerinden dolayı tercih edilmektedir (Long and Rack, 1998). Çok iyi bilinmektedir ki Ti alaşımları oda sıcaklığı mikroyapılarına göre α , α - β , β alaşımları olarak sınıflandırılırlar. Alfa fazının kararlı bir faz olmasından dolayı alfa Ti alaşımlarının ısı işlem ile dayanımı artırılmaz (Boyer et al., 1994). Bu özellik, alfa Ti alaşımlarını alfa-beta ve beta Ti alaşımlarından ayıran en temel özelliktir (Boyer et al., 1994). Ayrıca son yıllarda ortopedik implant malzemesi olarak kullanımı oldukça ilgi çeken beta Ti alaşımlarının soğuk şekillendirilebilme kabiliyetleri alfa-beta Ti alaşımlarına göre çok daha iyidir (Boyer et al., 1994). Beta Ti alaşımlarının soğuk şekillendirilebilme özelliğinin iyi olması tasarlanan alaşımın üretim maliyetini düşürmekte ve ticari ürüne dönüştürülme aşamasında avantaj sağlamaktadır (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013).

Endüstride yaygın kullanım alanına sahip Ti-6-4 ELI (α - β) alaşımı tavllanmış durumdayken 875 MPa akma dayanımına, 965 MPa çekme dayanımına, 110 GPa elastisite modülüne ve %10-15 kopma uzaması değerine sahiptir (Wang, 1996). Ti-15Mo (β) alaşımı ise 544 MPa akma dayanımına, 874 MPa çekme dayanımına, 78 GPa elastisite modülü ve %21 kopma uzaması değerine sahiptir (Wang, 1996).

Yenileme (düzeltme) ameliyatlarının sayısını azaltabilmek için ortopedik implantların uzun ömürlü ve kemik dokusuna yakın rijitlikte olmaları istenmektedir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Beta Ti alaşımları sahip olduğu nispeten daha düşük elastisite modülü sayesinde ortopedik uygulamalar için aday malzemelerdir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Mekanik dayanımı yüksek ve elastisite modülü düşük olan ortopedik implant malzemelerin tasarımı odaklanılması gereken önemli bir husustur.

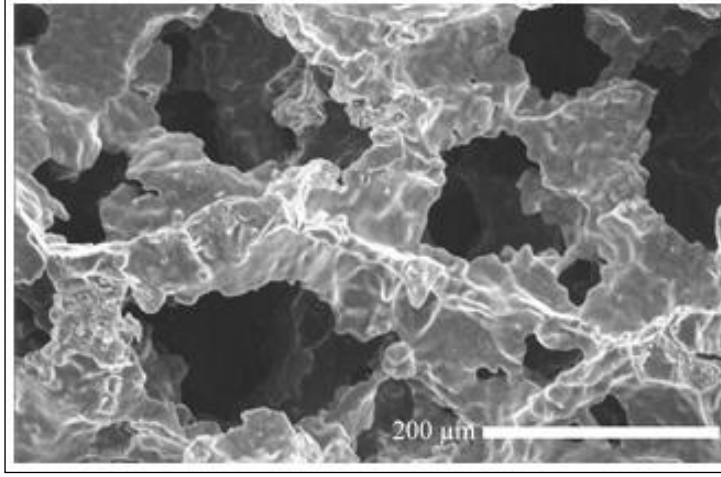
Birinci bölümde değinildiği üzere, esneklik katsayısı kullanılarak ortopedik implant malzemelerin mekanik biyouyumluluk performansları karşılaştırılabilmektedir (Song et al., 1999). Malzemelerin esneklik katsayısı akma dayanımının elastisite modülüne bölünmesi ile elde edilmektedir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013; Song et al., 1999). Şekil 2.1’de bazı ticari biyomedikal alaşımlarına ve yeni geliştirilmiş olan bazı Ti alaşımlarına ait esneklik katsayısı değerleri elastisite modülü değerleriyle birlikte sunulmuştur (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013).



Şekil 2.1. Kemik dokusunun ticari biyomedikal alaşımlar (paslanmaz çelik: SUS-316L, Co-Cr esalı alaşım: CoCrMo, Ti-6Al-4V: Ti-64ELI, ticari saflıkta Ti: Cp-Ti, Ti-35Nb-5Ta-7Zr-0.4O: TNZTO, ve yeni geliştirilmiş olan Ti alaşımlar (Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr: TNTZ, Ti-30Zr-8Mo: Ti-8Mo, $Ti_{65}Zr_{20}Nb_{10}Ta_3Fe_1O_1$: Z11, ve Ti-5Fe-3Nb-3Zr: TFNZ) ile esneklik katsayısı ve elastisite modülü değerleri açısından karşılaştırılması (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi'den 2013). (“Şekil 2.1” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3573171413789” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Kemik dokusu ve implant malzemesinin elastisite modüllerindeki uyumsuzluğu gidermek (de Vasconcellos et al., 2010; Dewidar et al., 2008), kemik dokusunun implant malzemesinin içine doğru büyümesine olanak sağlayabilmek, dolayısıyla implant malzemesi ile kemik dokusunun birbirine tutunmasını geliştirebilmek için (Dewidar et al., 2006) son yıllarda gözenekli saf Ti ve Ti alaşımlarının üretimi/üretilebilirliği bilimsel alanda büyük ilgi görmektedir (Ahn et al., 2014; Asik and Bor, 2015; Rao et al., 2014; Rivard et al., 2014). Ortopedik implant malzemelerinin elastisite modülünü kemik dokusuna benzeş hale getirebilmek için malzemenin mekanik dayanımından ödün vererek köpük malzemeler üretilmektedir (Li et al., 2009b; Wang et al., 2009b; Wang et al., 2010). Köpük malzemelerin tasarlanması ile her ne kadar kemik dokusunun implantın içine doğru büyüme mekanizmasında iyileşme olsa da (Hutmacher, 2000) köpük alaşımların korozyon direncinin ve mekanik dayanımının gözeneksiz malzemelere göre oldukça düşük olması (Ryan et al., 2006; Dabrowski et al., 2010) nedeniyle bu tür malzemelerin kullanımı özellikle çevrimsel yük taşıyan

ortopedik implant malzemeleri için mümkün değildir (Ryan et al., 2006). Şekil 2.2’de Ti köpük malzemeye ait SEM görüntüsü verilmiştir (Biesiekierski et al., 2012a).



Şekil 2.2. Ti köpük malzeme (Biesiekierski et al.'dan 2012a). (“Şekil 2.2” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3573531452116” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

İmplant malzemelerinin yüzeylerinde oluşan kalsiyum fosfat çökeltileri ile implant malzemesi ve kemik dokusu arasında kimyasal olarak tutunma sağlanarak fiksasyon sağlanmaktadır (Kobayashi et al., 2007). Çıkarılabilir implant malzemelerin uygulandığı durumlarda, implant malzemesinin yüzeyinde yüksek miktarda kalsiyum fosfat çökeltisinin oluşması istenmeyen bir durumdur (Zhao et al., 2011a). Söz konusu kalsiyum fosfat çökeltilerinin implant yüzeyinde oluşmasının arzu edilmemesinin sebebi kemik ile implant malzemesinin birbirine kaynaşmasını engellemek içindir (Kobayashi et al., 2007). Böylelikle implant malzemesinin çıkartılması esnasında kemikte yeni kırıklar oluşma ihtimali ortadan kaldırılır ve implant çıkarma işlemi daha kolay bir şekilde gerçekleştirilir (Zhao et al., 2011a). İmplantlar hastanın talebi ve/veya şikâyetleri üzerine çıkarılabilmektedir (Vos and Verhofstad, 2013). Travma grubu implant malzemeleri, özellikle çocuklar (Schmittenebecher, 2013) ve fiziksel temas gerektiren sporlarla ile uğraşan sporcular (Evans and Evans, 1997) için kullanıldığında iyileşme gerçekleştikten sonra çıkarılabilmektedir (Zhao et al., 2011a). Mekanik biyouyumluluğa sahip ve aynı zamanda kemik iletkenliği düşük olan biyomedikal malzemelerin tasarlanması travma grubu ortopedik implant uygulamaları açısından önemli bir ihtiyaçtır (Hanawa, 2012; Zhao et al., 2011a; Zhao et al., 2011b). Kemik dokusu ile mekanik olarak biyoyumlu biyomedikal

malzemelerin kullanılması ile beraber kemik atrofisi oluşumunun önüne geçilebilir (Niinomi and Nakai, 2011).

İmplant malzemelerinin kemik dokusu ile kaynaşmasını hızlandırmak için yüzeyde kalsiyum fosfat oluşumları oldukça önemlidir (Anselme, 2011). Örneğin biyoinert seramik grubundan olan Zirconia'nın yüzeyinde kemik dokusu ile kimyasal bağ yapımını sağlayacak kalsiyum fosfat oluşmamasından ötürü kemik ile sadece morfolojik fiksasyon sağlar (Liu et al., 2006). İmplantlar yüzeyinde kalsiyum fosfat oluşumu sayesinde kemik ile sıkı bir bağ oluştururlar (Yuan and de Groot, 2005). Ayrıca implant ile kemik arasında fibroz doku oluşumunun önlenmesi de oldukça önemlidir (Carlsson et al., 1986).

Osseointegrasyon kemik ve implant malzemesi arasında fibroz doku oluşmaksızın doğrudan teması tanımlamaktadır (Carlsson et al., 1986). Ortopedik implantlar implant ile kemik dokusu arasında oluşan fibröz doku nedeniyle gevşeyebilirler (Liu et al., 2004). Hem geçici hem de sürekli implant malzemelerinde fibroz doku oluşumu istenmez. Osseointegrasyondan farklı olarak kemik ve implant malzemesi arasındaki kimyasal bağ implant malzemesinin yüzeyindeki kalsiyum fosfat oluşumuna bağlıdır (Skripitz and Aspenberg, 1998).

Yapay eklemler gibi vücut içerisinde sürekli kullanılan biyomedikal malzemelerin kemik dokusu ile bütünleşmesi klinik ihtiyaçlar temelinde değerlendirildiğinde oldukça önemlidir (Hanawa, 2012). Bu tür yapay eklemlerden beklenen kemik dokusu ile hızlı bir şekilde bütünleşmeleri ve bu bütünleşmeyi korumalarıdır (Simka et al., 2013). İyi bilindiği üzere yapay eklemler hasarlı ekleme sahip hastalarda tam olarak yerine getirilemeyen işlevlerin tekrar hastaya kazandırılması maksadıyla kullanılırlar. Bu hastaların ömür boyu ekleme ihtiyacı olacaktır. Buna bağlı olarak hastada kemik dokusuyla kaynaşmış yapay eklem hastanın günlük yaşam aktivitelerini ömrü boyunca rahat bir şekilde yürütebilmesi için oldukça önemlidir (Fujibayashi and Nakamura, 2004).

İyileşme sağlandıktan sonra vücuttan çıkarıldığında herhangi bir hareket işlevinin kısıtlanmasına sebep olmayan kemik çivisi, kemik vidası gibi travma

grubu implant malzemelerinin kemik dokusu ile asimile olmaları arzu edilmeyebilir (Hanawa, 2012). Çünkü bu tür malzemeler kemik dokusunda iyileşme sağlandıktan sonra işlevlerini tamamlarlar ve sonrasında vücuttan çıkarılırlar (Sidky and Buckley, 2008). Bu temelde bakıldığında kalıcı ve geçici (çıkarılabilir) ortopedik implant malzemelerinin sırasıyla kemik iletkenlikleri yüksek ve düşük olmalıdır (Hanawa, 2012).

Bu çalışmada, zirkonyumun kalsiyum fosfat oluşumunu engellediğinin belirtildiği çalışmalar (Hanawa et al., 2002; Hanawa et al., 1992; Kobayashi et al., 2007) ve ilgili diğer çalışmalardaki (Abdel-Hady et al., 2007; You and Song, 2012) Ti-Nb-Zr alaşımlarının mekanik özellikleri ve faz stabiliteleri dikkate alınarak %25 ile %40,7 (ağ.) arasında Zr içeren Ti-Nb-Zr alaşımları tasarlanmıştır. Bu çalışmadaki amaç, hem mekanik hem de biyolojik olarak biyouyumlu Ti alaşımları elde etmektir. Bu çalışma kapsamında, tamamen biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementleri kullanılarak yüksek esneklik katsayısına (akma dayanımı/elastisite modülü) sahip olan ve basma testi sırasında mükemmel süneklik sergileyen yeni Ti-Nb-Zr alaşımları üretilmiştir. Bu çalışma kapsamında üretilen Ti-Nb-Zr alaşımları sergilediği mekanik performans göstergeleriyle ortopedik implant olarak kullanılmaya aday malzemelerdir. Alaşım elementlerinden Nb, beta izomorfik alaşım elementidir (Henry et al., 1995). Zr, Nb veya Ta içeren çok elementli Ti alaşımlarında etkili bir beta dengeleyici işlevini görmektedir (Abdel-Hady et al., 2006).

Son yıllarda bilimsel alanda biyomedikal uygulamalarında kullanılmak üzere yeni Ti alaşımları geliştirilmektedir (Cui and Ping, 2009; Cui et al., 2010; Kim et al., 2005; Miyazaki et al., 2006; Ning et al., 2010; Ozaki et al., 2004; Sakaguchi et al., 2004; Tobe et al., 2009; You and Song, 2012; Zhang et al., 2011b; Zhou et al., 2009). Hem mekanik hem de biyolojik biyouyumluluğa sahip biyomedikal malzemeler ortopedik implant uygulamaları için önemli bir gereksinimdir. Bu çalışmada, biyouyumlu alaşım elementleri (Ti, Nb, Zr) kullanılarak 4 adet yeni beta Ti-Nb-Zr (TNZ) alaşımı tasarlanmıştır. Döküm yöntemi ile üretilen Ti alaşımlarının mekanik özellikleri ve sitokompatibiliteleri birbirleriyle kıyaslamalı olarak incelenmiştir.

3. BİYOUYUMLULUK

3.1 Biyolojik Biyouyumluluk

Biyomalzemeler için biyouyumluluk, implant malzemesinin temas halinde bulunduğu doku hücrelerinde kayba, kronik iltihap oluşumuna ve hücresel işlevlerin bozulmasına sebep olmaması demektir (Dewidar et al., 2006). Biyomalzemelerin biyolojik biyouyumlulukları değerlendirilirken genotoksik, sitotoksik, kanserojen, mutajenik, alerjik, nörolojik etkileri ve korozyon eğilimleri dikkate alınmaktadır (Biesiekierski et al., 2012a).

Paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımlarından vücut ortamında nikel (Ni), Co, Cr ve demir (Fe) salınmaktadır (Okazaki and Gotoh, 2005). Ni ve Co elementlerinin kanserojen etkisi ile ilgili endişeler mevcuttur (Beyersmann and Hartwig, 2008). Ayrıca Cr ve Fe elementleri de biyolojik olarak biyouyumlu elementler sınıfı içerisinde yer almamaktadır (Biesiekierski et al., 2012a).

İmplant malzemeleri alerjik reaksiyonlara da sebep olabilmektedir (Biant et al., 2010; Granchi et al., 2008; Rushing et al., 2007; Sesia et al., 2013; Shah et al., 2014; Zhubrak and Bar-David, 2014). Ortopedik vakalarda alerjik reaksiyonların %1 ile %5 arasında olduğu tahmin edilmektedir (Zhubrak and Bar-David, 2014). %14Ni içeren paslanmaz çelik vidalar internal fiksasyon amacıyla bir dizi pediatrik ameliyatta kullanılmaktadır (Zhubrak and Bar-David, 2014). Şekil 3.1’de 56 yaşındaki bir kadının ayak baş parmağındaki şişkinliğin alınması (bünnyonektomi) sırasında internal fiksasyon için kullanılan paslanmaz çelik vidaların sebep olduğu Ni elementine karşı gelişen alerjik reaksiyonu gösteren resim verilmiştir (Zhubrak and Bar-David, 2014). Şekil 3.1’de alerjik deri yangısının cerrahi alandan yayıldığı görülmektedir (Zhubrak and Bar-David, 2014). Şekil 3.2’de alerjik deri reaksiyonunun yayıldığı görülmektedir (Zhubrak and Bar-David, 2014). Bu vakada ancak paslanmaz çelik vidalar çıkartılarak alerjik reaksiyonun ilerlemesi önlenebilmiştir (Zhubrak and Bar-David, 2014).

Günümüzde metal iyonlarının serbest kalması ile beraber meydana gelen metal alerjisi insanlar için oldukça önemli bir problem haline gelmiştir (Niinomi,

2002). Avrupa’da genç kadınların %20’si, erkeklerin %4’ü Ni alerjisinden etkilenmektedir (Niinomi, 2002).



Şekil 3.1. Cerrahi alanda başlayan nikel alerjisi reaksiyonu (Zhubrak and Bar-David'den 2014). (“Şekil 3.1” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “3573661353754” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 3.2. Sistemik alerjik deri yangısı (Zhubrak and Bar-David'den 2014). (“Şekil 3.2” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “3573661353754” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Co-Cr esaslı alaşımların aşınma direnci paslanmaz çelik ve Ti alaşımlarından iyi olsa da Co-Cr esaslı alaşımlardan bazıları yüksek miktarda Ni içermektedir (Niinomi, 2002). Diğer taraftan Co ve Cr biyolojik olarak biyouyumlu kabul edilmemektedir (Biesiekierski et al., 2012a). Gao ve arkadaşlarının vaka raporlarında (Gao et al., 2011), Co-Cr alaşımlarından %1'in altında Ni içeren biyomedikal malzemelerin total diz artroplastisinde kullanılması ile hastada metal alerjisinin gözlemlendiği ve düzeltme ameliyatının gerçekleştirildiği bildirilmiştir (Gao et al., 2011). Sesia ve arkadaşlarının vaka raporlarında (Sesia et al., 2013) vurgulandığı üzere pektus ekskavatum düzeltme ameliyatında paslanmaz çelik barların kullanılması neticesinde hastada metal alerjisinin meydana geldiği görülmektedir (Şekil 3.3). Paslanmaz çelik bar, Ti alaşım bar ile değiştirildiğinde alerjik reaksiyonun sonlandırıldığı bildirilmiştir (Sesia et al., 2013).



Şekil 3.3. Pektus ekskavatum düzeltme ameliyatında paslanmaz çelik barların kullanılması neticesinde hastada metal alerjisinin meydana gelmesi (Sesia et al.'dan 2013) (“Şekil 3.3” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3574290786861” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Ortopedik implant uygulamaları kapsamında paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımlarının yerini alabilecek olan, tamamen biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementlerinden oluşan aynı zamanda mekanik olarak da biyouyumlu olan biyomedikal malzemelerin tasarlanması önemli bir ihtiyaçtır (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Paslanmaz çelik, Co-Cr esaslı alaşımlar ve Ti-6Al-4V gibi biyomedikal malzemeler içermiş oldukları biyouyumlu olmayan alaşım elementlerinden ötürü ideal implant malzemeleri olarak sınıflandırılmazlar (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013).

Günümüzde yaygın bir şekilde kullanılan Ti alaşımlarından biri olan Ti-6Al-4V, V ve Al içermektedir. V iyonları ($\geq 0,2$ mg/L konsantrasyonda) sitotoksik etkiye sahiptir (Okazaki, 2001). Alüminyumun nörolojik yan etkileri (Flaten, 2001) ve genotoksik etkisi (Lima et al., 2011) ile ilgili endişeler mevcuttur.

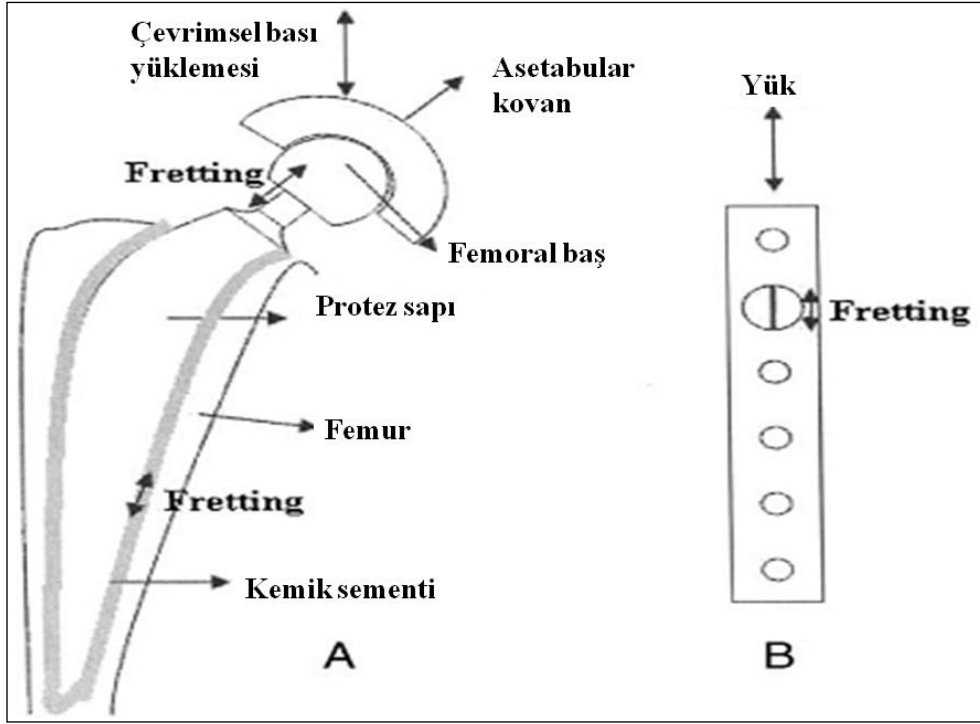
Şekil hafıza özelliği ile ön plana çıkan Nitinol (NiTi) alaşımının kanserojen Ni elementi içermesi sebebiyle Ni içermeyen Ti alaşımların tasarlanıp üretilmesi zorunlu hale gelmiştir. Dolayısıyla bilimsel alanda NiTi alaşımının göstermiş olduğu mekanik özelliklere eş/yakın özellik gösteren Ti alaşımları tasarlanıp üretilmektedir (Al-Zain et al., 2010; Arciniegas et al., 2008; Cui et al., 2010; Gonzalez et al., 2009; Hao et al., 2006; Kanetaka et al., 2010; Kent et al., 2010; Kim et al., 2006; Li et al., 2012b; Ma et al., 2009; Maeshima et al., 2006; Tahara et al., 2009; Wang et al., 2009a; Xiong et al., 2008; Zhang et al., 2011a).

Biesiekierski ve arkadaşları çalışmalarında (Biesiekierski et al., 2012a) geçiş elementlerinin biyouyumluluklarını değerlendirirken alaşım elementlerinin kanserojen, mutajenik, genotoksik, sitotoksik, alerjik, hemoliz ve nörolojik etkileri ile korozyon dirençlerini esas almışlardır. Bu değerlendirmeye göre 3d geçiş elementlerinden olan V, Cr, mangan (Mn), Fe, Co ve Ni, 4d geçiş elementlerinden olan molibden (Mo), teknetyum (Tc), rodyum (Rh), paladyum (Pd), gümüş (Ag), 5d geçiş elementlerinden olan tungsten (W), osmiyum (Os), iridyum (Ir), platinyum (Pt) elementleri biyolojik olarak biyouyumlu değildir (Biesiekierski et al., 2012a). Al ve çinko (Zn) elementleri de biyolojik olarak biyouyumlu kabul edilmemektedir (Biesiekierski et al., 2012a). Aynı çalışmada Ti, altın (Au), kalay (Sn), tantalyum (Ta), Nb, rutenyum (Ru) ve Zr alaşım

elementlerinin biyolojik olarak biyouyumlu oldukları belirtilmiştir (Biesiekierski et al., 2012a). Ayrıca biyouyumlu olarak belirtilen alaşım elementlerinden Sn elementinin patojenik bakteri tutunmasına meyilli olmasından dolayı Ti alaşımı içerisinde kullanım miktarı sınırlı olmalı ve bu durum tasarım aşamasında dikkate alınmalıdır (Mediaswanti et al., 2012). Hafniyum (Hf) elementi toksik olmamakla birlikte biyolojik olarak biyouyumlu kabul edilebilmesi için ayrıca kanserojen, genotoksik, mutajenik, alerjik ve nörolojik etkileri incelenmelidir (Biesiekierski et al., 2012a). Renyum (Re) ve Hf elementlerinin biyolojik biyouyumlulukları ile ilgili olarak daha detaylı çalışma yürütülmesi gerekmektedir (Biesiekierski et al., 2012a).

3.2 Mekanik Biyouyumluluk

Çok iyi bilinmektedir ki östenitik paslanmaz çeliğin (210 GPa) ve Co–Cr alaşımlarının (240 GPa) elastisite modülü değeri Ti alaşımlarının elastisite modülünden daha yüksek değere sahiptir. Ti alaşımlarının sahip olduğu elastisite modülünün östenitik paslanmaz çelik ve Co-Cr alaşımlarına göre daha düşük olması, Ti alaşımlarının implant malzemesi olarak tercih edilmesinde önemli bir etkindir (Geetha et al., 2009). Ayrıca Ti alaşımlarını bu malzemeler ile kıyasladığımızda Ti alaşımlarının korozyon direncinin yüksek olması da ortopedik implant malzemesi olarak kullanımında tercih sebebi olmaktadır (Liu et al., 2004). İmplant malzemesi olarak kullanılacak olan Ti alaşımının uzun süreli kullanımı için yorulma dayanımının da yüksek olması gerekmektedir (Niinomi and Nakai, 2011). Bu nedenle ortopedik implant malzemelerinin elastisite modülü düşük, mekanik dayanımı yüksek olmalı ki uzun ömürlü implant malzemesi olarak kullanılabilirler ve böylelikle düzeltme ameliyatlarının sayısı da azaltılabilir (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013). Ayrıca ortopedik implant malzemesinden beklenen diğer iki önemli özellik fretting yorulma ömrünün ve aşınma dirençlerinin yüksek olmasıdır (Niinomi, 2008). Şekil 3.4, vücut içerisinde çevrimsel bası yüklemesine maruz kalan total kalça protezinin ve çevrimsel yükleme sonucu fretting hareketine maruz kalan vida ile temas halindeki kemik plakasının şematik çizimini göstermektedir (Vadiraj and Kamaraj, 2006).

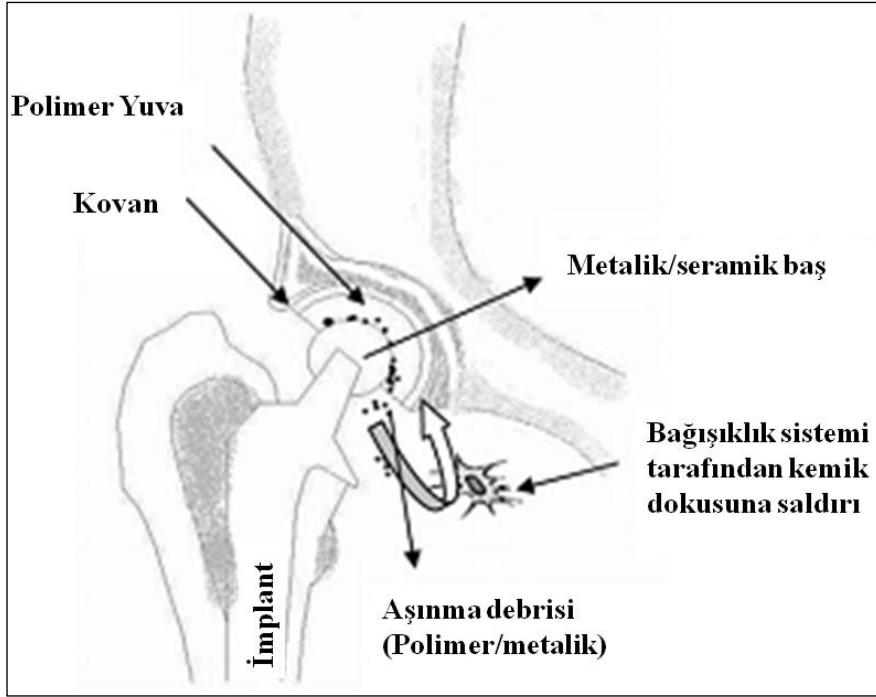


Şekil 3.4. A) Total kalça protezinin fretting yorulması, B) Kemik plakasının fretting yorulması (Vadiraj and Kamaraj'dan 2006). (“Şekil 3.4” için telif hakkı sahibi Elsevier'dan “3574691170404” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Kemik dokusu ile biyouyumlu olan Ti alaşımlarının biyomalzeme olarak kullanımı oldukça yaygın hale gelmektedir (Geetha et al., 2009). Ti alaşımlarının elastisite modülü kemik dokusunun 0,1–30 GPa aralığındaki elastisite modülü ile kıyaslandığında oldukça yüksektir (Wang et al., 2011). Kemik dokusunun ve Ti alaşımlarının elastisite modülü değerleri arasındaki farklılık kemik dokusu kaybına ve implant malzemenin gevşemesine sebep olmaktadır (Heinl et al., 2007; Ibrahim et al., 2011; Li et al., 2010a). Bu durum gerilme izolasyonu oluşumu olarak adlandırılmakta ve kemik dokusunun resorbsiyonuna sebep olduğundan özellikle ortopedik implant malzemeleri için oldukça büyük bir sorun halini almaktadır (Torres et al., 2011). Wolff kanununda (Wolf, 1998; Braun et al.'dan, 2003) belirtildiği gibi kemik üzerine düşen yükün azalması durumunda kemik yoğunluğu da azalır. Gerilme izolasyonu implant malzemesi ile kemik dokusu arasındaki yük transferinin homojen olmamasından kaynaklanmaktadır (Huiskes et al., 1992). İnsan femur kemiği 16-18 GPa elastisite modülüne ve 200-220 MPa eğilme dayanımına sahiptir (Rogers and Zioupos, 1999). Kemik dokusunun (İnsan haversian kemiği) basma akma dayanımı ise 180 MPa'dır (Currey, 2002).

Ortopedik Ti alaşımlarının uygulama aşamasında biyolojik olarak biyouyumlu alaşımların kullanılması biyolojik biyouyumluluk açısından oldukça önem arz etmekle birlikte mekanik biyouyumluluk da oldukça önemlidir (Biesiekierski et al., 2012a). Ortopedik implant malzemesinin mekanik olarak biyouyumlu olabilmesi için elastisite modülü uyumluluğunun yanında yorulma dayanımı ve aşınma direncinin de oldukça iyi olması gerekmektedir (Geetha et al., 2009). Biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementleri kullanılsa dahi mekanik özelliklerin yetersizliği düzeltme ameliyatlarına sebep olabilmektedir. Bu ameliyatların ekonomik külfet yaratmaları bir yana başarı oranı ilk uygulanan implantasyon işlemine göre oldukça düşüktür (Geetha et al., 2009). Dolayısı ile biyolojik olarak biyouyumlu alaşım elementleri seçilip bu alaşım elementleriyle tasarlanan Ti alaşımlarının revizyon ameliyatlarını minimize edebilmesi için implant malzemelerinin aşınma direnci, yorulma dayanımı ve elastisite modülü değerleri mekanik olarak yeterli olmalıdır (Geetha et al., 2009).

Ti alaşımları zayıf tribolojik özellikleri ile bilinmektedir (Budinski, 1991). Ti alaşımlarının gösterdiği düşük aşınma dirençlerine sebep olarak sahip oldukları düşük termal iletkenlik, pekleşmenin az olması ve yüzey oksitlerinin ana malzemeyi koruyamamaları gösterilmektedir (Molinari et al., 1997; Straffelini et al., 2004). Ti alaşımlarının uzun ömürlü olarak kullanılabilmesi için gerekli yüksek aşınma direnci sağlanmadığı takdirde yerleştirildiği bölgede maruz kaldığı sürtünme kuvveti nedeni ile malzemede aşınma debrisleri oluşmakta ve bu aşınma debrisleri implant malzemesinin gevşemesine sebep olan kemik rezorpsiyonuna yol açmaktadır (Geetha et al., 2009). Bu kapsamda aşınma debrislerinin, son dönemlerde tespit edilen olumsuz etkilerine dayanarak özellikle metal üzerine metal olan kalça protezlerinin güvenilirliği ortaya konulana kadar kullanılmaları önerilmemektedir (van Raay, 2012). Şekil 3.5’de aşınma partiküllerinin oluşumu şematik olarak gösterilmiştir (Geetha et al., 2009).

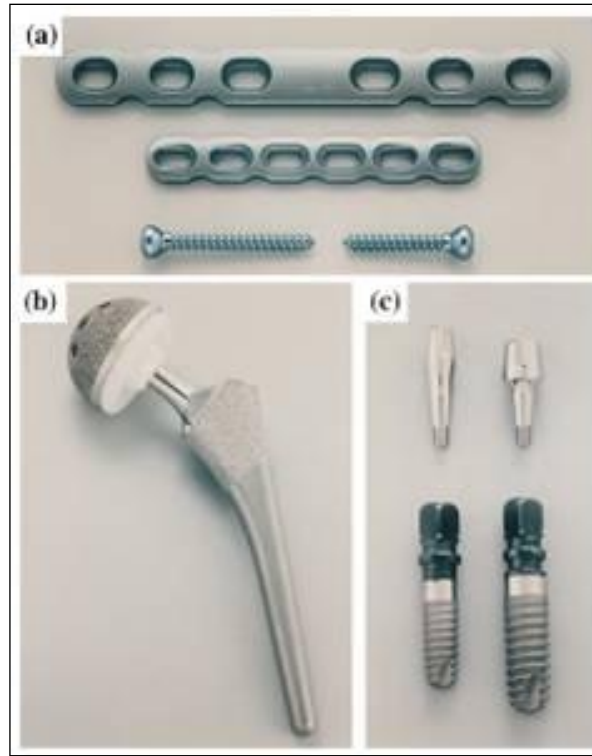


Şekil 3.5. İmplantın aşınması (Geetha et al.'dan 2009). (“Şekil 3.5” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3572391393900” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Aşınma direnci açısından Co esaslı alaşımlar Ti alaşımları ile kıyaslandığında daha iyi aşınma direncine sahiptir (Long and Rack, 1998). Ancak Co esaslı alaşımların sahip oldukları yüksek elastisite modülü ve biyolojik biyouyumluluk sorunu bu anlamda titanyum alaşımlarını kullanım açısından tercih sebebi yapmaktadır (Long and Rack, 1998). Dolayısı ile Ti alaşımlarının aşınma direncinin artırılması implant uygulamalarında sorunsuz bir şekilde kullanılabilmesi için gereklilik arz etmektedir (Niinomi, 2008). Biyomedikal uygulamalar için kullanılan Ti alaşımlarının zayıf tribolojik özelliklerinin iyileştirilip aşınma direncinin artırılması için çok çeşitli yüzey sertleştirme işlemleri mevcut olmak ile birlikte bu yöntemlerden oksidasyon ve gaz nitrüleme yöntemi kolay uygulanabilirlikleri ile ön plana çıkmaktadır (Niinomi, 2008).

Biyomedikal uygulamaları için düşük elastisite modülüne sahip implant malzemelerin kullanımı uzun servis ömrü açısından ne kadar önemli ise aynı zamanda yorulma dayanımı yüksek olan implant malzemelerin kullanımı da bir o kadar önemlidir (Niinomi and Nakai, 2011). Ti alaşımlarının mekanik dayanımı deformasyon sertleşmesi, tane küçültme ve yaşlandırma gibi dayanım artırma yöntemleri kullanılarak artırılabilir (Niinomi and Nakai, 2011). Ortopedik

implant malzemeleri yorulma nedeniyle oluşan hasarlar açısından değerlendirildiğinde özellikle yorulma dayanımını düşürücü etkisi çok iyi bilinen çentik etkisi sebebiyle plaka ve çubukların deliklerinin yakınlarında, vidalarda, spinal implantlarda ve kalça eklemlerinin bağlantı noktalarında çevrimsel yükleme etkisiyle yorulma mekanizmasının gelişmesi neticesinde kırılma meydana gelebilmektedir (Okazaki, 2012). Şekil 3.6’da Ti-15Zr-4Nb-4Ta alaşımından deneme amacıyla üretilmiş kemik plakası, total kalça protezi ve diş implantı resimleri ilgili implant malzemelerinin geometrik formu hakkında bilgi vermek üzere sunulmuştur (Okazaki, 2001).

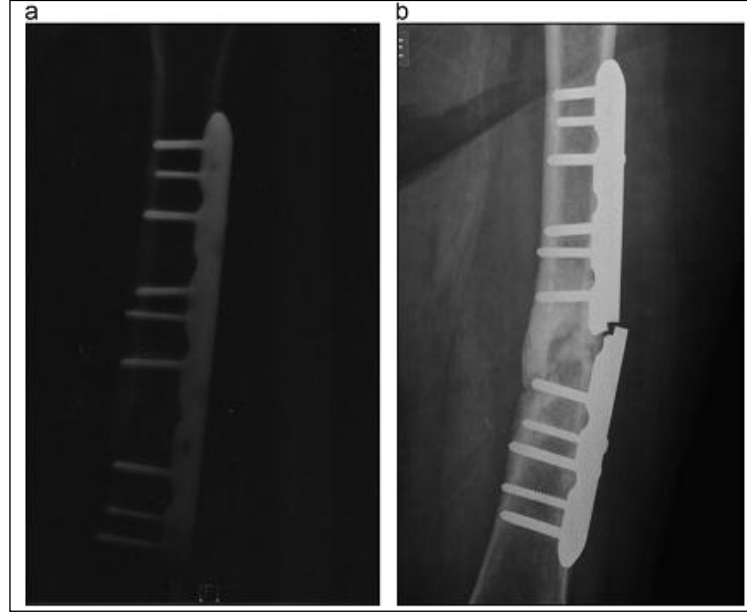


Şekil 3.6. a) Kemik plakası, b) Total kalça protezi, c) diş implantı. (Okazaki'den 2001) (“Şekil 3.6” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3574950742916” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.

Yorulma nedeniyle ortopedik implant malzemeleri hasara uğrayabilmektedir (Buttaro et al., 2007; Chao, 2008; Chen et al., 2005; Griza et al., 2008; Ishaque et al., 2011; Kanchanomai et al., 2008; Marcomini et al., 2014; Triantafyllidis et al., 2007). Şekil 3.7 (Buttaro et al., 2007), Şekil 3.8 (Marcomini et al., 2014) ve Şekil 3.9’da (Marcomini et al., 2014) yorulma nedeniyle hasara uğramış implant malzemeleri görülmektedir.



Şekil 3.7. Total kalça protezinin sap kısmının kırıldığını gösteren sol kalçaya ait anteroposterior radyografi (Buttaro et al.'dan 2007) (“Şekil 3.7” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3575020777696” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 3.8. Kilitli baskı plakasının X-Ray görüntüsü a) implantasyon sonrası, b) kırılma sonrası (Marcomini et al.'dan 2014). (“Şekil 3.8” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3575020431422” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 3.9. Kırılmış kilitli baskı plakası (Marcomini et al.'dan 2014). (“Şekil 3.9” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3575020431422” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Beta Ti alaşımlarının yorulma dayanımını artırma yöntemlerinden bir tanesi ısıtıl işlem (solution treatment) sonrasında yaşlandırma uygulamasıdır (Niinomi, 2008). Yaşlandırma uygulamasında α ve/veya w (omega) fazlarının çökmesi söz konusudur. Bu yöntem ile çökelen ikincil fazların dislokasyon hareketi önünde engel teşkil etmesi neticesinde mekanik dayanımda artış meydana gelir. Bu artış, çökelen ikincil fazların elastisite modülünün β fazından yüksek olması nedeniyle beraberinde malzemenin elastisite modülü değerinin de artmasına sebep olur (Yilmazer et al., 2012). Birbirine eşit olan akma sınırı temelinde

değerlendirildiğinde α - β titanyum alaşımlarına göre nispeten daha düşük elastisite modülüne sahip olan beta Ti alaşımlarının yorulma dayanımı genellikle daha düşüktür (Long and Rack, 1998; Rack and Qazi, 2006). Yorulma dayanımında artış sağlanırken aynı zamanda elastisite modülünün aynı düşük değerde kalmasının sağlanması oldukça güçtür (Niinomi and Nakai, 2011). Bu amaçla düşük sıcaklıklarda kısa süreli yaşlandırma, aşırı soğuk haddeme ve çok düşük miktarlarda seramik parçacık takviyesi elastisite modülünün olabildiğince düşük kalmasını sağlayıp yorulma dayanımının iyileştirilmesini sağlayabilmektedir (Niinomi and Nakai, 2011).

4. ÜRETİM YÖNTEMLERİNİN KIYASLANMASI

Üretim süreçleri göz önünde bulundurulduğunda Ti alaşımlarının üretimi döküm ve toz metalürjisi yöntemi ile yapılabilir (Nouri et al., 2010). Ti esaslı malzemeler diğer alternatif malzeme grubuna göre oldukça yüksek maliyete sahiptir. Bu durum, üretim maliyetlerini en düşük seviyede tutacak son şekle yakın parça üretimine imkân sağlayan toz metalürjisi gibi üretim yöntemleri ile ilgili yoğun araştırmalara sebep olmaktadır (Biesiekierski et al., 2012b; Esteban et al., 2011; Froes et al., 2004; Miura et al., 2012; Moxson and Froes, 2001; Moxson et al., 2000; Peter et al., 2012; Qian et al., 2012; Sidambe et al., 2012).

Kalıp içerisinde presleme, vakum altında sıcak presleme, soğuk izostatik presleme ve sıcak izostatik presleme gibi birçok toz sıkıştırma işlemi teorik yoğunluğa yakın ürün ortaya koyabilmek için kullanılmaktadır (Peter et al., 2012). Özellikle havacılık gibi mekanik performansın oldukça önemli olduğu ve aynı zamanda kullanılan ürünlerin çevrimsel yüklemeye maruz kaldığı endüstrilerde toz metalürjisi yöntemi uzun yıllardır kendine kullanım alanı aramaktadır (Peter et al., 2012). Toz metalürjisi yöntemi ile asıl amaçlanan üretim maliyetlerini en aza indirmektir. Ancak bazı endüstri ürünleri (Örnek: Uçakların gaz türbini gibi mekanik performansın esas alındığı ürünlerde maliyet ikinci plandadır.) mekanik performans esastır (Peter et al., 2012). Toz metalürjisi yöntemi kullanılarak üretilen implant malzemelerinin mekanik dayanımlarını etkileyen en önemli parametrelerden biri olan gözenek oluşumunun ortadan kaldırılabilmesi ve teorik yoğunluğa sahip malzemelerin elde edilebilmesi için sıcak izostatik presleme gibi oldukça maliyetli ve karmaşık bir yöntem kullanılmaktadır (Dewidar et al., 2006). İlgili çalışmalar (Choi et al., 2014; Kim et al., 2014; Selva Kumar et al., 2012; Xu et al., 2014b; Xu et al., 2001; Yen and Hwang, 2011) dikkate alındığında sıcak izostatik presleme işlemi kullanılsa dahi %100 yoğunlukta malzeme üretilmesinin mümkün olmadığı anlaşılmaktadır.

Yapay kalça eklemi gibi yapay eklem protezlerinden beklenen temel özellikler şunlardır: İşlevini yitirmiş eklemine yerine geçerek hareket işlevlerini sağlama, biyouyumluluk, yeterli mekanik dayanım, üretim kolaylığı, kolay implantasyon-eksplantasyon ve ekonomik olarak avantaj sağlama (Dewidar et al.,

2006). İnsan sağlığı dikkate alındığında maliyet önemli bir unsur olamayacağından implant uygulamaları için kullanılan ürünlerde ekonomik avantaj en son düşünölen konudur (Dewidar et al., 2006).

İmplant uygulamalarında gereksinimi duyulan mekanik-biyolojik özellikler elde edilmedikçe maliyet dikkate alınmaz (Dewidar et al., 2006). Çok iyi bilinmektedir ki implant uygulamalarında önemli olan biyolojik ve mekanik olarak biyouyumlu olan implant malzemelerinin elde edilmesidir. Bu özelliklere sahip malzemeler elde edilirken tasarımcılar elbette, gerekli olan biyolojik ve mekanik biyouyumluluğu sağlamak şartıyla üretim yöntemlerini ve maliyetlerini dikkate almalıdırlar (Dewidar et al., 2006). Özellikle çevrimsel yüklemenin oluştuğu uygulama alanlarında, toz metalurjisi yönteminin üretim maliyetini minimize edebileceği varsayımından yola çıkarak mekanik dayanımdan, tokluktan, elastik enerjiden ve yorulma dayanımı gibi mekanik performans göstergelerinden vazgeçilmesi mantıklı olmayabilir.

Örnek verilecek olursa total kalça protezlerinin femoral sap kısımları çevrimsel yüklemeye maruz kalmaktadır (Vadiraj and Kamaraj, 2006). Doğal olarak bu tür çevrimsel yüklemeye maruz kalan biyomedikal malzemeler için yorulma dayanımı oldukça önemlidir. Çevrimsel yüklemeye maruz kalan biyomedikal malzemeler yorulma mekanizmasının gelişmesiyle hasara uğrayabilmektedir (Amel-Farzad et al., 2007; Buttaro et al., 2007; Della Valle et al., 2005; Efe and Schmitt, 2011; Griza et al., 2013; Hernandez-Rodriguez et al., 2010; Ishaque et al., 2011; Jang et al., 2013; Lee and Kim, 2001; Paliwal et al., 2010; Ramos and Simões, 2009; Wodecki et al., 2013).

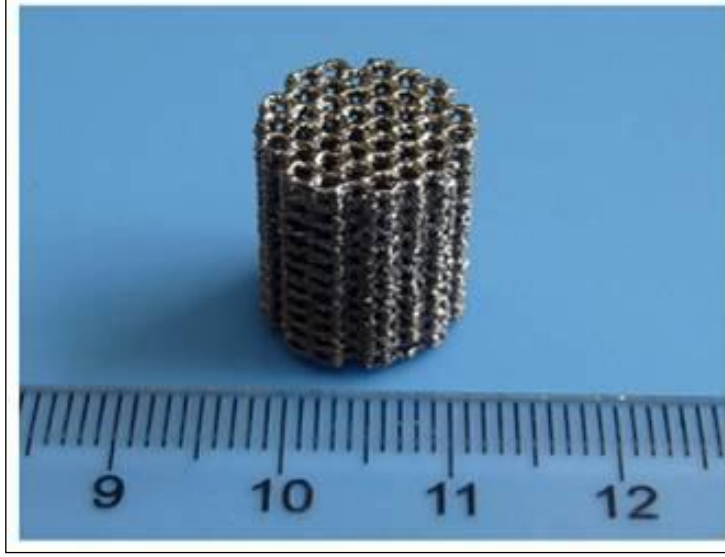
Çağdaş insan yük taşıyan yapılar tasarladığında tasarımlarında katı ve gözeneksiz malzemeler kullanırken doğa ise kendi döngüsü içerisinde rijitlik, dayanım, hafiflik gibi özellikleri en uygun duruma adapte eden gözenekli yapılardan faydalanmaktadır (Ashby, 1983). Yüz metre uzunluğunda ve 2500 ton civarında ağırlığa sahip olan bir kızılâğaç türü yük taşıyan gözenekli doğal yapılara verilebilecek mükemmel bir örnek olarak gösterilebilir (Ashby, 1983). Doğal gözenekli malzemelere örnek olarak ağaç, mantar ve trabeküler kemik dokusu verilebilir (Ashby, 1983).

Toz metalürjisi yönteminde gözeneklilik oranının ve gözenek boyutunun araştırmacılar tarafından kontrol edilmesiyle Ti köpük malzemeler oluşturulabilmektedir (Jha et al., 2013; Mansourighasri et al., 2012; Mondal et al., 2012; Sharma et al., 2011; Smorygo et al., 2012). Ti köpük malzemelerin toz metalürjisi yöntemiyle boşluk yapıcı yöntem kullanılarak üretilmesi gözenek boyutu, şekli ve miktarının istenildiği gibi kontrolüne olanak sağlamaktadır. Etkili biyolojik fiksasyonun gerçekleşebilmesi için tercih edilen bir yöntem olduğu ilgili çalışmalarda (Wang et al., 2009b; Wang et al., 2010) belirtilmiştir.

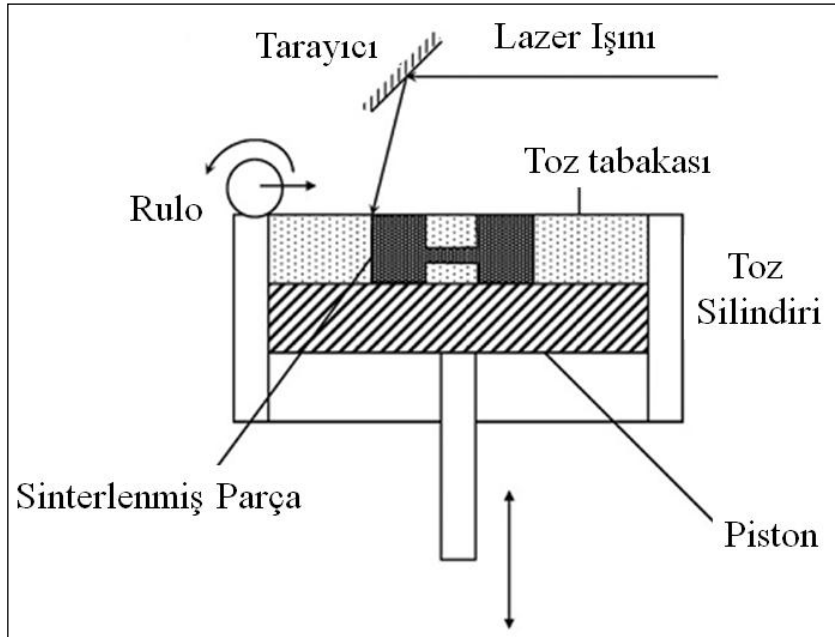
Standart toz metalürjisi yöntemi ile %40'dan daha fazla gözeneklilik oranına sahip Ti iskelelerinin üretilmesi oldukça zordur (Dabrowski et al., 2010). Yüzde 40'dan daha yüksek gözeneklilik oranları ve gözenekler arası bağlanabilirliğin elde edilebilmesi için toz metalürjisinde boşluk yapıcı tekniğinin kullanılması etkili bir yöntemdir (Dabrowski et al., 2010). Gözenekler arası bağlantısallık kemik büyüme oluşumu üzerinde etkili olabilirken gözeneklilik oranı ve gözenek şekli ise biyolojik fiksasyonun yanı sıra mekanik özellikler üzerinde de oldukça etkilidir (Ryan et al., 2006).

Gözenekli Ti malzemelerin üretiminde boşluk yapıcı olarak karbamid (Bhattarai et al., 2008; Bram et al., 2000), magnezyum (Asik and Bor, 2015; Esen and Bor, 2007), amonyum bikarbonat (Nouri et al., 2011; Wang et al., 2011), tapyoka nişastası (Mansourighasri et al., 2012), sodyum klorür (Ye and Dunand, 2010), sodyum florür (Bansiddhi and Dunand, 2007) kullanılmaktadır. Kullanılan bu boşluk yapıcıların malzemede kirlenmeye sebep olabileceği ve sağlık açısından da risk oluşturabileceği göz ardı edilmemelidir.

Herhangi bir boşluk yapıcı malzeme kullanmadan seçici lazer sinterleme (Shishkovsky et al., 2008; Xie et al., 2013) ve elektron ışın ergitme (Heinl et al., 2007; Horn et al., 2014; Springer et al., 2014) yöntemleriyle istenilen geometrik formda, arzu edilen gözeneklilik oranına ve gözenek boyutuna sahip olan gözenekli malzemeler üretilabilmektedir. Şekil 4.1'de elektron ışın ergitme yöntemiyle üretilmiş Ti-6Al-4V alaşımı görülmektedir (Li et al., 2009a). Şekil 4.2'de seçici lazer sinterleme işlemi şematik olarak gösterilmiştir (Yang and Evans, 2007).



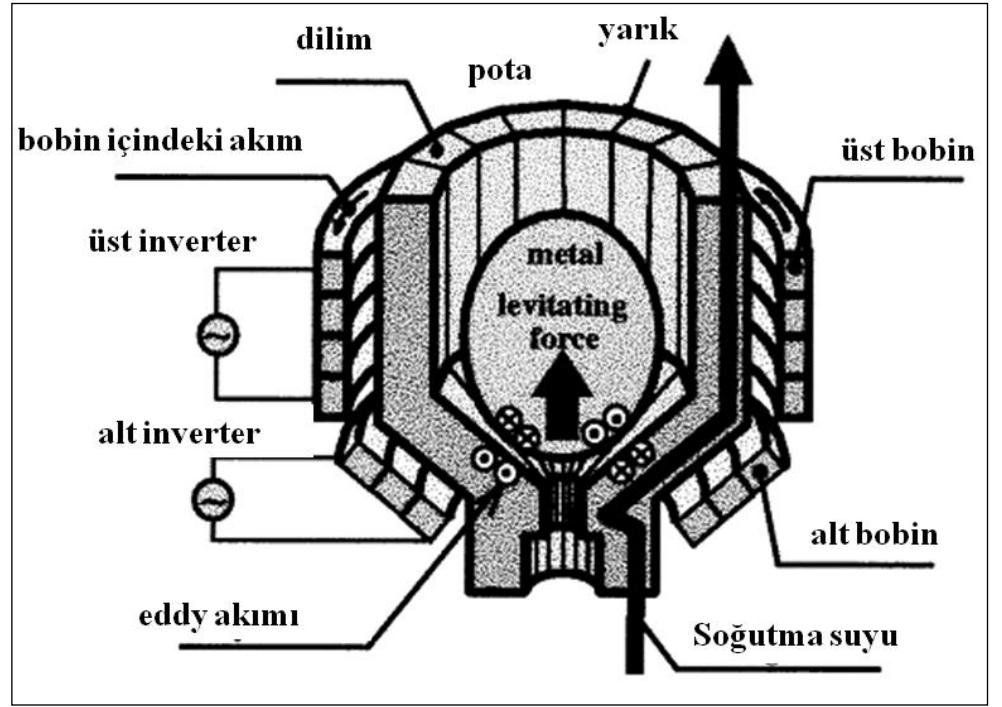
Şekil 4.1. Gözenekli Ti-6Al-4V alaşımı numunesi (Li et al.'dan 2009a). (“Şekil 4.1” için telif hakkı sahibi Elsevier’ın “3581840262461” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 4.2. Geleneksel selektif lazer sinterlemenin şematik gösterimi (Yang and Evans'dan 2007). (“Şekil 4.2” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “3582060043350” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

Şematik gösterimi Şekil 4.3’de verilen soğuk pota yükselimli ergitme yöntemi oldukça avantajlı bir yöntemdir (Morita et al., 2000). Bu yöntemde elektromagnetik kuvvetler ile etkili bir karıştırma meydana getirilip üniform bir

mikroyapı elde edilebilmekte ve alaşımlar üretilirken herhangi bir kirlenme olmaksızın yüksek ergime noktasına sahip metaller kolaylıkla ergitilerek alaşımlar oluşturulabilmektedir (Morita et al., 2000). Bu yöntemde ergimiş metallerin potadan temassız yükselimi sayesinde pota temasından ötürü meydana gelen kirlenmenin önüne geçilmektedir (Morita et al., 2000).

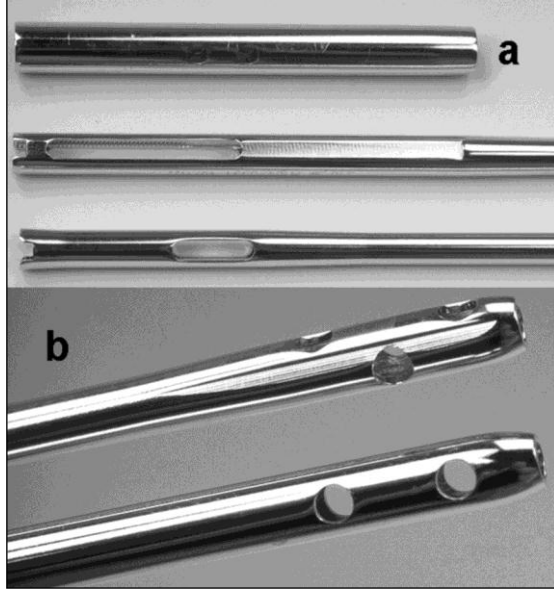


Şekil 4.3. Soğuk pota yükselimli ergitme yönteminin şematik gösterimi (Morita et al.'dan 2000). (“Şekil 4.3” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3582511430423” numaralı yeniden kullanma izni ile alınmıştır.)

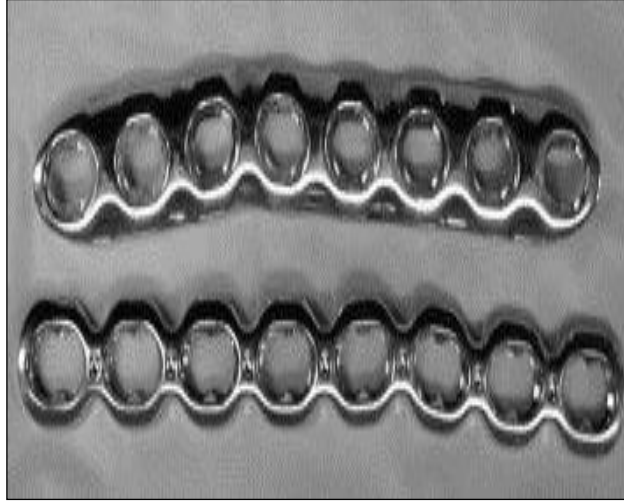
Ti ile Nb ve/veya Ta metalinin ergitilerek döküm yöntemiyle üretilmesi çok da kolay bir işlem değildir (Morita et al., 2000). Şöyle ki; bu alaşım elementleri yüksek ergime derecesine sahip olmakla beraber aynı zamanda yüksek sıcaklıklarda oldukça aktif metallerdir (Morita et al., 2000). Bu alaşım elementlerinin arasında yoğunluk farkı bulunması geleneksel döküm yöntemleriyle homojen bir mikroyapı elde edilmesini güçleştirmektedir (Morita et al., 2000). Soğuk pota yükselimli ergitme yönteminde pota içerisinde ve metalde indüklenen Eddy akımları ergimeyi sağlamakta ve elektromagnetik kuvvet sayesinde etkili bir karıştırma neticesinde alaşımlama meydana gelmektedir (Morita et al., 2000).

5. Ti ALAŞIMLARININ BİYOMEDİKAL MALZEMESİ OLARAK KULLANIMI

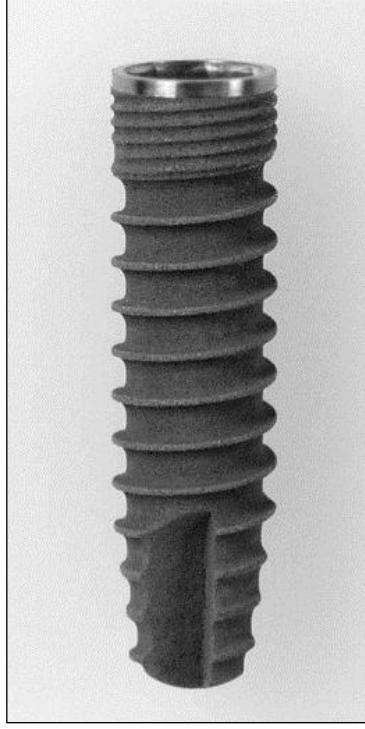
Ti alaşımlarının kullanım alanına bağlı olarak beklenen mekanik özellikler birbirinden farklılık gösterebilmektedir (Cho et al., 2013). Dolayısıyla biyomedikal malzeme uygulamaları için kullanılması düşünülen malzemelerin sahip olduğu mekanik performans göstergeleri uygun ürünün belirlenmesinde oldukça önemlidir (Cho et al., 2013). Örneğin stent uygulamaları için kullanılması düşünülen biyomedikal malzemede aranan özellikler: Bası zorlamasına karşı yüksek performans göstermesi, yorulma dayanımının, kopma uzamasının ve elastisite modülünün yüksek olmasıdır (Cho et al., 2013; Schatz, 1989). Stent uygulamalarında yüksek elastisite modülü arzu edilirken (Cho et al., 2013) ortopedik implant uygulamalarında gerilme izolasyonunun minimize edilebilmesi için kemik dokusunun elastisite modülüne daha yakın rijitlikte malzemeler arzu edilir (Huiskes et al., 1992). Dolayısıyla ilgili çalışmalar (Cho et al., 2013; Huiskes et al., 1992; Schatz, 1989) dikkate alındığında biyomedikal malzemelerin kullanım alanına bağlı olarak beklenen/arzu edilen mekanik özellikler birbirinden farklılık gösterebilmektedir. Ürün mühendisliği açısından yaklaşıldığı takdirde kullanım alanına uygun mekanik özellikte malzemenin saptanması kilit faktördür. Şekil 5.1’de kemik çivisine (Verbruggen and Stapert, 2007), Şekil 5.2’de kemik plakasına (Robertson et al., 2009), Şekil 5.3’de dental implanta (Capek et al., 2009), Şekil 5.4’de omur çubuğuna (Yoshihara, 2013), Şekil 5.5’de pedikül vidaya (Inceoglu et al., 2004), Şekil 5.6’da yapay kalça protezine (Tuke et al., 2010), Şekil 5.7’de göğüs destek çubuğuna (Noguchi and Fujita, 2005), Şekil 5.8’de kraniyel implanta (Jardini et al., 2014) ait resimler verilmiştir.



Şekil 5.1. a) Teleskobik kilitli intramedüller çivi sistemi, b) Femur/tibia çivisinin (yukarıda) ve humeral çivisinin (aşağıda) distal ucu (Verbruggen and Stapert'den 2007) (“Şekil 5.1” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “**3606171182305** ” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



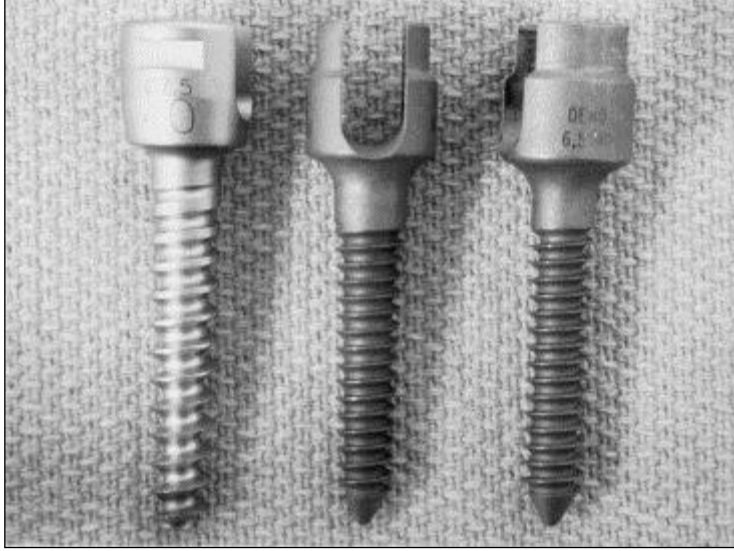
Şekil 5.2. Kemik plakası (Robertson et al.'dan 2009) (“Şekil 5.2” için telif hakkı sahibi Elsevier’dan “**3606171378382**” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 5.3. Dental implant (Capek et al.'dan 2009) (“Şekil 5.3” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3606180022166” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



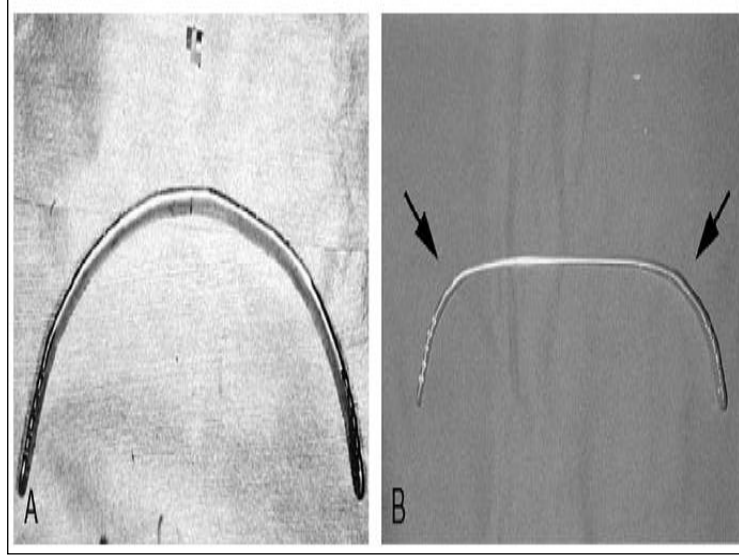
Şekil 5.4. Polietereeterketon (PEEK)’den üretilmiş omur çubuğu (Yoshihara’dan 2013) (“Şekil 5.4” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3606180214439” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



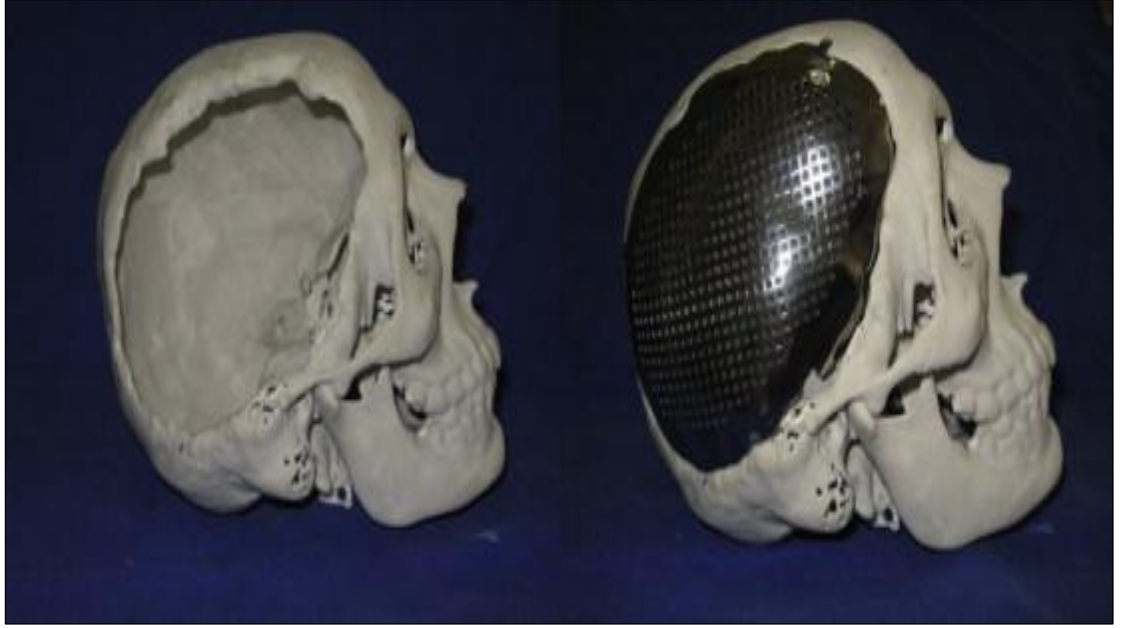
Şekil 5.5. Pedikül vidaları Sol) 7.5×40 mm konik, asimetrik progresif yivli (Xia; Stryker Spine, Allendale, NJ), Orta) 7.5×40 mm konik, geleneksel V-şeklinde yivli (Osteonics, Stryker Spine, Allendale, NJ), Sağ) 6.5×40 mm silindirik V yivli (Osteonics, cylindrical). (Inceoglu et al.'dan 2004) (“Şekil 5.5” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3606180401300” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 5.6. Sol) ADEPT total kalça protezi, Orta) Kalça yüzey değiştirme protezi, Sağ) Kalça yüzey değiştirme protezi uygulanan hastaya ait X-Ray görüntüsü, (Tuke et al.'dan 2010) (“Şekil 5.6” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3606180578583” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 5.7. Göğüs destek çubuğu A) Geleneksel göğüs destek çubuğu, B) Orta kısmı düz göğüs destek çubuğu. (Noguchi and Fujita'dan 2005) (“Şekil 5.7” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3625501032434” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)



Şekil 5.8. Biyomodel ve kranyofasyal rekonstrüksiyon cerrahisi için özelleştirilmiş implant (Jardini et al.'dan 2014) (“Şekil 5.8” için telif hakkı sahibi Elsevier’den “3606180966766” numaralı yeniden kullanma izni alınmıştır.)

6. DENEYSEL ÇALIŞMALAR

6.1 Alaşımların Tasarımı

6.1.1 D-elektron alaşım tasarım metodu

Ti alaşımlarının tasarım aşamasında deneme yanılma yöntemi kullanıldığı takdirde oldukça zaman alıcı ve maliyetli bir sürecin içerisine girilebilmektedir (Laheurte et al., 2010). Morinaga ve arkadaşları tarafından geliştirilen d-elektron alaşım tasarım metodu (Morinaga et al., 1988) ile Ti alaşımları tasarlanabilmekte ve zaman alıcı ve maliyetli çalışmaların önüne geçilebilmektedir (Laheurte et al., 2010). D elektron alaşım tasarım metodunda (Morinaga et al., 1988) ortalama bağ derecesi ($\overline{B}_0$) ve metal d-orbital ortalama enerji seviyesi ($\overline{M}_d$) parametreleri kullanılmaktadır (Morinaga et al., 1988). Bu yöntem esas alınarak tasarlanmış Ti alaşımları literatürde bulunmaktadır (Kuroda et al., 1998; Matsugi et al., 2010; Saito et al., 2003; Zhang et al., 2011b).

Ti ve alaşım elementi arasındaki kovalent bağ dayanımının bir ölçüsü olan bağ derecesi (B_o) ve elementlerin metalik yarıçapları ile elektronegatiflikleri arasındaki ilişkiyi ortaya koyan metal d-orbital enerji seviyesi (M_d), hacim merkezli kübik titanyumda DV- $X\alpha$ moleküler orbital metodu kullanılarak saptanan değerlerdir (Abdel-Hady et al., 2006; Morinaga et al., 1988). Ortalama $\overline{B}_0$ ve $\overline{M}_d$ değerleri aşağıdaki formüller yardımıyla hesaplanmaktadır (Morinaga and Yukawa, 1997).

$$\overline{B}_0 = \sum X_i (B_o)_i \quad (6.1)$$

$$\overline{M}_d = \sum X_i (M_d)_i \quad (6.2)$$

Bu formüllerde X_i ilgili elementin alaşım içerisindeki atomik oranını, $(B_o)_i$ ilgili elementin bağ derecesi değerini, $(M_d)_i$ ilgili elementin d-orbital enerji seviyesi değerini ifade etmektedir (Morinaga and Yukawa, 1997).

Tasarlanan Ti alaşımları Ti, Nb ve Zr elementlerinden oluşmaktadır. Ti, Nb ve Zr elementlerine ait $(B_o)_i$ değerleri sırası ile 2,790, 3,099 ve 3,086'dır (Abdel-

Hady et al., 2006). Alaşım içerisinde yer alan alaşım elementlerinin atomsal oranları kullanılarak tasarlanan Ti alaşımlarına ait $\overline{B}_0$ değerleri hesaplanmıştır.

Ti, Nb ve Zr elementlerine ait $(M_d)_i$ değerleri ise sırasıyla 2,447, 2,424 ve 2,934'dür (Abdel-Hady et al., 2006). Alaşımlara ait $\overline{B}_0$ değerlerinin hesaplanmasında olduğu gibi ilgili elementlerin alaşım içerisindeki atomsal oranları kullanılarak alaşımlara ait $\overline{M}_d$ değerleri hesaplanmıştır. Çizelge 6.1'de bu çalışma kapsamında geliştirilen Ti-Nb-Zr alaşımlarına ait $\overline{B}_0 - \overline{M}_d$ değerleri verilmiştir. Tasarlanan Ti alaşımlarının ağırlıkça (ağ.) nominal kompozisyonları Ti-34Nb-25Zr, Ti-30Nb-32Zr, Ti-28Nb-35,4Zr ve Ti-24,8Nb-40,7Zr'dir. Bu alaşımlar sırasıyla TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 olarak kısaltılmıştır.

Çizelge 6.1. TNZ alaşımlarına ait $\overline{B}_0 - \overline{M}_d$ değerleri.

Ti Alaşım	$\overline{B}_0$	$\overline{M}_d$
TNZ-1	2,9198	2,5306
TNZ-2	2,9287	2,5583
TNZ-3	2,9330	2,5722
TNZ-4	2,9396	2,5943

6.1.2 Molibden eş değeriği metodu

Beta Ti alaşımlarının stabilitesi Mo eş değeriği ($Mo_{eş}$) metoduyla saptanabilmektedir (Bania, 1994). $Mo_{eş}$ değeriinin hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılmaktadır (Bania, 1994). Çizelge 6.2'de bu çalışma kapsamında geliştirilen Ti-Nb-Zr alaşımlarına ait $Mo_{eş}$ değerleri verilmiştir.

$$Mo_{eş} = 1,0 (\text{ağ. \%Mo}) + 0,67 (\text{ağ. \%V}) + 0,44 (\text{ağ. \%W}) + 0,28 (\text{ağ. \%Nb}) + 0,22 (\text{ağ. \%Ta}) + 2,9 (\text{ağ. \%Fe}) + 1,6 (\text{ağ. \%Cr}) - 1,00 (\text{ağ. \%Al}) \quad (6.3)$$

Çizelge 6.2. TNZ alaşımlarına ait $Mo_{eş}$ değerleri.

Ti Alaşım	$Mo_{eş}$
TNZ-1	9,5200
TNZ-2	8,4000
TNZ-3	7,8400
TNZ-4	6,9440

6.1.3 Elektron-atom oranı yaklaşımı

Ti-Nb-Zr alaşımlarının elektron-atom oranı $(e/a)_{alaşım}$ değerleri konvensiyonel e/a yaklaşımı (Boyer et al., 1994) ile hesaplanmıştır. IV. ve X. gruplar arasında yer alan geçiş metal elementlerine ait e/a oranı değerleri periyodik tabloda bulundukları grup numarası ile aynı değeri almaktadır (Boyer et al., 1994). E/a yaklaşımı β fazının stabilitesi ile ilgilidir (Boyer et al., 1994).

Aşağıdaki formül (Boyer et al., 1994) kullanılarak Ti-Nb-Zr alaşımlarının $(e/a)_{alaşım}$ değerleri hesaplanmıştır. Ti, Nb ve Zr elementlerine ait e/a oranı değerleri sırasıyla 4, 5 ve 4 olarak alınmıştır.

Alaşıma ait $(e/a)_{alaşım}$ değeri hesaplanırken alaşım içerisinde yer alan alaşım elementlerinin atomsal oranları ve ilgili alaşım elementlerinin e/a oranı değerleri (Ti:4, Nb:5 ve Zr:4) kullanılmıştır.

$$(e/a)_{alaşım}: 4 + \sum_{i=1}^n f_i \Delta(e/a)_i \quad (6.4)$$

Yukarıdaki formülde f_i ilgili elementin alaşım içerisindeki atomsal oranını vermektedir (Boyer et al., 1994). Alaşım elementinin sahip olduğu e/a oranı değeri ile Ti elementinin sahip olduğu e/a oranı arasındaki fark alınarak $\Delta(e/a)_i$ değeri hesaplanmıştır (Boyer et al., 1994). Çizelge 6.3’de bu çalışma kapsamında geliştirilen Ti-Nb-Zr alaşımlarına ait $(e/a)_{alaşım}$ değerleri verilmiştir.

Çizelge 6.3. TNZ alaşımlarına ait $(e/a)_{\text{alaşım}}$ değerleri.

Ti Alaşım	$(e/a)_{\text{alaşım}}$
TNZ-1	4,2445
TNZ-2	4,2200
TNZ-3	4,2073
TNZ-4	4,1862

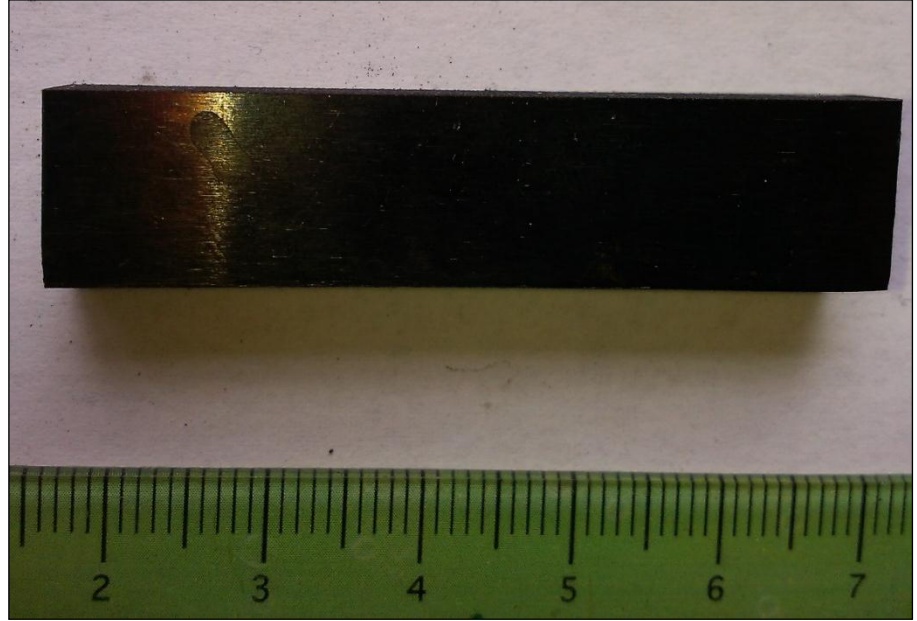
6.2 Alaşımların Üretilmesi

Titanyumun yüksek sıcaklıklarda kimyasal olarak oldukça reaktif olmasından ötürü Ti alaşımlarının geleneksel ark veya indüksiyon ergitme fırınlarıyla üretiminde kimyasal olarak homojen bir yapı elde edilmesinde zorluklar yaşanabilmektedir (Matsugi et al., 2010). Dolayısıyla Ti alaşımlarının üretiminde eriyik ve ergitme potası arasında temas olmaksızın alaşımların ergitilmesine olanak veren ve Ti ve alaşım elementinin arasındaki ergime noktası farklılığından etkilenmeyen soğuk pota yükselimli ergitme yöntemi Ti alaşımlarının döküm yöntemiyle üretiminde önerilmektedir (Matsugi et al., 2010).

Alaşımların üretiminde etkili bir ergime sağlayabilmek için 3-20 mm tane boyutu aralığında titanyum metali, 3-15 mm tane boyutu aralığında zirkonyum metali ve $\Phi 1,5-3$ mm çapında Nb-Ti metalik tel ham malzeme olarak kullanılmıştır. Ergitme işlemine başlamadan önce hazne vakumlanmıştır. Bu işlemi takiben hazneye argon gazı basılmıştır. $\Phi 90 \times 450$ mm ölçüsüne sahip pota bakırdan imal edilmiş olup su soğutmalıdır. Üst bobin giriş gücü 90 kW, alt bobin giriş gücü ise 30 kW olarak seçilmiş ve kademeli olarak değiştirilmiştir. Ti-Nb-Zr alaşımları için ergitme süresi 5 ile 10 dakika arasında değişmekle beraber ingotun soğuması pota içerisinde gerçekleşmiştir.

Bu tez çalışmasında biyoyumlu alaşım elementleri ve aynı zamanda yüksek saflıkta olan Ti, Nb ve Zr metalleri kullanılarak soğuk pota yükselimli ergitme yöntemiyle beta Ti-Nb-Zr alaşımları üretilmiştir. Şekil 6.1’de ingottan tel erozyon işleme yöntemiyle kesilmiş dikdörtgen kesitli parçanın resmi verilmiştir.

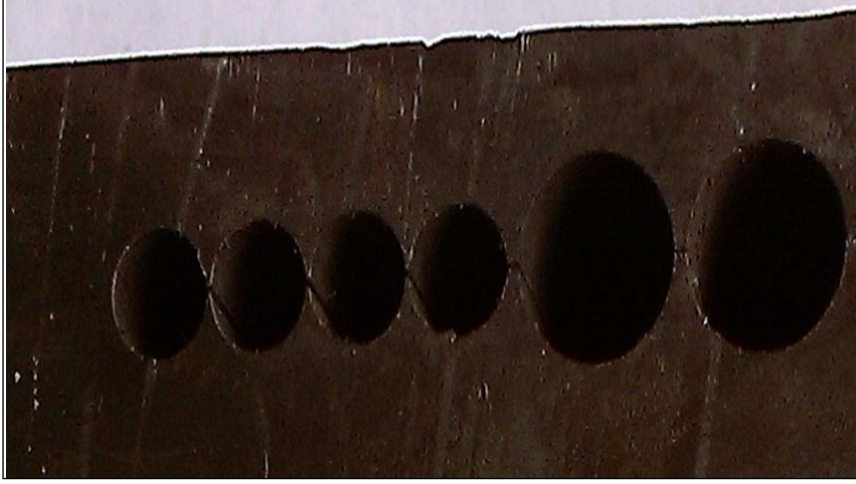
Ti-Nb-Zr alaşımları tasarlanırken TNZ-1’den TNZ-4’e doğru gidildikçe alaşım içerisindeki Zr elementi miktarı artırılmış ve Nb ve Ti miktarı ise azaltılmıştır.



şekil 6.1. Üretilen ingottan tel erozyon işleme yöntemiyle kesilen parça.

6.3 Numunelerin Hazırlanması

Ti-Nb-Zr alaşımlarının mikroyapı incelemesinde, faz analizinde, mikrosertlik ölçümlerinde ve sitokompatibilite testlerinde 8 mm çapında ve 2 mm kalınlıkta olan tel erozyon yöntemi kullanılarak kesilmiş disk şeklindeki numuneler kullanılmıştır. şekil 6.2’de tel erozyon işleme yöntemiyle kesilmiş dikdörtgen kesitli Ti alaşım parça görölmektedir. Hazırlanan disk şeklindeki numuneler şekil 6.3’de görölmektedir.



Şekil 6.2. Tel erozyon işleme yöntemiyle numune çıkarılmış dikdörtgen kesitli Ti alaşım parça.



Şekil 6.3. Tel erozyon işleme yöntemi kullanılarak kesilen disk şeklindeki numuneler.

Alaşımların mikroyapı incelemesinde ve mikro-sertlik ölçümlerinde $\Phi 8 \times 2$ mm ölçüsündeki numuneler soğuk bakalite alındıktan sonra sırasıyla 200, 320, 1200, 2400 ve 4000 numaralı silisyum karbür (SiC) zımpara kâğıtları kullanılarak zımparalanmıştır. Zımparalama işlemine tabii tutulduktan sonra koloidal silika ve hidrojen peroksit (H_2O_2) karışımı solüsyon kullanılarak numuneler ayna parlaklığına getirilmiştir (Şekil 6.4). Bakalite alınmış numunelerin zımparalama ve parlatma işlemleri Struers marka otomatik numune hazırlama cihazında gerçekleştirilmiştir (Şekil 6.5).



Şekil 6.4. Bakalite alındıktan sonra zımparalanmış ve parlatılmış numuneler.

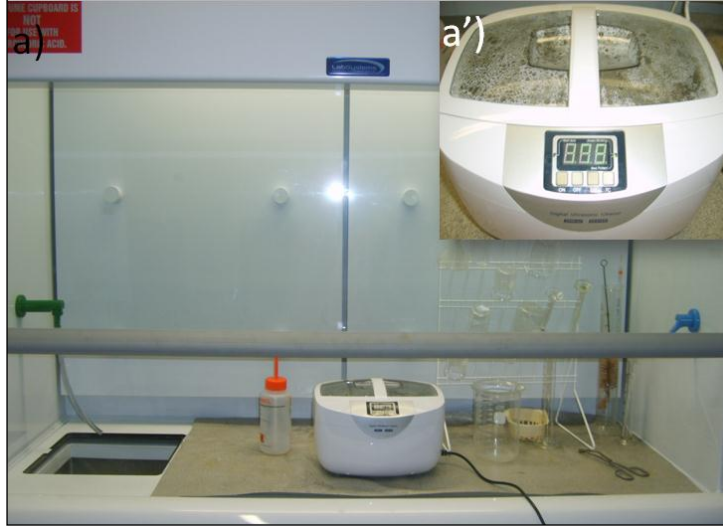


Şekil 6.5. Otomatik numune hazırlama cihazı.

Sitokompatibilite ve faz analizi için hazırlanan numuneler bakalite alınmamıştır. Sitokompatibilite testi için kullanılacak numunelerin her yüzeyi zımparalanmış böylelikle tel erozyon ile kesimde oluşan tabakadan arındırılmıştır. Sitokompatibilite testi numuneleri sırasıyla 200, 320, 1200 ve 2400 numaralı SiC zımpara kâğıtları kullanılarak zımparalanmıştır. Zımparalama işlemi numunelerin geometrik formunun otomatik numune hazırlama cihazına uygun olmamasından ötürü manuel yapılmıştır. Şekil 6.6'da manuel zımparalama donanımı görülmektedir. Numuneler zımparalandıktan sonra ultrasonik banyoda temizlenmiştir. Şekil 6.7'de numunelerin ultrasonik olarak saf su, aseton ve etil alkol kullanılarak temizlenmesinde kullanılan dijital ultrasonik temizleyici ve dijital ultrasonik temizleyicinin içerisinde bulunduğu çeker ocağın görüntüsü verilmiştir. Şekil 6.8'de sitokompatibilite testi için hazırlanmış bazı numune örnekleri görülmektedir.

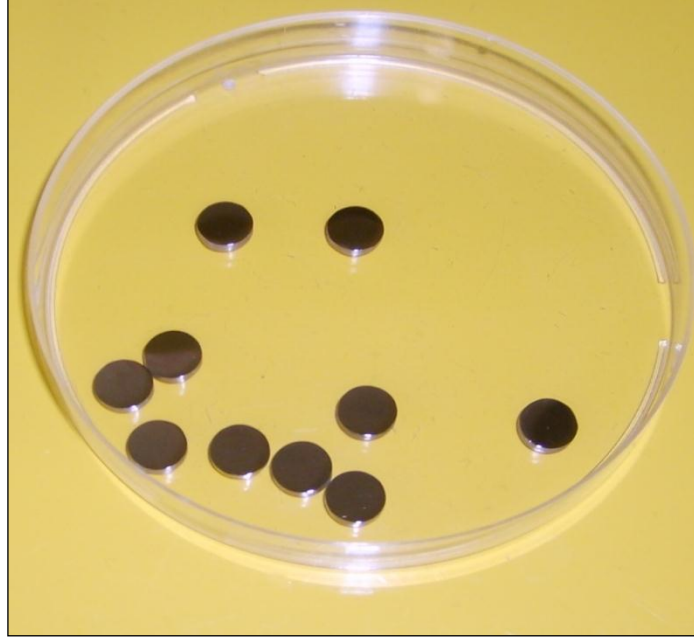


Şekil 6.6. a) Manuel zımparalama donanımı, a') parlatma çuhası.



Şekil 6.7. a) Çeker ocak, a') Dijital ultrasonik temizleyici.

XRD (X-Ray Diffraction) analizi numuneleri 200, 320, 1200, 2400 ve 4000 numaralı SiC zımpara kâğıtlarıyla manuel zımparalama donanımı kullanılarak zımparalanmıştır. Ardından koloidal silika ve H_2O_2 karışımı solüsyon kullanılarak numuneler ayna parlaklığına getirilmiştir. XRD analizi için hazırlanmış numune örneği Şekil 6.9'da verilmiştir.



Şekil 6.8. Sitokompatibilite testi için hazırlanmış bazı numuneler.



Şekil 6.9. XRD analizi için hazırlanmış numune örneği.

Ti-Nb-Zr alaşımlarının basma testi için kullanılan numuneler $\Phi 5 \times 8$ mm ölçüsünde silindirik formda numunelerdir. Numunelerin üst ve alt yüzeyleri birbirine paralel olacak şekilde tel erozyon yöntemi kullanılarak kesilmiştir. Tel erozyon kullanılarak kesilen çekme testi numunelerinin uzama kısmı $8 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 1 \text{ mm}$ ölçülerindedir. Çekme testi numunelerinin yüzeyleri sırasıyla 200, 320, 1200 ve 2400 numaralı SiC zımpara kâğıtları kullanılarak zımparalanıp çekme testi için hazır hale getirilmiştir.

6.4 Mikroyapı Karakterizasyonu

Alaşımların faz analizi X-ışını difraktometresi (XRD-Bruker D8 Advance) cihazı (Şekil 6.10) kullanılarak 40 kV and 40 mA işletme koşullarında $\text{CuK}\alpha$ ışınım kaynağı kullanılarak oda sıcaklığında gerçekleştirilmiştir. XRD verileri $0,02^\circ$ adım boyu ile 20-90 derece arasında $0,5^\circ/\text{s}$ tarama hızında kayıt edilmiştir.



Şekil 6.10. X-ışını difraktometresi (Bruker D8 Advance).

Mikroyapı karakterizasyonu için metalografik olarak parlatılan numuneler 85 ml H_2O + 10 ml nitrik asit (HNO_3) + 5 ml hidroflorik asit (HF) içeren solüsyon (Biesiekierski et al., 2014) kullanılarak dağlanmıştır. Numunelerin mikroyapıları Leica-MEF4M marka optik mikroskop kullanılarak incelenmiştir (Şekil 6.11).



Şekil 6.11. Optik mikroskop (Leica-MEF4M).

6.5 Mekanik Özelliklerin Tayini

Mikro-vickers sertlik ölçümleri Buehler Micromet 2100 marka test cihazı (Şekil 6.12) kullanılarak numunelerin parlatılmış yüzeylerinde yapılmıştır. Mikrosertlik testi sırasında 300 gf yük 15 saniye süre ile uygulanmıştır. Her numune için 9 farklı ölçüm yapılmıştır. Elde edilen ölçüm değerlerinin ortalaması hesaplanırken minimum ve maksimum mikro-sertlik değerleri değerlendirmeye alınmamış olup diğer 7 ölçüm değerinin ortalaması alınarak alaşımların ortalama mikro-sertlik değeri saptanmıştır. Numunelerin parlatılmış yüzeylerinde mikro-sertlik testi sonrası oluşan ölçüm izlerinin görüntüleri optik mikroskop kullanılarak incelenmiştir. Numunelerin mikro sertlik ölçümleri ASTM E384-11e1 numaralı ASTM standardındaki (ASTME384-11e1, 2011) süreçler izlenerek gerçekleştirilmiştir.



Şekil 6.12. Mikro-sertlik test cihazı (Buehler Micromet 2100).

Çekme testleri 0,5 mm/dak çekme hızı ile oda sıcaklığında Instron 5567 marka çekme test cihazı kullanılarak gerçekleştirilmiştir (Şekil 6.13). Uzama kısmı olarak 8 mm belirlenmiştir. Bu uzunluk aralığı test öncesi video ekstensometrenin algılayabileceği şekilde markalanmıştır. Çekme testi sonrasında numunelerin kırılma yüzeyleri taramalı elektron mikroskobu (Field-Emission SEM ZEISS SUPRA 40 VP) kullanılarak incelenmiştir. Kırılma yüzeylerinin incelendiği taramalı elektron mikroskobu Şekil 6.14’de görülmektedir.



Şekil 6.13. Çekme testi cihazı (Instron 5567).

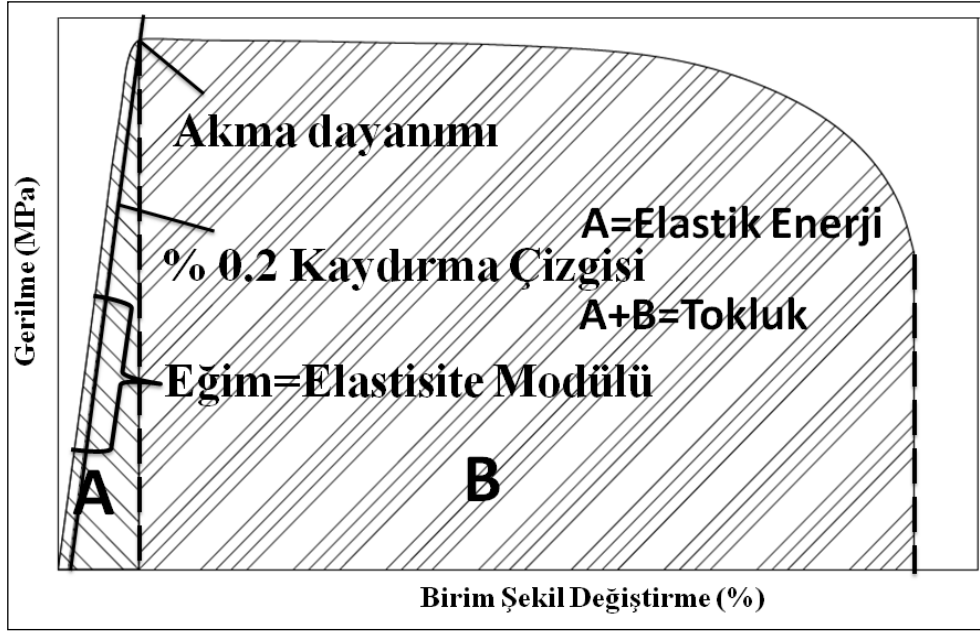


Şekil 6.14. Taramalı elektron mikroskobu (Field-Emission SEM ZEISS SUPRA 40 VP).

Çekme testinden elde edilen veriler yardımıyla alaşımların çekme dayanımı, akma dayanımı, elastisite modülü, elastik enerji, tokluk ve kopma uzaması değerleri hesaplanmıştır. Şekil 6.15’de çekme testi ile elde edilen mekanik özelliklerin şematik gösterimi yapılmıştır.

Ti-Nb-Zr alaşımlarının elastisite modülü değerleri gerilme-birim şekil değiştirme grafiğinde doğrusal olan kısmının eğimi yardımıyla hesaplanmıştır. Çekme testi her bir alaşım için 5 defa tekrarlanmıştır. Her bir alaşıma ait mekanik

özelliklerin hesaplanmasında tekrarlanan testlerden elde edilen değerlerin ortalaması kullanılmıştır.



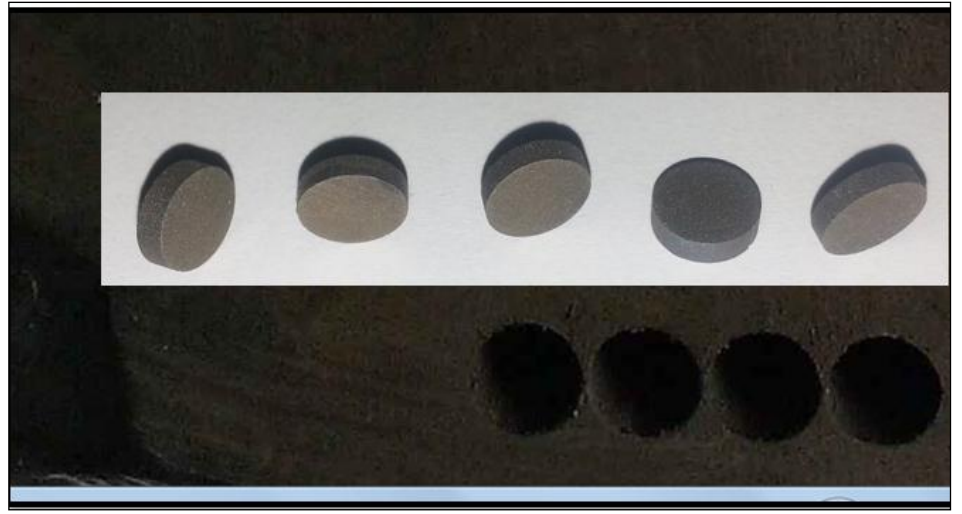
Şekil 6.15. Çekme testi ile elde edilen mekanik özelliklerin şematik gösterimi.

Her bir alaşım için 3 adet basma testi yapılmış olup bu testlerden elde edilen veriler yardımıyla ortalama basma akma dayanımı hesaplanmıştır. Basma testleri oda sıcaklığında 0,5 mm/dakika hız ile MTS marka test sistemi kullanılarak gerçekleştirilmiştir. Numunelerin basma testleri E9-09 numaralı ASTM standardındaki (ASTME9-09, 2009) süreçler izlenerek gerçekleştirilmiştir.

6.6 Sitokompatibilite Değerlendirmesi

Döküm durumundaki ingottan Şekil 6.16'da görüldüğü gibi tel erozyonla işleme yöntemiyle kesilen $\Phi 8 \times 2$ mm ölçülerine sahip disk şeklindeki numuneler sitokompatibilite değerlendirme için kullanılmıştır. MTS analizi kullanılarak numunelerin hücre adhezyon yoğunlukları tespit edilmiştir. Numunelere ait hücre adhezyon yoğunluk değerleri farklı 3 numune için elde edilen değerlerin ortalaması alınarak hesaplanmıştır. TNZ alaşımlarının hücre adhezyon yoğunluğu değerleri hem kendi aralarında hem de bu çalışmada referans numune olarak kabul edilen ticari saflıkta titanyum (CP-Ti) ile kıyaslanmıştır. Sitokompatibilite değerlendirilmesinde SaOS2 hücre hattı (osteoblast benzeri) kullanılmıştır. Numunelerin hücre kültürü plakasının odacıklarına yerleştirilmesini takiben

SaOS2 hücreleri odacık başına 5×10^3 hücre yoğunluğunda tatbik edilmiştir. MTS analizi, SaOS2 hücrelerinin numunelerin yüzeyindeki hücre adhezyon yoğunluklarını tespit etmek için kullanılmıştır (Li et al., 2010c; Li et al., 2009b). Yüzeye tutunan SaOS2 hücrelerinin morfolojisi SEM vasıtasıyla gözlenmiştir. SEM ile inceleme öncesinde bir dizi işlem yürütülmüştür. Numuneler bir saat süre ile glutaraldehid içinde bekletilmiştir. Bu işlemden sonra, hücrelerin dehidratasyonu sırasıyla %60, %70, %80, %90 ve %100 saflığa sahip etanol çözeltileri içerisinde numuneleri yıkayarak gerçekleştirilmiştir. Numunelerin kimyasal kurutma işleminde heksametildisilazan kullanılmıştır.



Şekil 6.16. Sitokompatibilite değerlendirmesi için kullanılmak üzere tel erozyon işleme yöntemiyle kesilen numuneler.

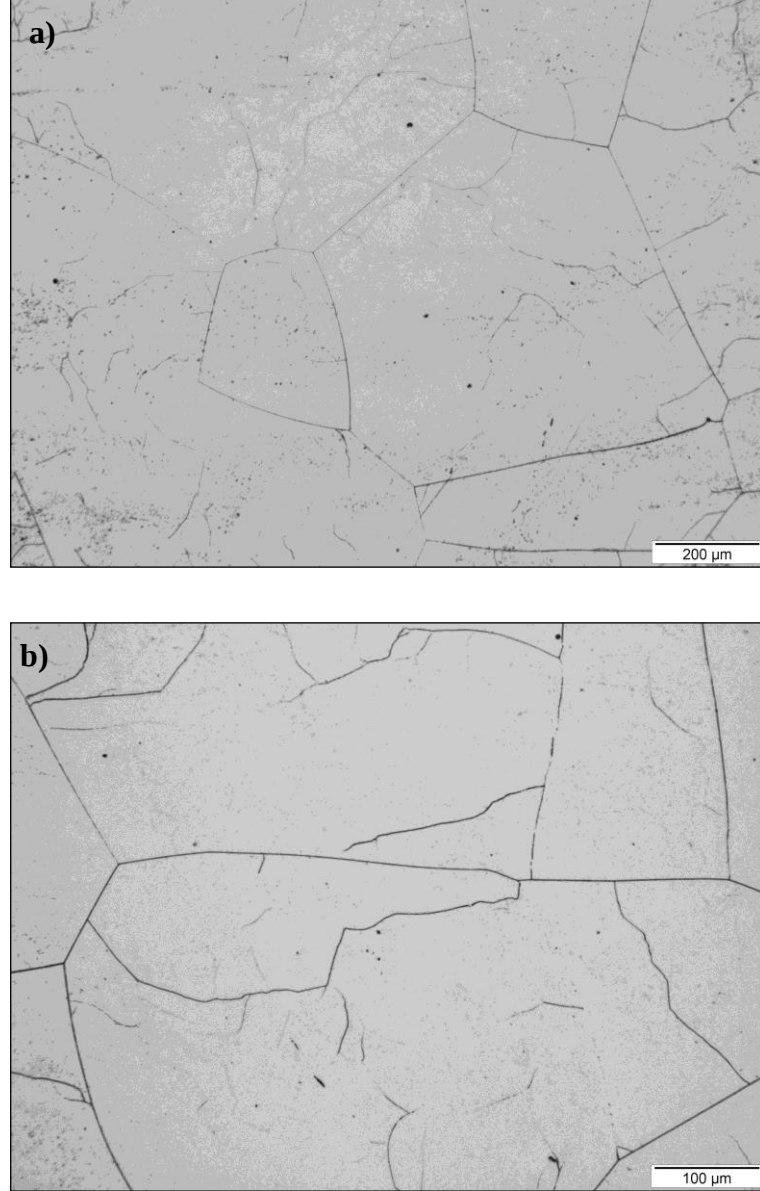
6.7 İstatistiksel Analiz

Bu çalışmada üretilen TNZ alaşımlarına ait çekme dayanımı, akma dayanımı, elastisite modülü, toplam uzama, elastik enerji, tokluk, basma akma dayanımı, mikro-sertlik ve hücre adhezyon yoğunluk değerleri tek yönlü ANOVA analizini takiben Post Hoc Tukey HSD testi ile istatistiksel olarak analiz edilmiştir. $p < 0,05$ istatistiksel olarak anlamlı kabul edilmiştir.

7. SONUÇLAR VE İRDELEME

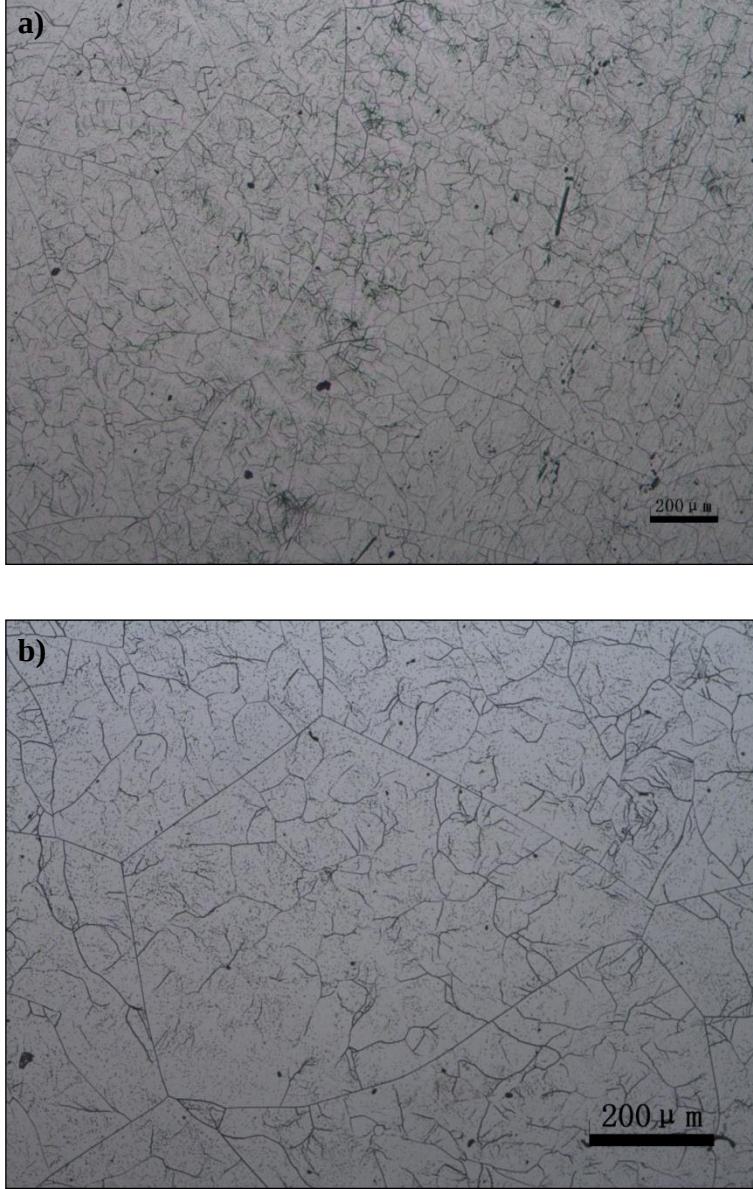
7.1 Mikroyapı

TNZ-1 alaşımına ait mikroyapı görüntüleri Şekil 7.1a ve Şekil 7.1b’de verilmiştir. Şekil 7.1’de görüldüğü üzere, TNZ-1 alaşımı birincil tane sınırları ile birlikte ikincil tane sınırları sergilemiştir.



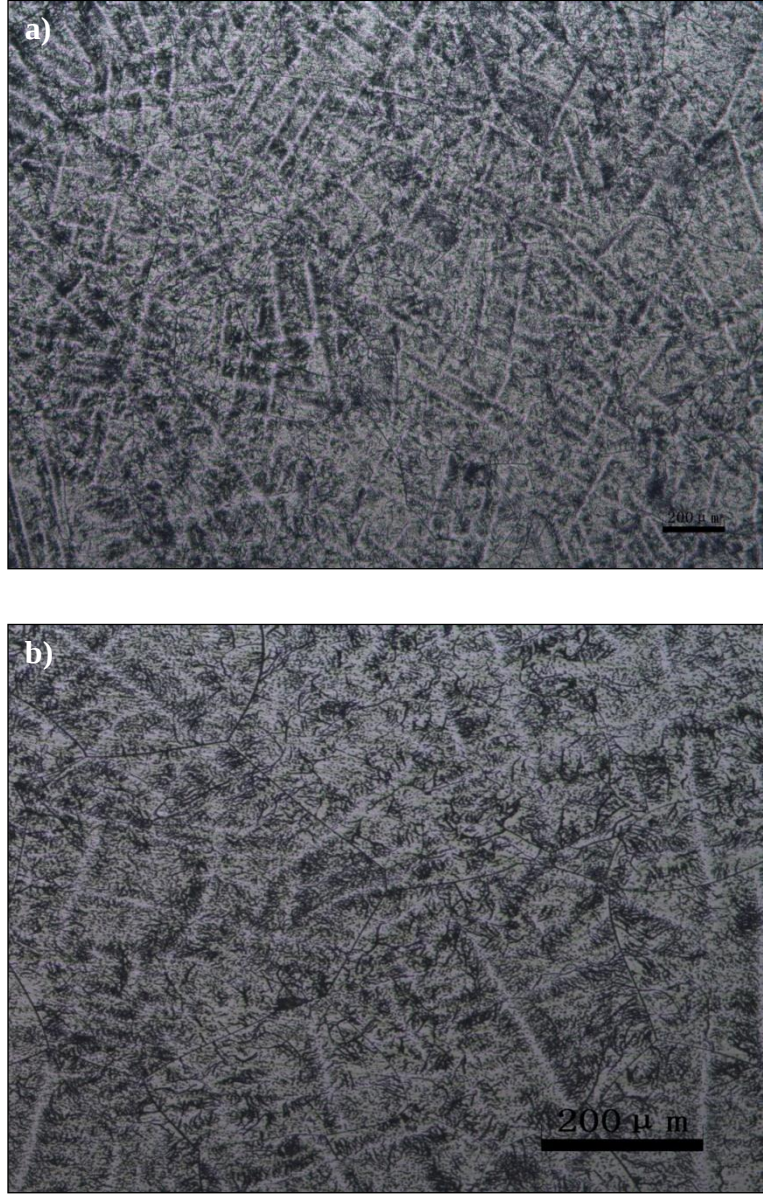
Şekil 7.1. TNZ-1 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.

TNZ-2 alaşımına ait mikroyapı görüntüleri Şekil 7.2a ve Şekil 7.2b’de verilmiştir. Şekil 7.2’de görüldüğü üzere, TNZ-2 alaşımı birincil tane sınırları ile birlikte ikincil tane sınırları sergilemiştir.



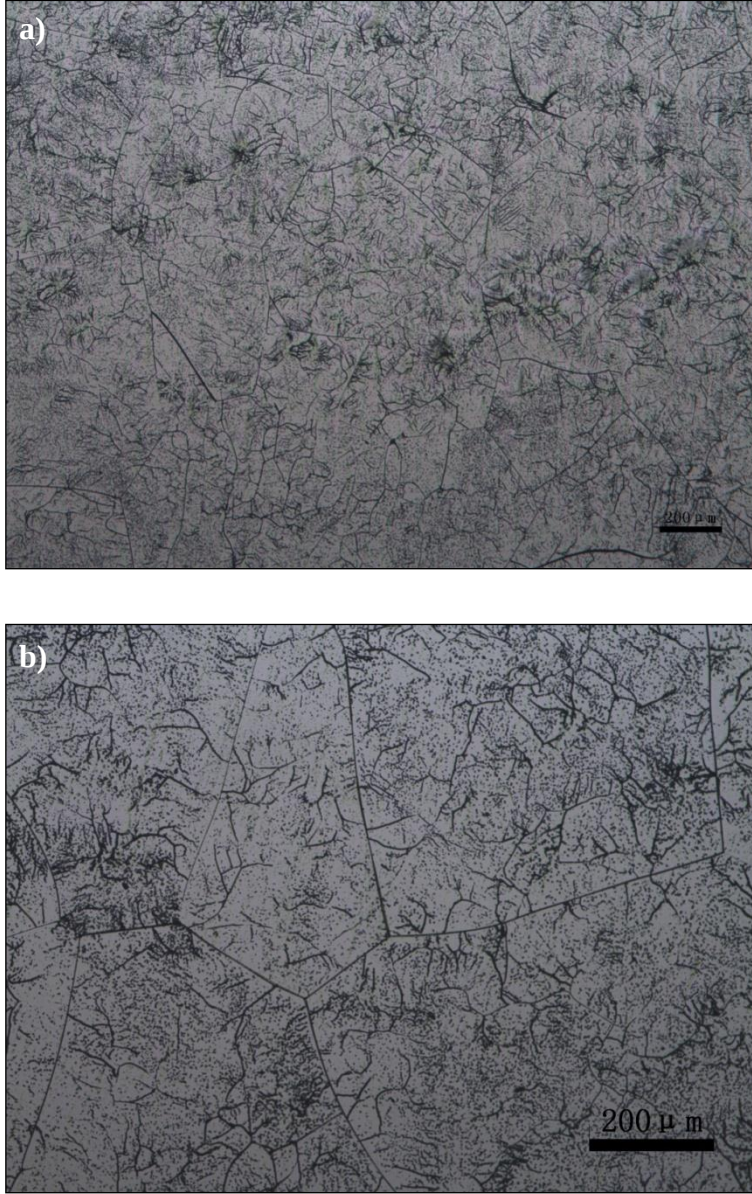
Şekil 7.2. TNZ-2 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.

TNZ-3 alaşımına ait mikroyapı görüntüleri Şekil 7.3a ve Şekil 7.3b’de verilmiştir. Şekil 7.3’de görüldüğü üzere, TNZ-3 alaşımı dentritik yapı sergilemiştir.



Şekil 7.3. TNZ-3 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.

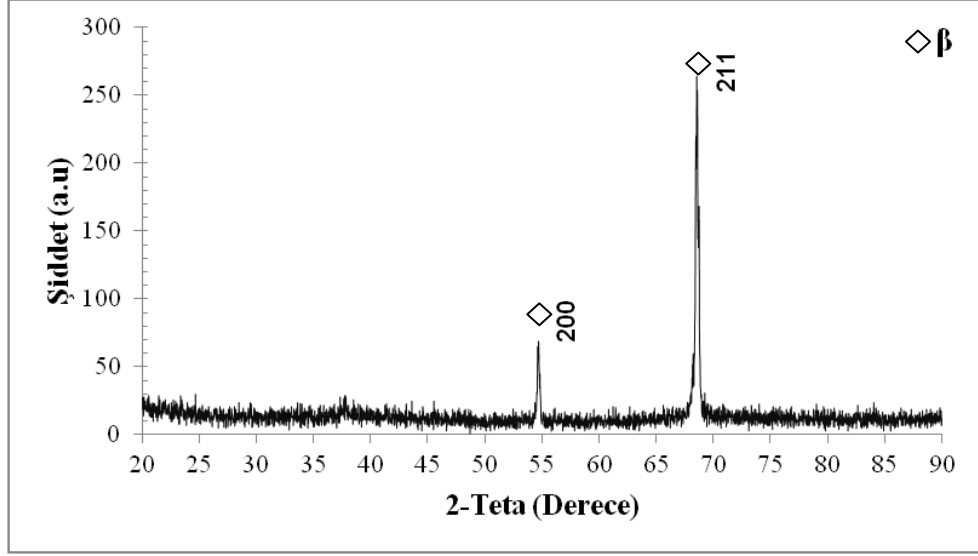
TNZ-4 alaşımına ait mikroyapı görüntüleri Şekil 7.4a ve Şekil 7.4b’de verilmiştir. Şekil 7.4’de görüldüğü üzere, TNZ-4 alaşımı da TNZ-1 ve TNZ-2 alaşımlarının mikroyapı görüntülerinde tespit edildiği gibi birincil tane sınırları ile birlikte ikincil tane sınırları sergilemiştir.



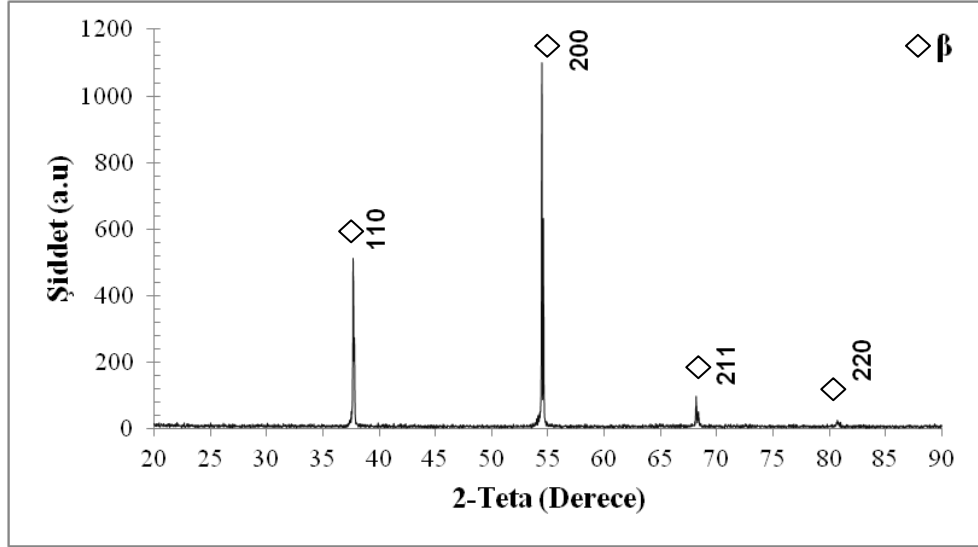
Şekil 7.4. TNZ-4 alaşımına ait mikroyapı görüntüsü a) 50X, b) 100X.

TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait XRD grafikleri sırasıyla Şekil 7.5, Şekil 7.6, Şekil 7.7 ve Şekil 7.8’de verilmiştir. Şekillerde görüldüğü üzere, TNZ alaşımlarının tamamı β fazı piklerine sahiptir. Alaşım içerisindeki Zr miktarının artırılıp Nb ve Ti miktarının azaltılması ile birlikte beta Ti fazına ait difraksiyon pikleri daha düşük 2-Teta (derece) değerlerine doğru kaymıştır. Benzer bulgulara Ning ve arkadaşlarının çalışmasında (Ning et al., 2010) da rastlanmıştır. Söz konusu çalışmada Nb miktarı sabit tutulmuş, Zr miktarı artırılmış ve Ti miktarı azaltılmıştır. Ning ve arkadaşları söz konusu kayma oluşumuna sebep olarak titanyumun atomik yarıçapına göre daha yüksek değerde

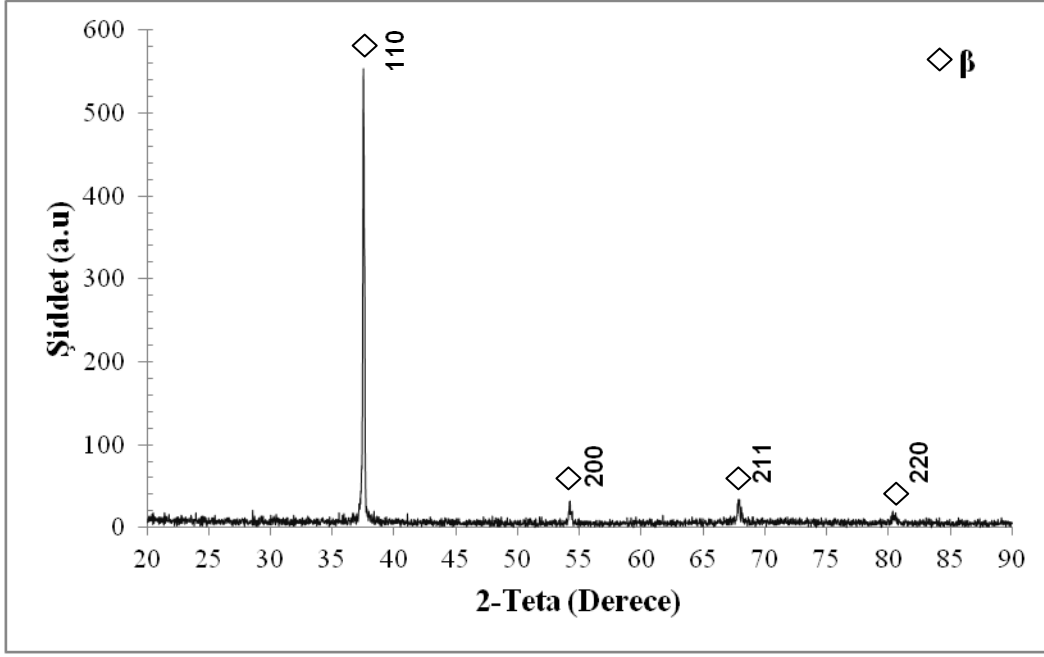
atomik yarıçapa sahip olan Zr miktarının artması ile birlikte daha fazla Zr atomunun Ti atomunun yerini almasını göstermişlerdir (Ning et al., 2010).



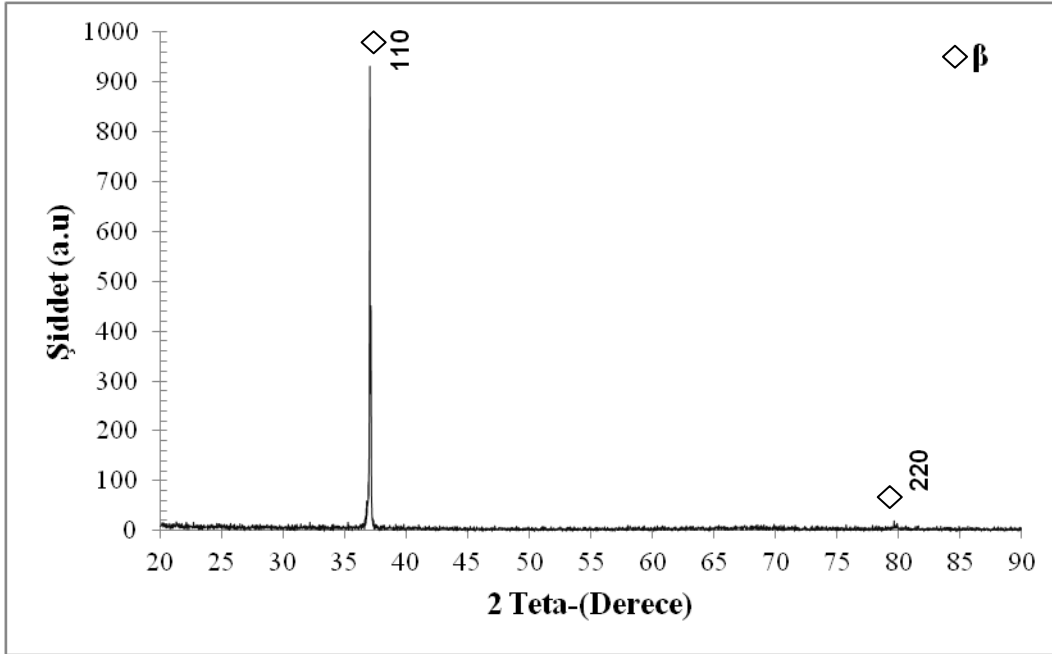
Şekil 7.5. TNZ-1 alaşımının XRD grafiği.



Şekil 7.6. TNZ-2 alaşımının XRD grafiği.



Şekil 7.7. TNZ-3 alaşımasının XRD grafiği.

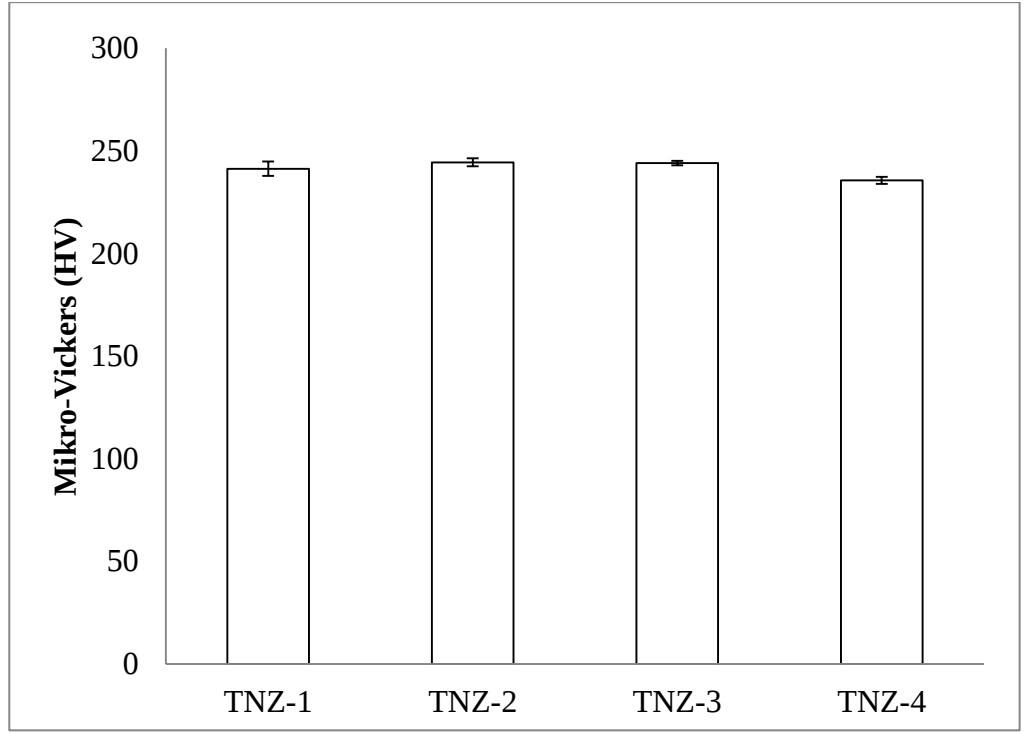


Şekil 7.8. TNZ-4 alaşımasının XRD grafiği.

7.2 Mikro-sertlik

Alaşımların mikro-sertlik değerleri Şekil 7.9’da verilmiştir. TNZ-1,2,3 ve 4 alaşımlarından en düşük sertlik değerine sahip olan TNZ-4 alaşımasının sertlik değeri ile en yüksek sertlik değerine sahip olan TNZ-2 alaşımasının sertlik değeri

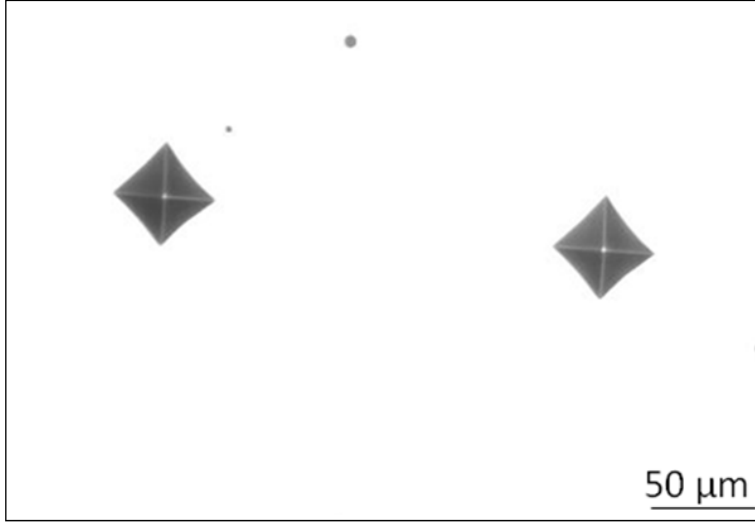
arasında yaklaşık olarak 10 mikro-vickers'lık fark bulunmaktadır. Şekil 7.9'da görüldüğü gibi TNZ alaşımlarına ait mikro-sertlik değerleri kendi aralarında değerlendirildiğinde değerler arasında çok büyük farklılık olmadığı tespit edilmiştir. TNZ-1, 2 ve 3 alaşımlarının mikro-sertlik değeri TNZ-4 alaşımından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha büyüktür.



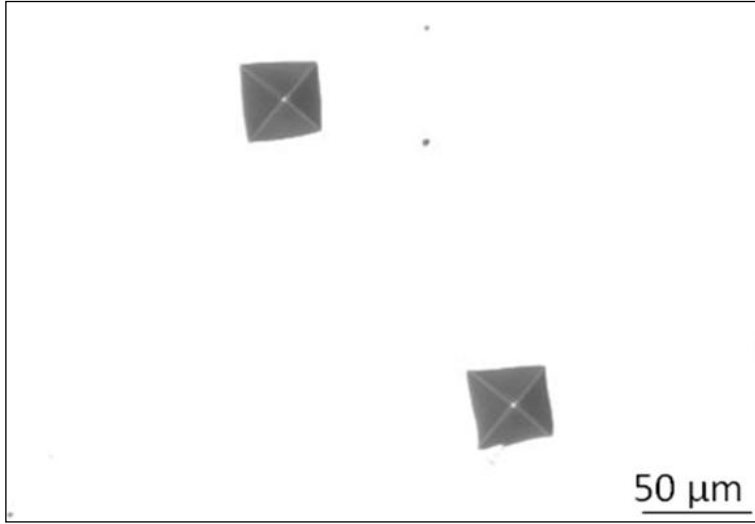
Şekil 7.9. TNZ alaşımlarının mikro-sertlik değerleri.

TNZ-1 (241.32 HV), TNZ-2 (244.44 HV), TNZ-3 (244.04 HV) ve TNZ-4 (235.6 HV) alaşımlarının ortalama mikro-sertlik değerlerinin CP-Ti (134 HV) (Bertrand et al., 2010) ve Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr (tavlanmış durumda-180 HV) alaşımından (Ushida et al., 2012) daha yüksek olduğu tespit edilmiştir. Diğer taraftan Ti-13Nb-13Zr (tavlanmış durumda-235 HV) (Geetha et al., 2001) alaşımı ile çok yakın değere sahip oldukları tespit edilirken Ti-6Al-4V (döküm-294 HV) (Ho et al., 1999) alaşımından daha düşük değerdedir.

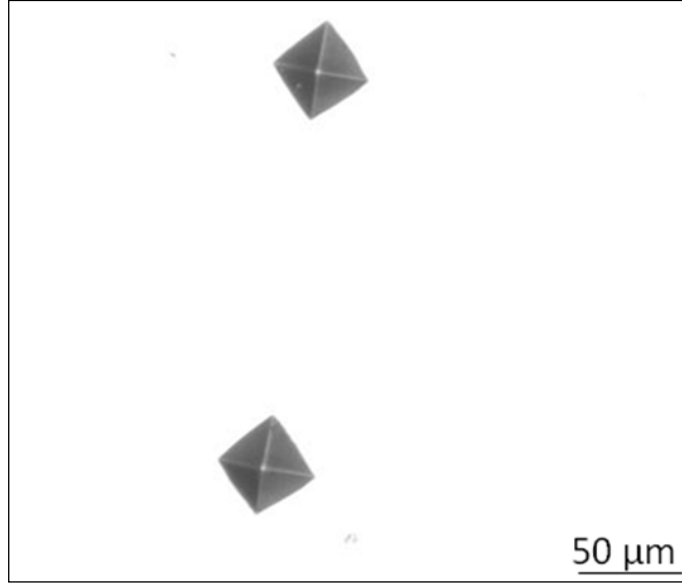
TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait mikrosertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüleri sırasıyla Şekil 7.10, Şekil 7.11, Şekil 7.12 ve Şekil 7.13'de verilmiştir.



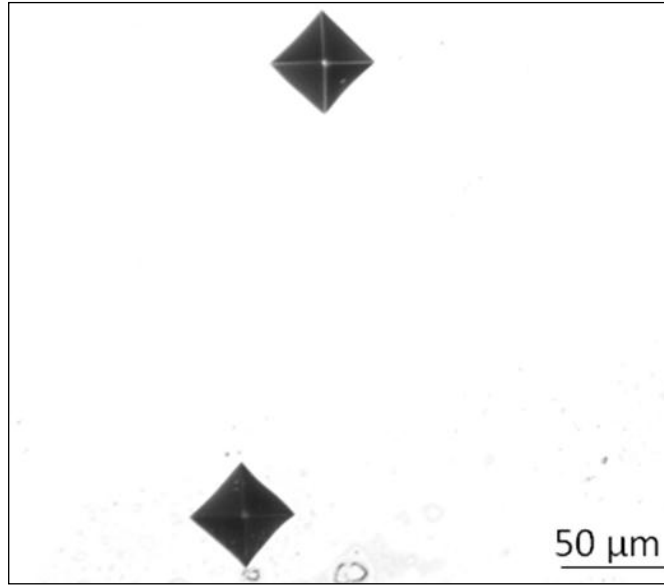
Şekil 7.10. TNZ-1 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.



Şekil 7.11. TNZ-2 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.



Şekil 7.12. TNZ-3 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.

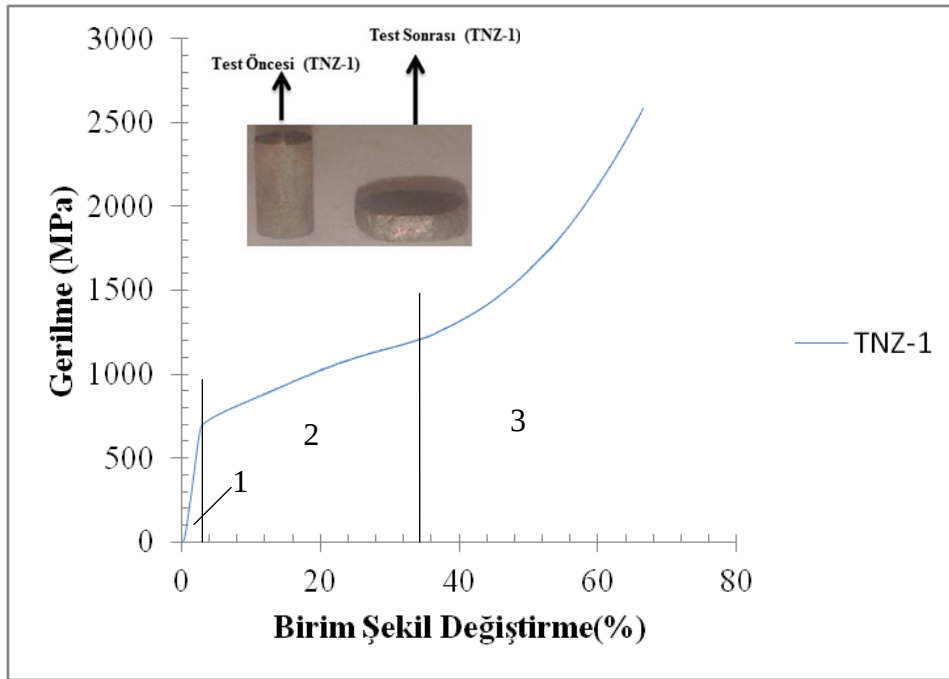


Şekil 7.13. TNZ-4 alaşımına ait mikro-sertlik testi sonrası yüzeyde oluşan iz görüntüsü.

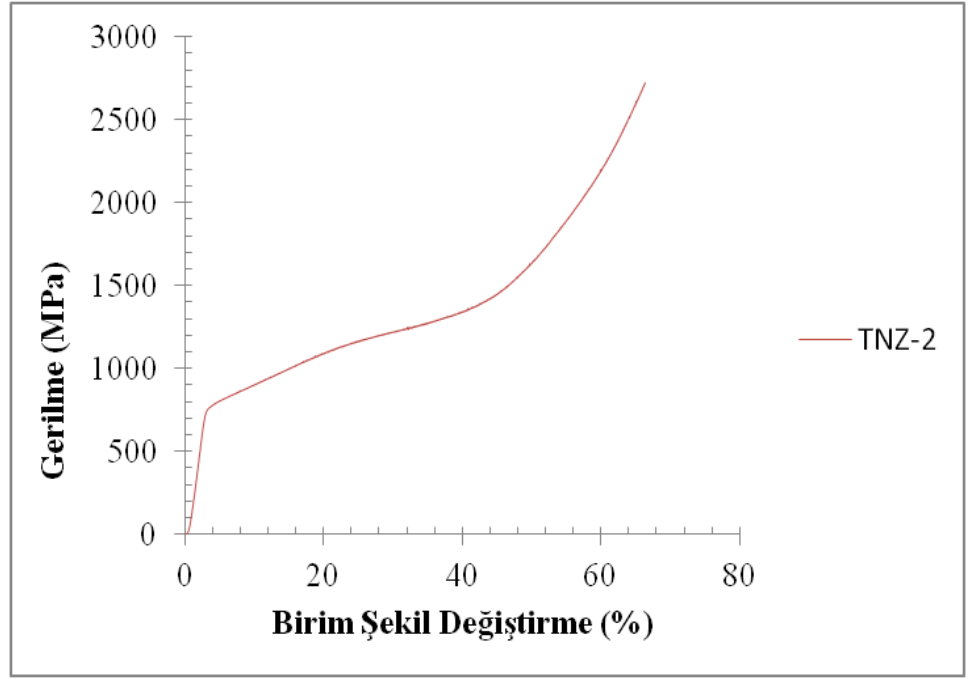
7.3 Basma Testi

TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait basma testi mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafikleri sırasıyla Şekil 7.14, Şekil 7.15, Şekil 7.16 ve Şekil 7.17’de verilmiştir. Basma testi mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafiklerinin yanısıra TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme grafikleri sırasıyla Şekil, 7.18, Şekil 7.19, Şekil 7.20 ve Şekil 7.21’de verilmiştir. Basma testi mühendislik

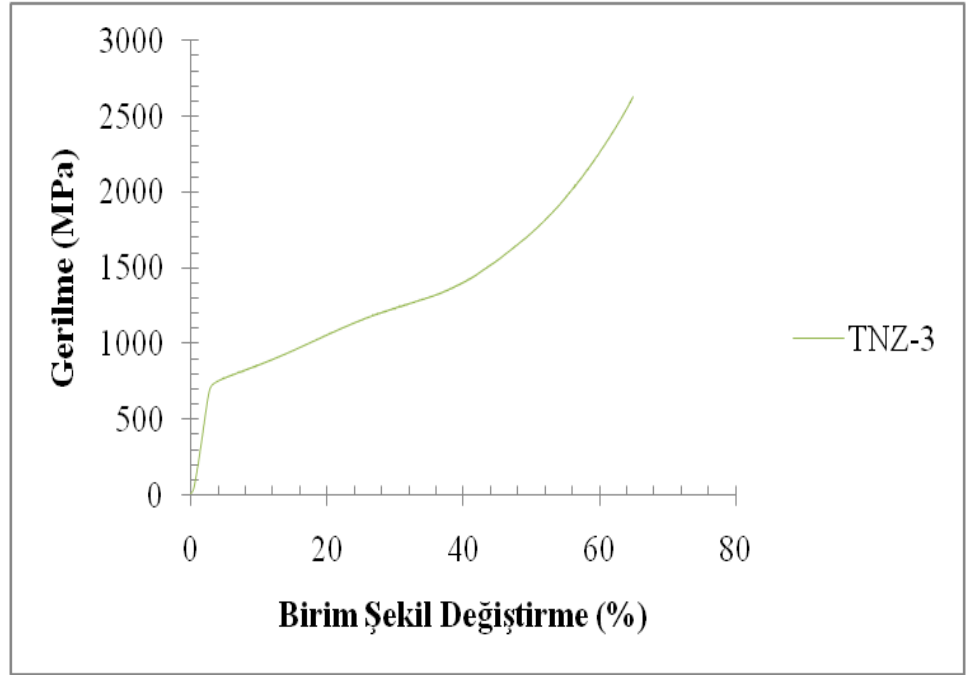
gerilme-birim şekil değiştirme grafikleri incelendiği takdirde TNZ alaşımlarının basma testi sırasında dikkate değer düzeyde plastik deformasyon kabiliyeti sergiledikleri gözlenmektedir. İlgili grafiklerden de görüldüğü üzere, numunelerde herhangi bir kırılma-parçalara ayrılmayı işaret edebilecek bir eğri formu görülmektedir. TNZ alaşımlarının göstermiş olduğu bu kayda değer davranış oda koşullarında yürütülen basma testi sırasında elde edilmiştir. Ayrıca Şekil 7.14’de TNZ alaşımlarının basma testi sırasındaki plastik deformasyon kabiliyetlerini vurgulamak için temsili olarak TNZ-1 alaşımına ait basma testi numunesinin test öncesindeki ve sonrasındaki resimleri verilmiştir.



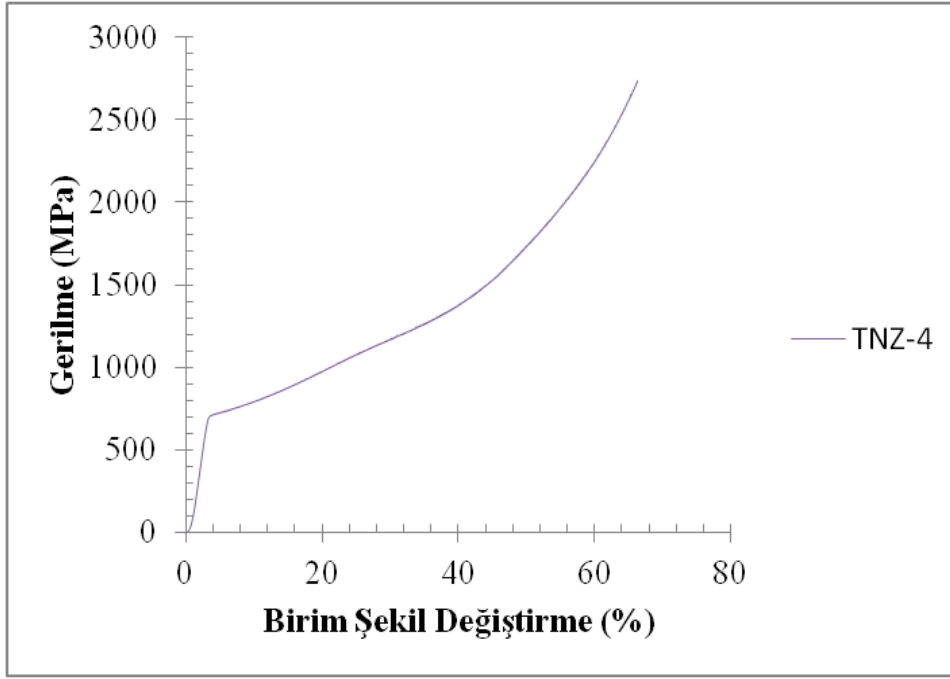
Şekil 7.14. TNZ-1 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.



Şekil 7.15. TNZ-2 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değişirme eğrisi.



Şekil 7.16. TNZ-3 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değişirme eğrisi.



Şekil 7.17. TNZ-4 alaşımına ait basma testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.

Oda koşullarında yürütülen basma testi sırasında böylesine plastik deformasyon kabiliyeti gösteren TNZ alaşımlarının ürün mühendisliği açısından değerlendirildiğinde birçok araştırmacının ilgisini çekeceği kuşkusuzdur. Basma testinin oda koşullarında yürütüldüğü vurgusunun yapılma amacı eldeki malzemenin bir ürüne dönüştürülmesi sırasında soğuk şekil verme işlemlerinin kolaylıkla kullanılabileceğini işaret etmek amaçlıdır. Bu çalışmada üretilen TNZ alaşımları beta Ti alaşımlarıdır. Beta Ti alaşımlarının soğuk şekillendirilebilme kabiliyeti, alfa-beta Ti alaşımlarından daha üstündür (Boyer et al., 1994). Bu avantaj beta Ti alaşımlarının ticari ürüne dönüşmesi için oldukça önemli bir üstünlük sağlamaktadır (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013).

Ti alaşımları içerisinde üç pikli gerilme dalgalanmasına sahip olan Ti-22,4Nb-0,73Ta-2Zr-1,34O alaşımı (Yang et al., 2010) mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafiği üzerinde ise “*elastik eğri bölgesi (1), plastik akma plato eğri bölgesi (2) ve parabol eğri bölgesinden (3)*” (Yang et al., 2010) oluşmaktadır. Şekil 7.14’de TNZ-1 alaşımına ait basma testi mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafiği üzerinde elastik eğri bölgesi (1), plastik akma plato eğri bölgesi (2) ve parabol eğri bölgesi (3) gösterilmiştir.

TNZ alaşımlarının tamamı oda sıcaklığında yapılan basma testi sırasında mükemmel süneklik sergilemiştir. Şekil 7.14, 7.15, 7.16 ve 7.17’de görüldüğü üzere, TNZ alaşımlarının gerilme-birim şekil değiştirme eğrileri elastik eğri bölgesi, plastik akma plato eğri bölgesi ve parabol eğri bölgesinden oluşmaktadır.

TNZ alaşımlarına ait gerçek gerilme ve gerçek birim şekil değiştirme değerleri hesaplanırken basma numunelerinde hacimsel değişimin meydana gelmediği ve uniform deformasyonun olduğu kabul edilmiştir. Gerçek gerilme ve gerçek birim şekil değiştirme değerleri aşağıdaki formüller kullanılarak hesaplanmıştır.

$$A_b \times H_b = A_f \times H_f \quad (7.1)$$

Formül 7.1’de A_b başlangıç kesit alanını, H_b başlangıç boyunu, A_f belirli bir deformasyon miktarından sonraki kesit alanını, H_f belirli bir deformasyon miktarından sonraki numune boyunu ifade etmektedir. Mühendislik birim şekil değiştirme miktarı ise aşağıdaki formül yardımıyla hesaplanmıştır.

$$e = \frac{H_b - H_f}{H_b} \quad (7.2)$$

Formül 7.2’de e mühendislik birim şekil değiştirme miktarını ifade etmektedir. Gerçek birim şekil değiştirme miktarı aşağıdaki formül yardımıyla hesaplanmıştır.

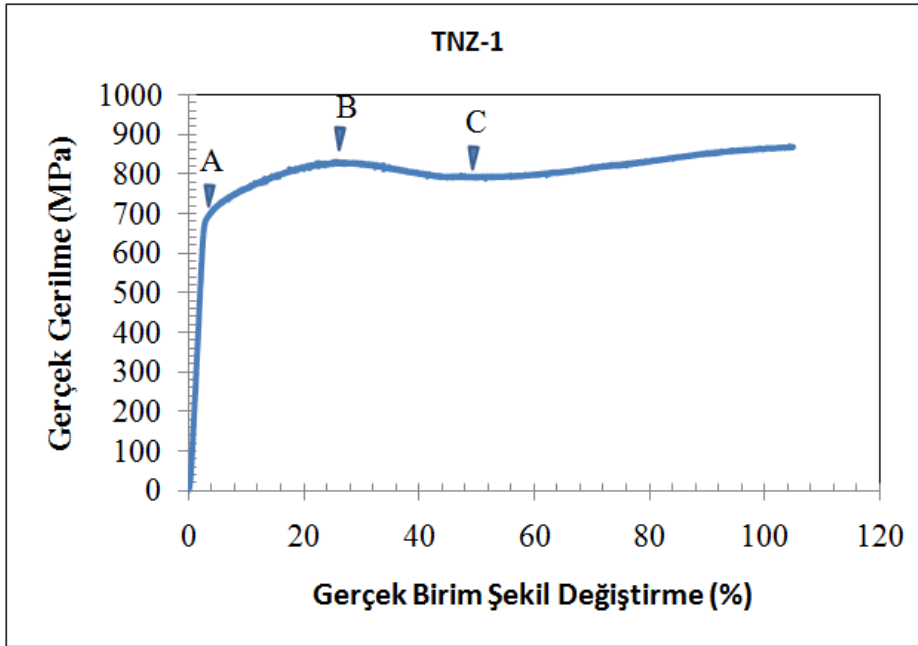
$$\varepsilon_t = \ln(1+e) \quad (7.3)$$

Formül 7.3’de ε_t gerçek birim şekil değiştirme miktarını ifade etmektedir. Belirli bir deformasyon miktarından sonraki gerçek gerilme değeri aşağıda verilen formül yardımıyla hesaplanmıştır.

$$\sigma_t = \frac{P}{A_f} \quad (7.4)$$

Formül 7.4’de σ_t gerçek gerilmeyi ifade etmektedir. P ise kuvveti tanımlamaktadır.

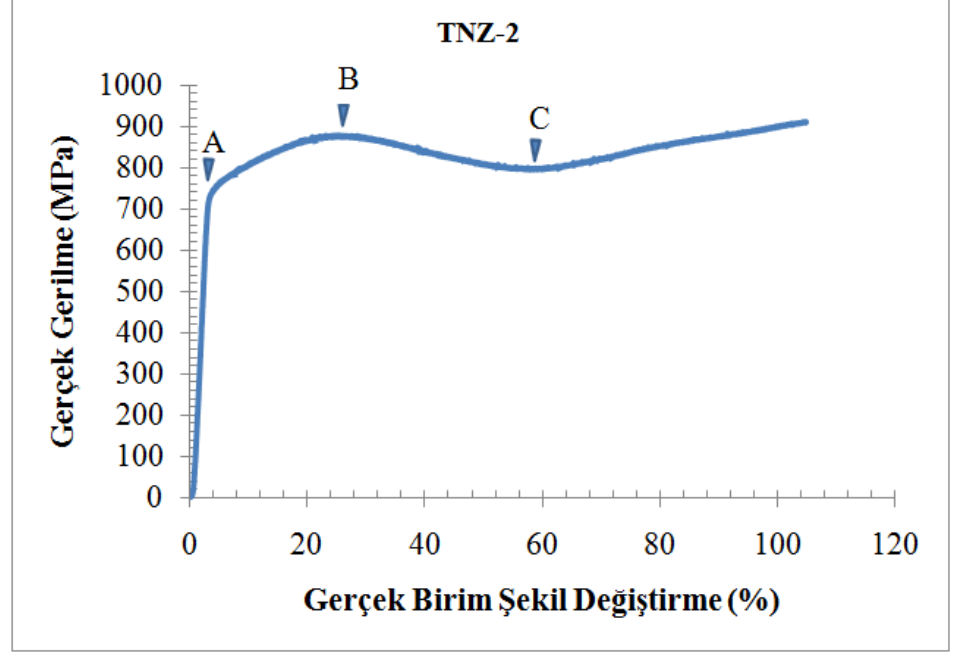
Şekil 7.18’de görüldüğü üzere, TNZ-1 alaşımına ait gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisinde A, B ve C harfleri ile eğrinin belirli noktalarında markalama yapılmıştır. TNZ-1 alaşımı orijinle A noktası arasında elastik aşamadır. Eğri üzerindeki A-B noktaları arasında ise TNZ-1 alaşımına ait ilk pekleşme aşaması görülmektedir. B-C noktaları arasında kalan bölge deformasyon yumuşaması bölgesini göstermektedir. C noktasından sonra TNZ-1 alaşımı ikinci pekleşme aşamasına geçmektedir. Gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisinde konumlandırılmış A, B ve C noktalarına ait gerçek birim şekil değiştirme değerleri sırasıyla 3,6 (%), 25,9 (%) ve 49,3 (%) olarak saptanmıştır.



Şekil 7.18. TNZ-1 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.

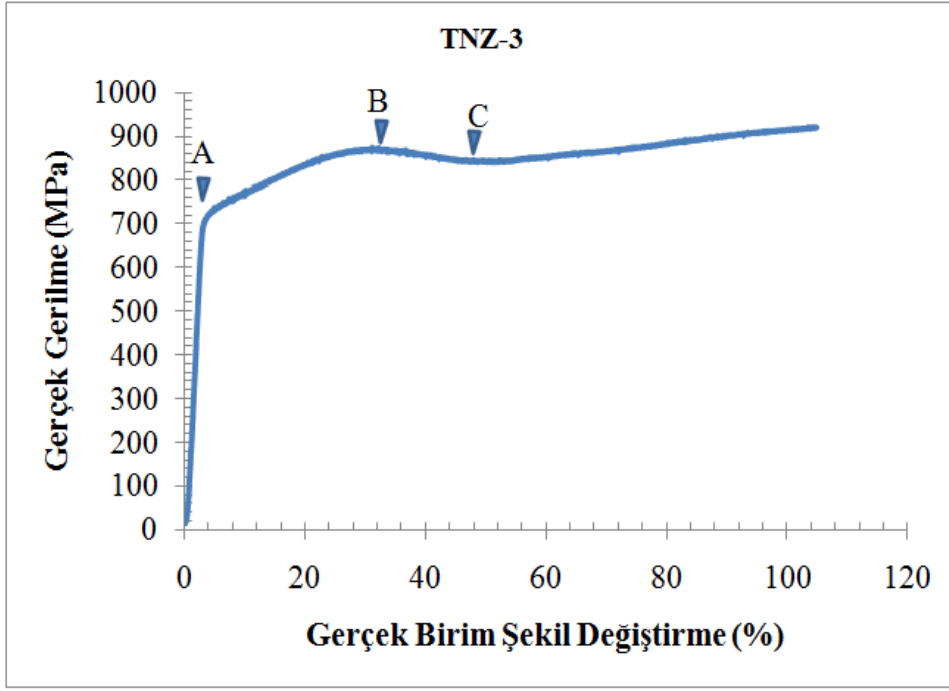
Şekil 7.19’da TNZ-2 alaşımına ait gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme grafiği görülmektedir. TNZ-2 alaşımı, orijinle A noktası arasında elastik aşamadır. Diğer taraftan eğri üzerindeki A-B noktaları arasında ilk pekleşme aşamasına geçmektedir. İlk pekleşme aşaması geçildikten sonra B-C noktaları arasında kalan bölgede TNZ-2 alaşımı deformasyon yumuşaması aşamasına geçmektedir. Eğri üzerinde konumlandırılmış C noktasından sonra ikinci pekleşme aşamasına geçilmektedir. TNZ-2 alaşımına ait gerçek gerilme-

gerçek birim şekil değiştirme eğrisinde konumlandırılmış A, B ve C noktalarına ait gerçek birim şekil değiştirme değerleri sırasıyla 3,9 (%), 25,5 (%) ve 58,3 (%) olarak saptanmıştır.



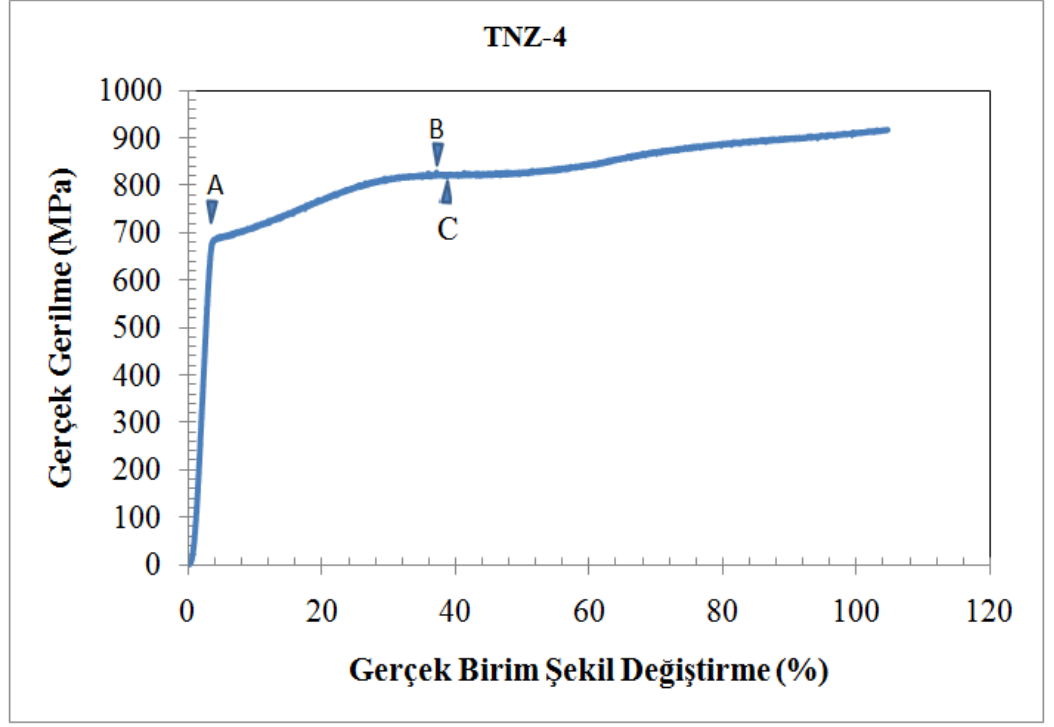
Şekil 7.19. TNZ-2 alaşımına ait basma testi gerçeğ gerilme-gerçek birim şekil değıştirme eğrisi.

Şekil 7.20’de görüldüğü üzere, TNZ-3 alaşımı orijinle A noktası arasında elastik aşamadır. TNZ-3 alaşımı A noktasında iken 3,7 (%) gerçeğ birim şekil değıştirme miktarına sahiptir. Eğri üzerindeki A-B noktaları arasında TNZ-3 alaşımına ait ilk pekleşme aşaması görülmektedir. B-C noktaları arasında kalan bölge ise deformasyon yumuşaması aşamasını göstermektedir. Şekil 7.20’de eğri üzerinde konumlandırılmış deformasyon yumuşaması bölgesini sınırlayan B ve C noktalarına ait gerçeğ birim şekil değıştirme değerleri sırasıyla 31,3 (%) ve 48,9 (%) olarak saptanmıştır.



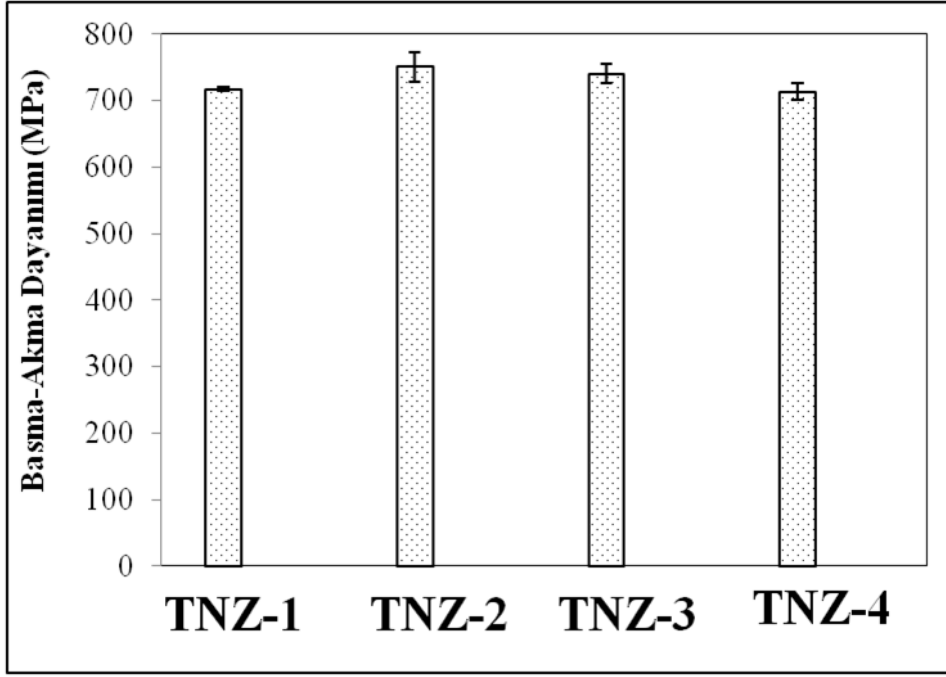
Şekil 7.20. TNZ-3 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.

Şekil 7.21’de TNZ-4 alaşımına ait gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme grafiği görülmektedir. TNZ-4 alaşımı orijinle A noktası arasında elastik olarak şekil değiştirmektedir. Eğri üzerindeki A-B noktaları arasında ilk pekleşme aşaması görülmektedir. TNZ-4 alaşımına ait gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisinde konumlandırılmış A, B ve C noktalarına ait gerçek birim şekil değiştirme değerleri sırasıyla 3,7 (%), 38,0 (%) ve 38,9 (%) olarak tespit edilmiştir. TNZ-1, 2 ve 3’den farklı olarak TNZ-4 alaşımı belirgin deformasyon yumuşaması bölgesine sahip değildir. TNZ-1,2, ve 3 alaşımları göstermiş oldukları oda sıcaklığında yapılan basma testi sırasındaki gerilim dalgalanması özelliği ile geleneksel metalik malzemelerden farklı bir özelliğe sahiptir. Ti alaşımları içerisinde gerilme dalgalanmasına sahip olan Ti-22,4Nb-0,73Ta-2Zr-1,34O alaşımı Yang ve arkadaşları (Yang et al., 2010) tarafından sunulmuştur.



Şekil 7.21. TNZ-4 alaşımına ait basma testi gerçek gerilme-gerçek birim şekil değiştirme eğrisi.

Basma testi %65 oranındaki birim şekil değiştirme değerinden sonra durdurulmuştur. Alaşımların ortalama basma akma dayanımı değerleri Şekil 7.22’de verilmiştir. Alaşımlara ait basma akma dayanım değerleri arasında anlamlı bir farklılık mevcut değildir ($p > 0,05$). Yine de ortalama basma akma dayanım değerlerine göre bir sıralama yapıldığında alaşımlar TNZ-2>TNZ-3>TNZ-1>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. Numunelerin ortalama mikro-sertlik değerleri için de bu sıralamada oldukları tespit edilmiştir. Basma akma dayanım değerleri arasındaki fark ikincil faz partikülleri (Li et al., 2012a), tane büyüklüğü ve katı çözelti sertleşme etkisinden kaynaklanabilmektedir (Nie et al., 2014).

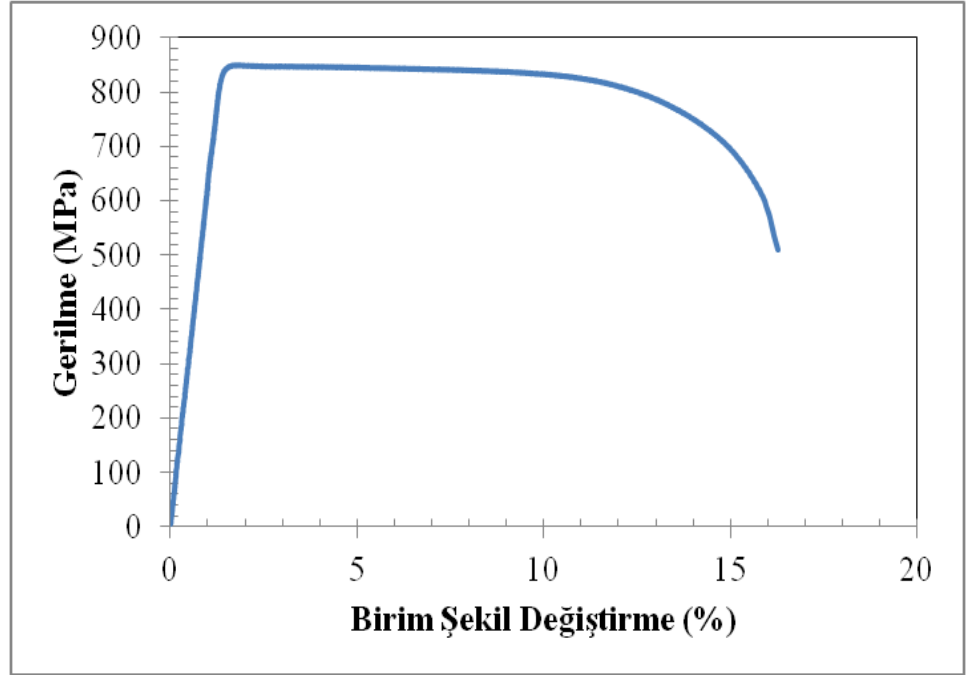


Şekil 7.22. TNZ alaşımlarının basma-akma dayanımları.

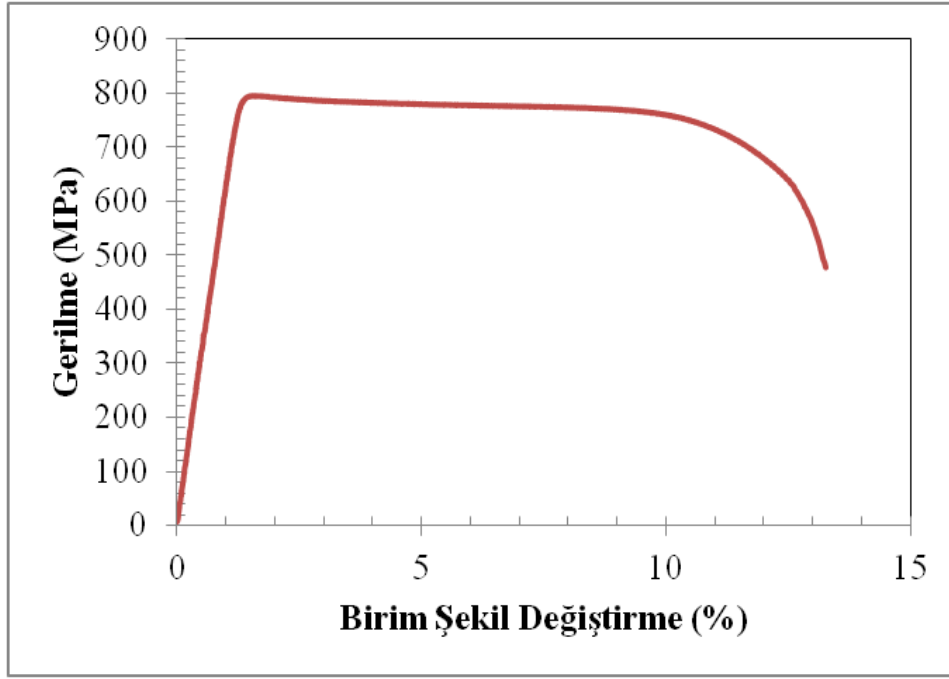
TNZ alaşımlarının basma akma dayanımı değerlerinin kemik dokusunun basma akma dayanımı değerinin (İnsan Haversian Kemiği: 180 MPa) (Currey, 2002) yaklaşık olarak 4 katı daha yüksek değere sahip olduğu tespit edilmiştir. TNZ alaşımlarının basma akma dayanımları 713-751 MPa arasındadır. Uygun ürün grubunun özellikle mekanik dayanım göstergeleri dikkate alınarak belirlenmesi oldukça önemlidir. Yorulma mekanizmasının gelişmesi neticesinde ortopedik implant malzemelerin hasara uğrayabildikleri (Buttaro et al., 2007; Chao, 2008; Chen et al., 2005; Griza et al., 2013; Griza et al., 2008; Ishaque et al., 2011; Kanchanomai et al., 2008; Marcomini et al., 2014; Triantafyllidis et al., 2007) üçüncü bölüm kapsamında detaylı olarak irdelenmişti. İlgili vakalar dikkate alındığında yüksek mekanik performans gerekliliği önemli bir ihtiyaçtır. TNZ alaşımlarının oda sıcaklığında yürütülen basma testi performansları değerlendirildiği takdirde alaşımların ortopedik implant uygulamaları için arzu edilen düzeyde mekanik performans sergiledikleri ifade edilebilir. TNZ alaşımlarının tümü basma testi sırasında mükemmel süneklik sergilemiş olup basma akma dayanımları kemik dokusunun basma akma dayanımından çok daha büyüktür.

7.4 Çekme Testi

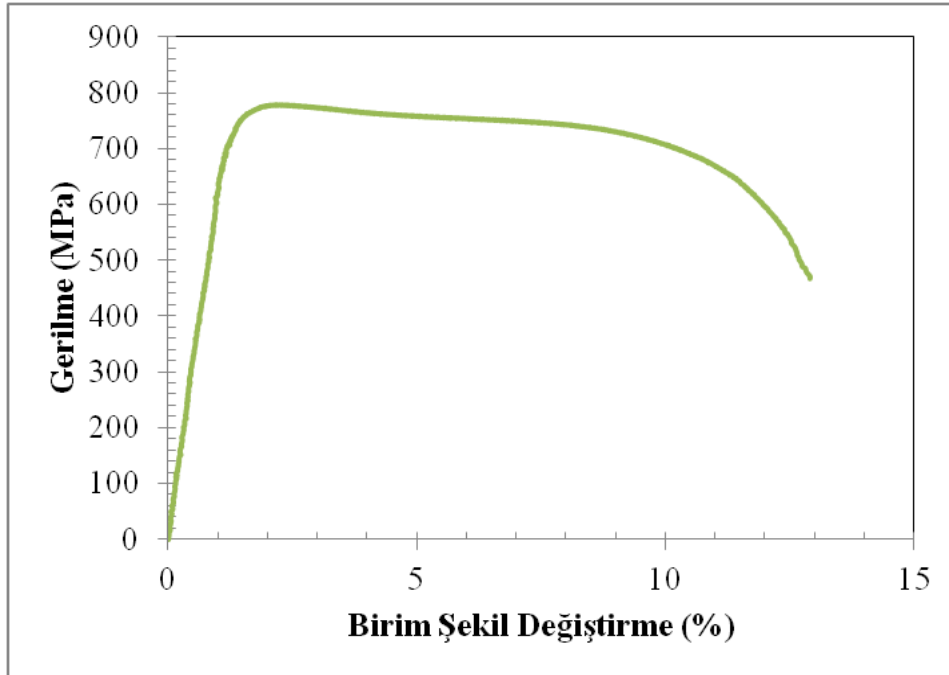
TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait çekme testi mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafikleri sırasıyla Şekil 7.23, Şekil 7.24, Şekil 7.25 ve Şekil 7.26'da verilmiştir. Çekme testi mühendislik gerilme-birim şekil değiştirme grafikleri incelendiğinde TNZ alaşımları akma noktasından sonra pekleşmeye uğramamıştır.



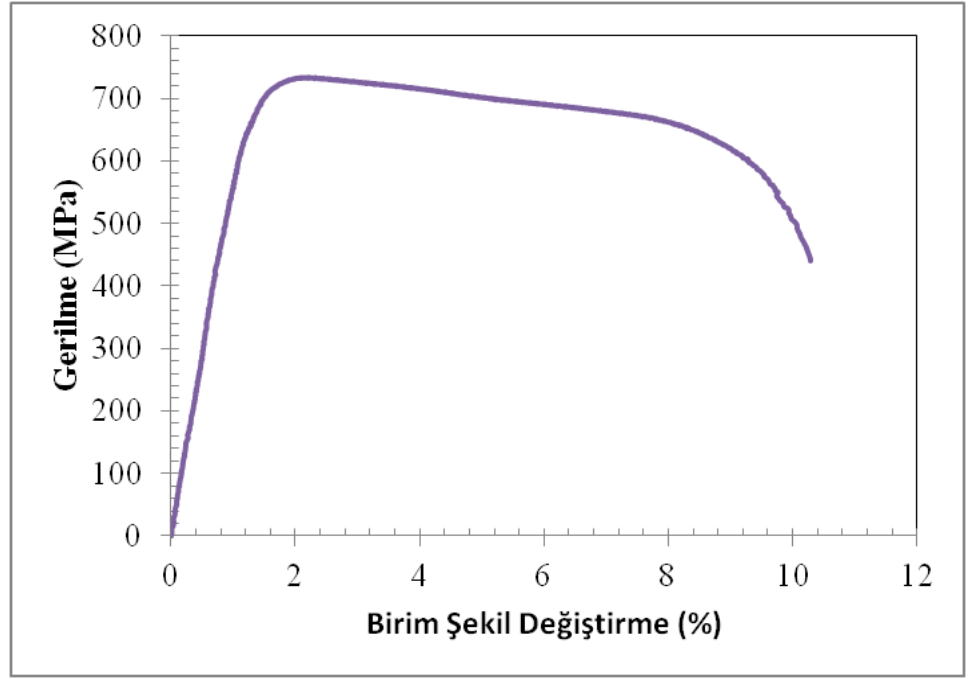
Şekil 7.23. TNZ-1 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.



Şekil 7.24. TNZ-2 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.



Şekil 7.25. TNZ-3 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.

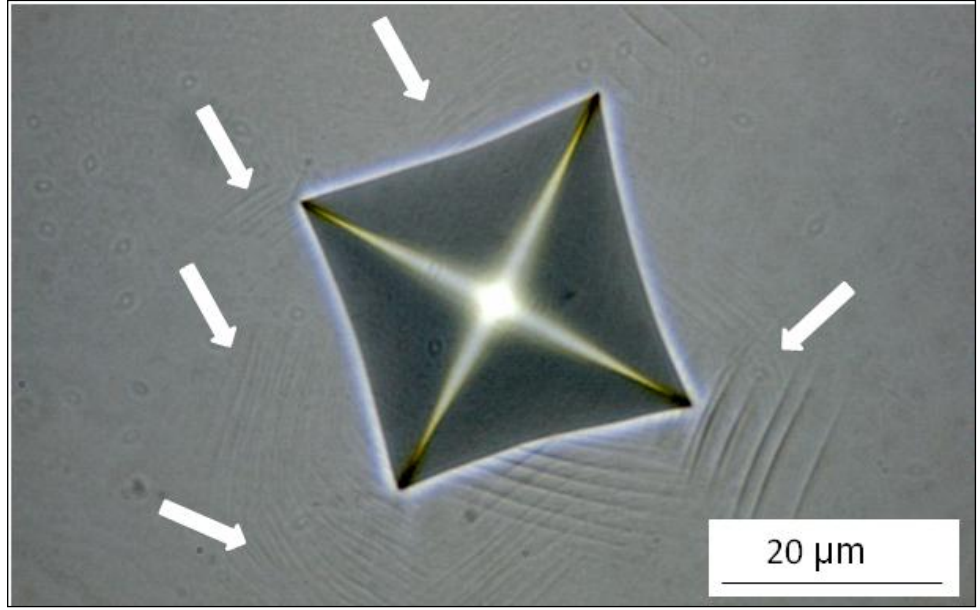


Şekil 7.26. TNZ-4 alaşımına ait çekme testi gerilme-birim şekil değiştirme eğrisi.

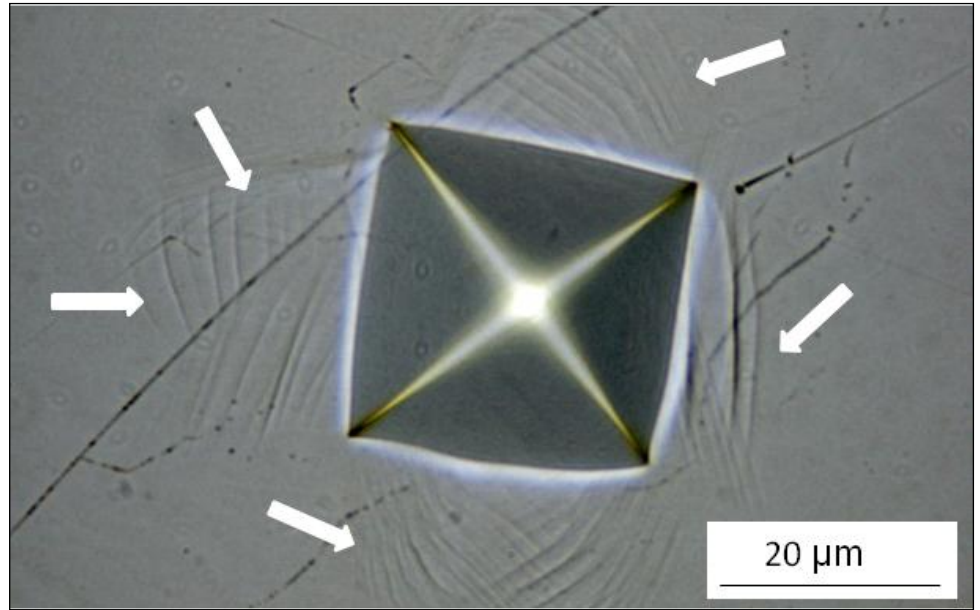
Pekleşmenin sebebi olarak plastik deformasyon ile dislokasyon yoğunluğunun artması ve dislokasyonların arasındaki mesafenin azalması sonucu mevcut dislokasyonların birbirinin hareketini engellemesi belirtilmektedir (Callister, 2007). TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarının mikro-sertlik iz görüntüleri ve oluşan izlerin etrafındaki plastik deformasyon bölgeleri sırasıyla Şekil 7.27, Şekil 7.28, Şekil 7.29 ve Şekil 7.30’da verilmiştir. TNZ alaşımlarına ait mikro-sertlik iz bölgelerinin etrafında kesme bantlarının meydana geldiği görülmektedir. TNZ alaşımlarına ait mikro-sertlik izlerinin etrafındaki kesme bantları Şekil 7.27, 7.28, 7.29 ve 7.30’da oklar yardımı ile gösterilmiştir. Söz konusu kesme bantlarının mikro-sertlik iz kenarlarından yayıldıkları görülmektedir. Mikro-sertlik izlerinin etrafında herhangi bir çatlak görülmemiştir. Mikro-sertlik izlerinin etrafındaki kesme bantlarının oluşumu, TNZ alaşımlarının çekme deneyi sonucu elde edilen gerilme-birim şekil değiştirme grafikleri ile beraber irdelendiği takdirde Manda ve arkadaşlarının çalışmalarında (Manda et al., 2014) belirttikleri “*kesme bantları pekleşme üsteli düşük malzemelerde görülür*” görüşünü desteklemektedir. Şekil 7.23, 7.24, 7.25 ve 7.26’da görüldüğü üzere, TNZ alaşımları geleneksel metalik malzemelerin sergilemiş olduğu pekleşme bölgesine sahip değildir.

TNZ alaşımlarının mikro-sertlik izlerinin etrafında görülen kesme bantlarının ard arda gelen dalgalı bir forma sahip oldukları görülmektedir. Sertlik izi etrafında kesme bantlarının gözlenmesi amorf yapıya sahip metalik cam malzemelerinde sıklık ile rastlanılan bir durumdur (Eswar Prasad and Ramamurty, 2012; Greer et al., 2013; Liu et al., 2010; Mukhopadhyay et al., 2007; Shaz et al., 2002; Tao et al., 2012; Vincent et al., 2012; Vincent et al., 2015; Xie and George, 2008; Xu et al., 2014a; Zhang et al., 2011c). Kristal yapıya sahip malzemelerde kesme bantlarının gözlenmesi alışla gelmiş bir durum değildir (Haghighi et al., 2015; Manda et al., 2014; Prasad et al., 2008). Beta Ti alaşımlarında sertlik testi sonrasında kesme bant oluşumuna Haghighi ve arkadaşlarının (Haghighi et al., 2015), Manda ve arkadaşlarının (Manda et al., 2014) ve Prasad ve arkadaşlarının (Prasad et al., 2008) çalışmalarında rastlanılmıştır. Kesme bantlarının oluşumu, özellikle pekleşme özelliğine sahip olmayan beta Ti alaşımları için bildirilmiştir (Manda et al., 2014).

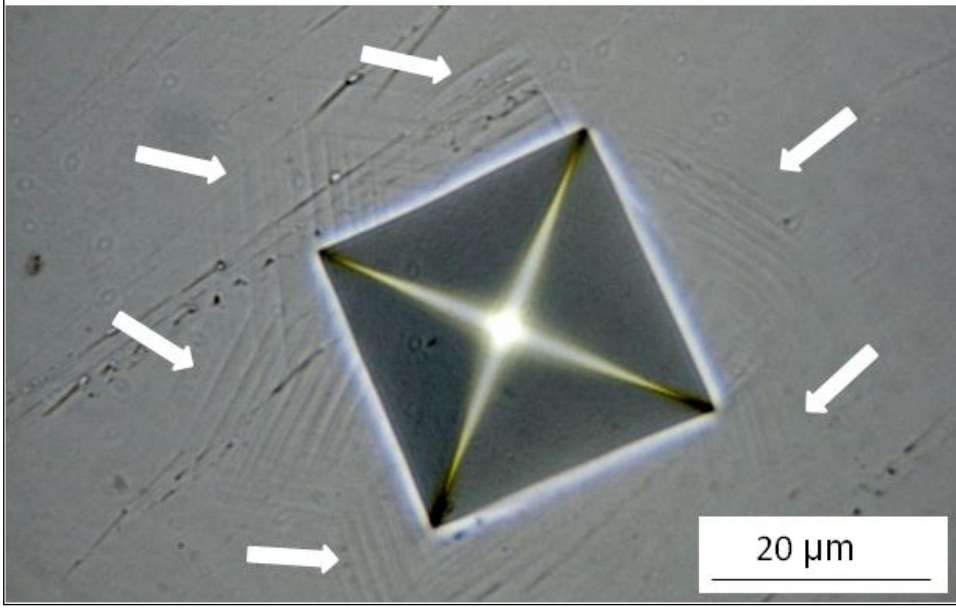
Kesme bantlarına metal plastik olarak şekil değiştirdiğinde meydana gelen kesme gerilmeleri sebep olmaktadır (Manda et al., 2014). Sertlik testi sonrasında gözlemlenen kesme bantları homojen olmayan deformasyon neticesinde ortaya çıkmaktadır (Manda et al., 2014). Plastik deformasyon sırasında hacmin sabit kalma ilkesi dikkate alınarak elastik-kusursuz plastik malzemelerde deformasyon yığılma mekanizmasıyla gerçekleşir (Ramamurty et al., 2005). Homojen olmayan plastik deformasyondan ötürü yığılma oluşumları kesikli bir şekilde oluşmaktadır (Ramamurty et al., 2005).



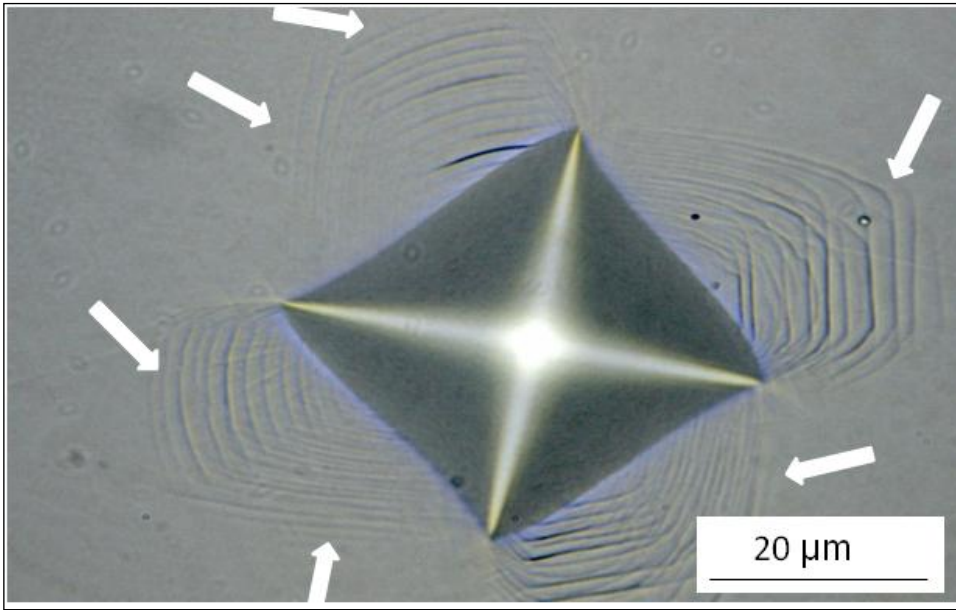
Şekil 7.27. TNZ-1 alaşımına ait mikro-sertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.



Şekil 7.28. TNZ-2 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.



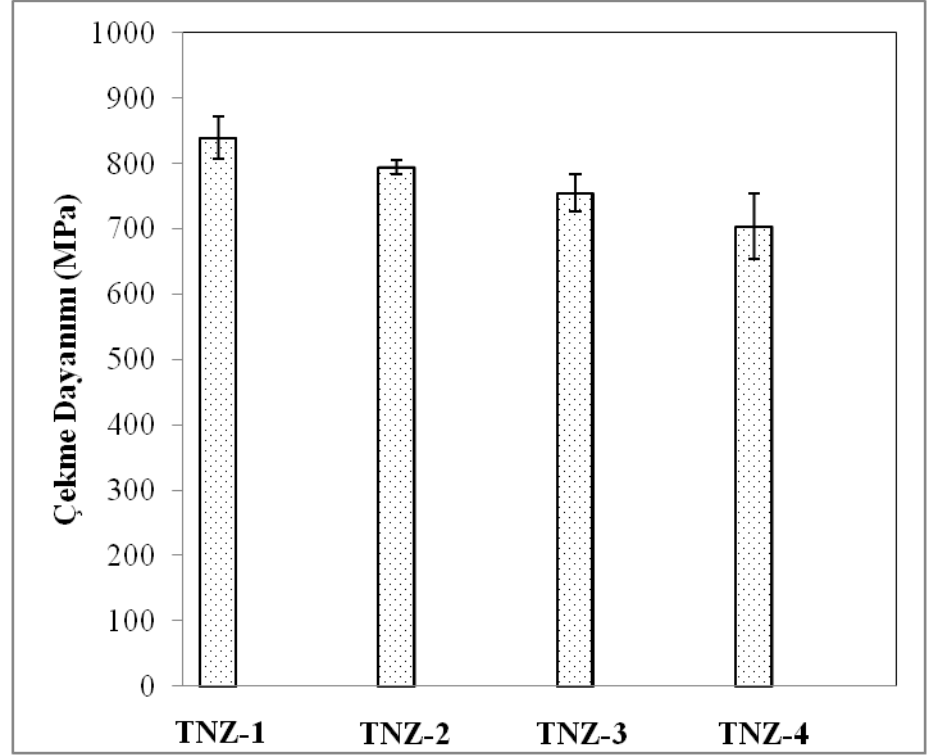
Şekil 7.29. TNZ-3 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.



Şekil 7.30. TNZ-4 alaşımına ait mikrosertlik izi etrafında oluşan kesme bantları.

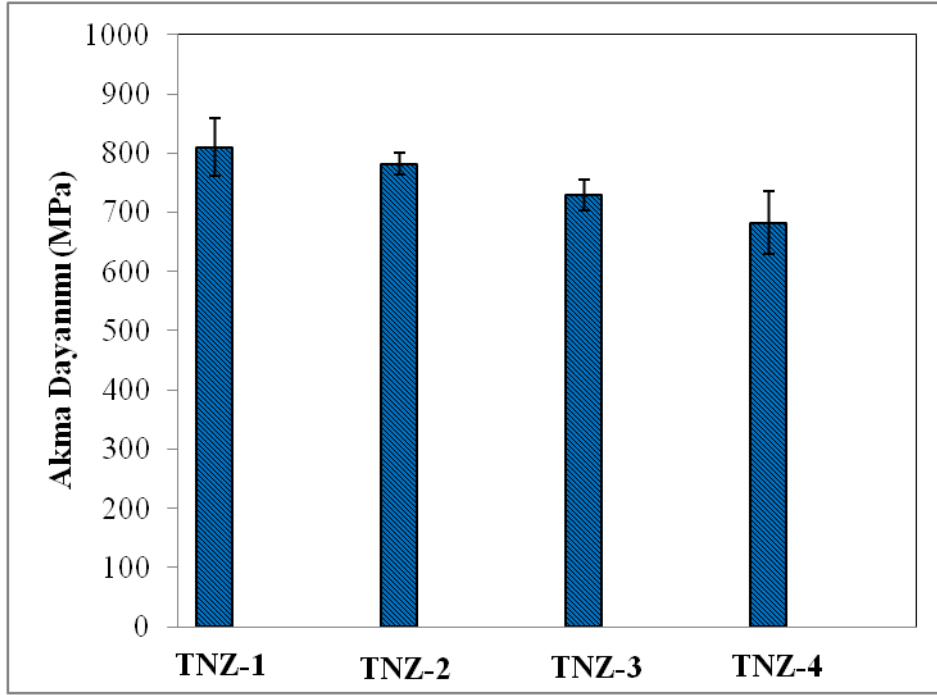
Şekil 7.31’de TNZ alaşımlarına ait çekme dayanım değerleri verilmiştir. TNZ alaşımları içerisinde TNZ-1 alaşımı en yüksek çekme dayanımı değerine sahiptir. TNZ alaşımları çekme dayanım değerleri açısından büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. TNZ alaşımları kendi aralarında çekme dayanım değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TNZ-1 alaşımı TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek değere sahiptir. Diğer taraftan TNZ-2 alaşımı TNZ-

4 alaşımından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek çekme dayanımı değerine sahiptir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait çekme dayanımı değerleri sırasıyla $839,0 \pm 31,8$ MPa, $794,0 \pm 10,1$ MPa, $755,0 \pm 28,3$ MPa ve $704,0 \pm 49,5$ MPa olarak tespit edilmiştir.



şekil 7.31. TNZ alaşımlarının çekme dayanımları.

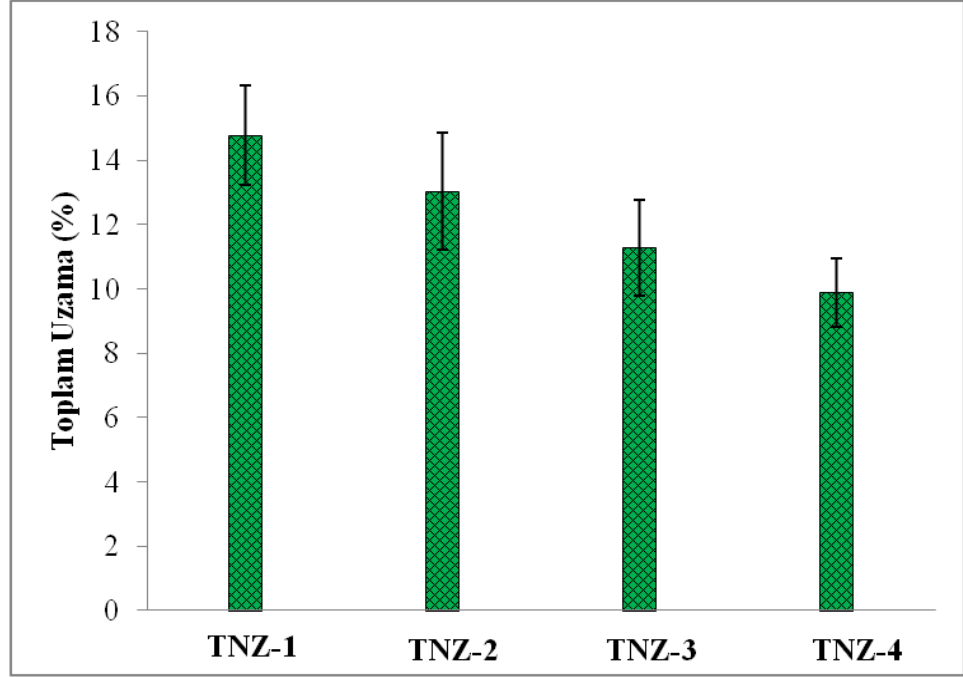
şekil 7.32’de TNZ alaşımlarına ait akma dayanımı değerleri verilmiştir. TNZ alaşımlarının ortalama akma dayanım değerleri 682 MPa ile 810 MPa arasında değişmektedir. TNZ-1 alaşımı en yüksek akma dayanımı değerine sahiptir. TNZ alaşımları akma dayanım değerleri açısından büyükten küçüğe doğru $TNZ-1 > TNZ-2 > TNZ-3 > TNZ-4$ olarak sıralanmaktadır. TNZ alaşımları kendi aralarında akma dayanımı açısından istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TNZ-1 alaşımı TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek değere sahiptir. Diğer taraftan TNZ-2 alaşımı, TNZ-4 alaşımından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek akma dayanımına sahiptir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait akma dayanımı değerleri sırasıyla $810,0 \pm 48,0$ MPa, $782,0 \pm 18,8$ MPa, $729,0 \pm 26,3$ MPa ve $682 \pm 52,9$ MPa olarak hesaplanmıştır. TNZ alaşımlarının akma ve çekme dayanımları birbirine çok yakın değerdedir.



Şekil 7.32. T NZ alaşımlarının akma dayanımları.

TNZ alaşımlarına ait kopma uzaması değerleri Şekil 7.33’de verilmiştir. TNZ alaşımlarına ait kopma uzaması değerleri %9,9 ile %14,8 arasında değişmektedir. TNZ-1 alaşımı sahip olduğu $14,8 \pm 1,6$ kopma uzaması değeri ile en yüksek kopma uzaması değerine sahiptir. Genellikle döküm Ti alaşımları termomekanik olarak işlem görmüş muadilleri ile kopma uzaması açısından kıyaslandığında döküm durumda olan Ti alaşımlarının daha düşük kopma uzamasına sahip oldukları bilinmektedir (Niinomi, 1998). Ti-12Mo-6Zr-2Fe, Ti-6Al-7Nb, Ti-15Mo, Ti-13Nb-13Zr ve döküm durumdaki Ti-6Al-4V alaşımlarına ait kopma uzaması değerleri sırasıyla %12 (ASTMF1813-13, 2013), %10 (ASTMF1295-05, 2005), %12 (ASTMF2066-08, 2008), %15 (ASTMF1713-08, 2013) ve %8 (ASTMF1108-04, 2004) şeklindedir. TNZ alaşımlarının çekme testi ile elde edilen kopma uzaması değerleri bazı Ti alaşımları ile kıyaslandığında TNZ alaşımlarının sahip olduğu kopma uzaması değerlerinin ilgili diğer Ti alaşımlarına yakın olduğu tespit edilmiştir. TNZ alaşımları kopma uzaması değerleri açısından büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. TNZ alaşımları kendi aralarında kopma uzaması değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TNZ-1 alaşımının TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksek değere sahip olduğu

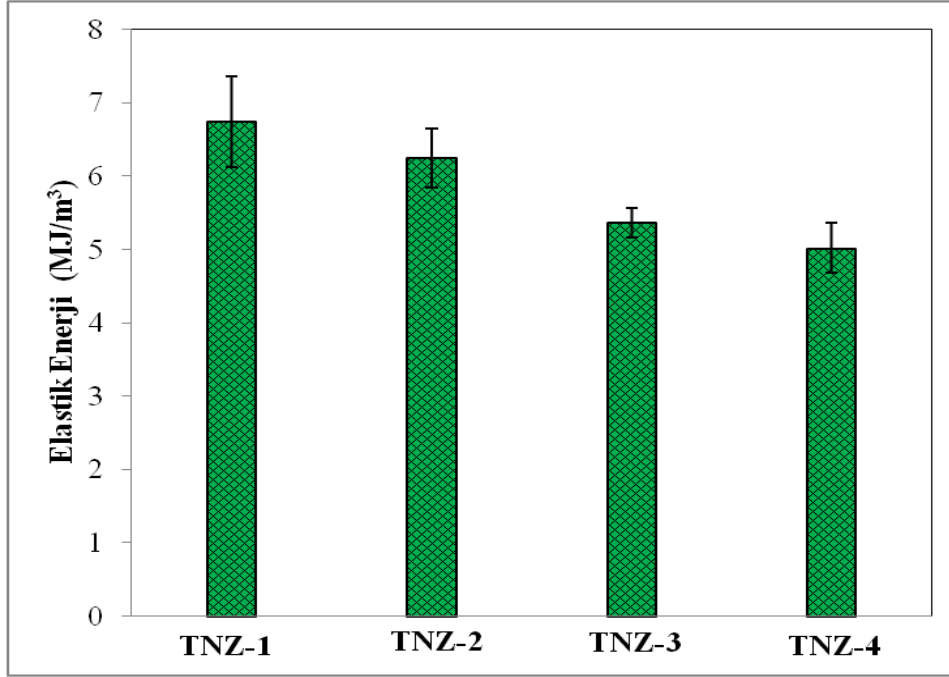
bulunmuştur. Bununla birlikte TNZ-2 alaşımı TNZ-4 alaşımından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksek kopma uzaması değerine sahiptir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait kopma uzaması değerleri sırasıyla $14,8 \pm 1,6$ (%), $13 \pm 1,8$ (%), $11,3 \pm 1,5$ (%) ve $9,9 \pm 1,1$ (%) olarak bulunmuştur.



Şekil 7.33. TNZ alaşımlarının toplam uzama (%) miktarları.

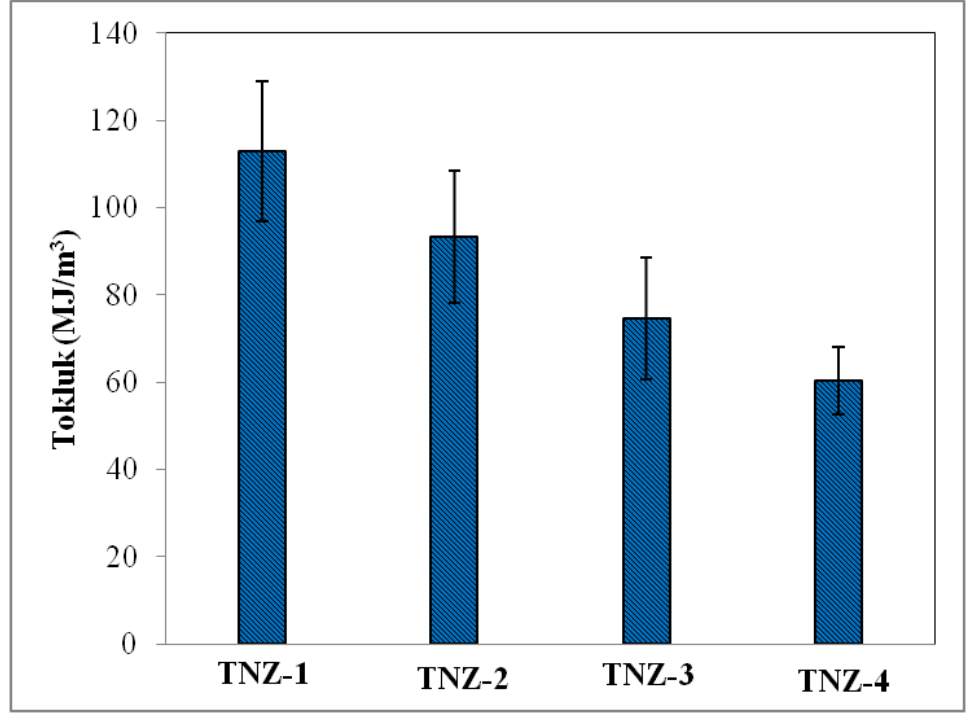
Malzemenin elastik deformasyon halindeyken yükleme ile absorbe ettiği enerjiyi yüklemenin kaldırılması ile serbest bırakma kabiliyeti rezilyans olarak bilinmekte ve bu özellik rezilyans modülü ya da elastik enerji olarak tanımlanmaktadır (Callister, 2007). Akma dayanımı elastik sınır kabul edilerek (Callister, 2007) TNZ alaşımlarının elastik enerji değerleri hesaplanmıştır. Şekil 7.34’de TNZ alaşımlarına ait elastik enerji değerleri verilmiştir. TNZ alaşımları içerisinde TNZ-1 alaşımı en yüksek elastik enerji değerine sahiptir. TNZ alaşımlarının elastik enerji değerleri büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. TNZ alaşımları kendi aralarında elastik enerji değerleri açısından istatistiksel olarak değerlendirildiğinde TNZ-1 alaşımının TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksek değere sahip olduğu tespit edilmiştir. Diğer taraftan TNZ-2 alaşımı TNZ-4 alaşımından anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksek elastik enerji değerine sahiptir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait elastik enerji değerleri sırasıyla

$6,74 \pm 0,62 \text{ MJ/m}^3$, $6,25 \pm 0,40 \text{ MJ/m}^3$, $5,36 \pm 0,20 \text{ MJ/m}^3$ ve $5,02 \pm 0,34 \text{ MJ/m}^3$ olarak hesaplanmıştır.



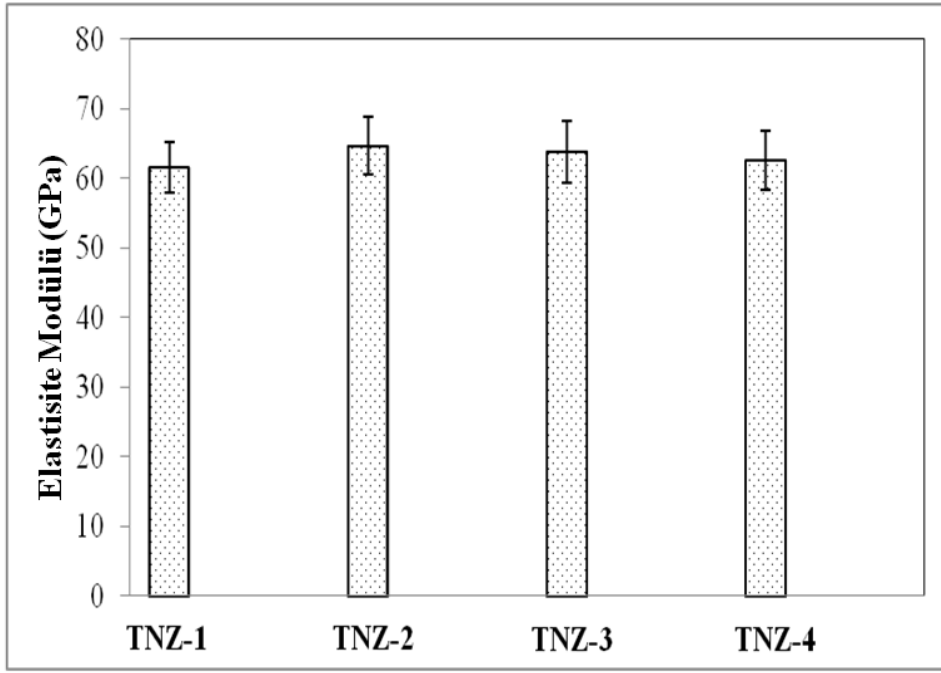
Şekil 7.34. TNZ alaşımlarının elastik enerji değerleri.

Bir malzemenin deformasyonu sırasında kırılıncaya kadar absorbe ettiği enerji miktarı tokluk olarak tanımlanmaktadır (Callister, 2007). Şekil 7.35’de TNZ alaşımlarına ait tokluk değerlerini gösteren sütun grafik verilmiştir. TNZ-1 alaşımı, TNZ alaşımları içerisinde sahip olduğu $112,85 \pm 15,97 \text{ MJ/m}^3$ tokluk değeriyle en yüksek tokluk değerine sahiptir. TNZ alaşımlarının sahip olduğu tokluk değerleri esas alınarak yürütülen istatistiksel değerlendirme neticesinde TNZ-1 alaşımının TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek değere sahip olduğu tespit edilmiştir. Aynı zamanda TNZ-2 alaşımı TNZ-4 alaşımından anlamlı ($\rho < 0,05$) olarak daha yüksek tokluk değerine sahiptir. TNZ alaşımlarının sahip olduğu ortalama tokluk değerleri dikkate alınarak bir sıralama yapıldığı takdirde tokluk değerleri büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait tokluk değerleri sırasıyla $112,85 \pm 15,97 \text{ MJ/m}^3$, $93,33 \pm 15,15 \text{ MJ/m}^3$, $74,73 \pm 13,97 \text{ MJ/m}^3$ ve $60,44 \pm 7,71 \text{ MJ/m}^3$ olarak hesaplanmıştır.



Şekil 7.35. TNZ alaşımlarının tokluk değerleri.

TNZ alaşımlarına ait elastisite modülü değerleri Şekil 7.36’da verilmiştir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait elastisite modülü değerleri sırasıyla $62,0 \pm 3,6$ GPa, $65,0 \pm 4,2$ GPa, $64,0 \pm 4,5$ GPa ve $63,0 \pm 4,2$ GPa olarak hesaplanmıştır. TNZ alaşımlarının hesaplanan elastisite modülleri arasında anlamlı bir fark bulunmamaktadır ($p > 0,05$).



şekil 7.36. TNZ alaşımlarının elastisite modülü değerleri.

Ortopedik implant malzemesi olarak kullanılması dűřűnűlen Ti alařımlarının yűksek mekanik dayanıma ve dűřűk deęerde elastisite modűlűne sahip olması beklenmektedir (Akahori et al., 2005). Ortopedik implant malzemelerinin mekanik biyouyumluluk-performansı esneklik katsayısı yardımıyla belirlenebilmektedir (Song et al., 1999). Esneklik katsayısının hesaplanmasında ařaęıdaki forműl (Abdel-Hady Gepreel and Niinomi, 2013) kullanılmıřtır.

$$\delta = \frac{\sigma_{ak}}{E} \quad (7.5)$$

Forműl 7.5’de δ : esneklik katsayısını, σ_{ak} : akma dayanımını, E : elastisite modűlűnű simgelemektedir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alařımlarına ait esneklik katsayısı deęerleri sırasıyla 1,31 (%), 1,20 (%), 1,14 (%) ve 1,08 (%) olarak hesaplanmıřtır.

Çizelge 7.1’de TNZ alaşımlarının ve diğer bazı titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri verilmiştir. TNZ alaşımları içerisinde TNZ-1 alaşımı %1,31 değerindeki esneklik katsayısı ile en iyi mekanik performansa sahiptir. TNZ

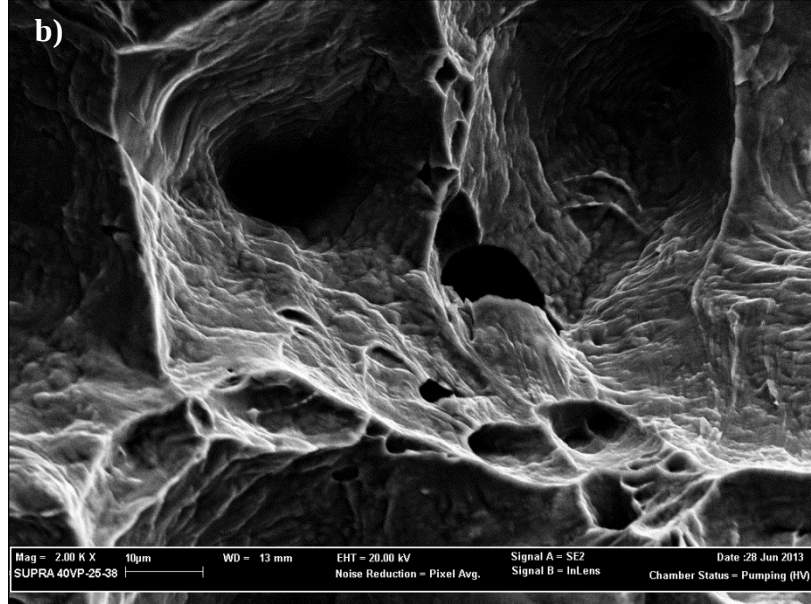
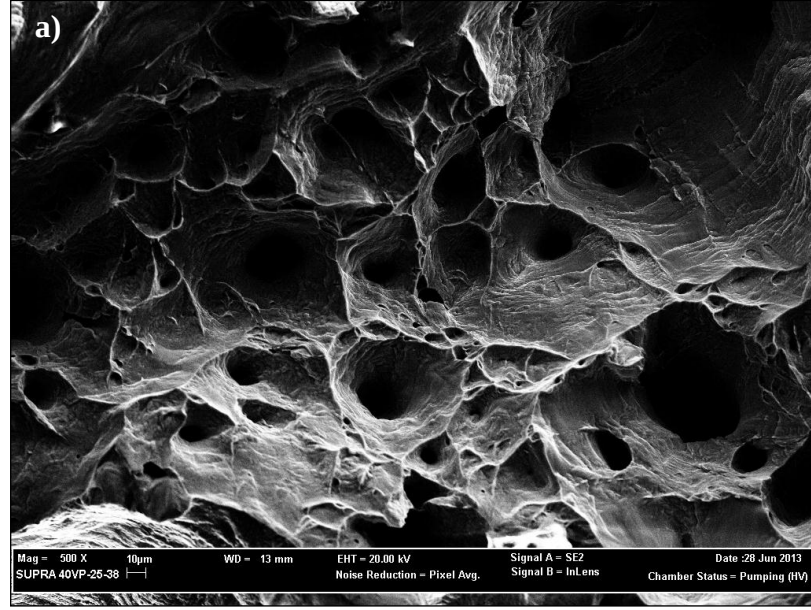
alaşımlarının esneklik katsayısı değerleri Çizelge 7.1’de mekanik özellikleri verilen Ti-15Mo (tavlanmış), Ti-6-4 ELI (tavlanmış) ve Tiadyne 1610 (yaşlandırılmış) alaşımlarından daha yüksektir. Ancak TNZ alaşımlarının çekme dayanımları Ti-6-4 ELI (tavlanmış) ve Tiadyne 1610 (yaşlandırılmış) alaşımlarından daha düşüktür.

Çizelge 7.1. TNZ alaşımlarının ve diğer bazı titanyum alaşımlarının mekanik özellikleri.

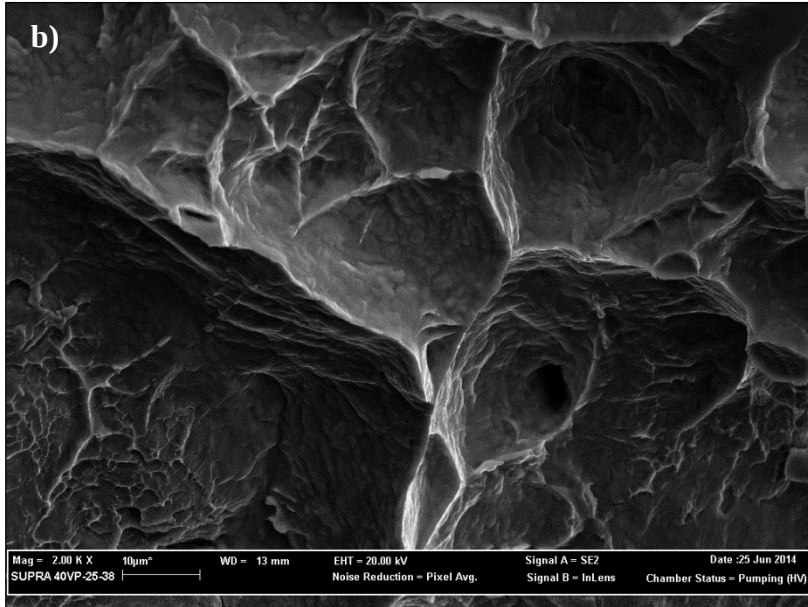
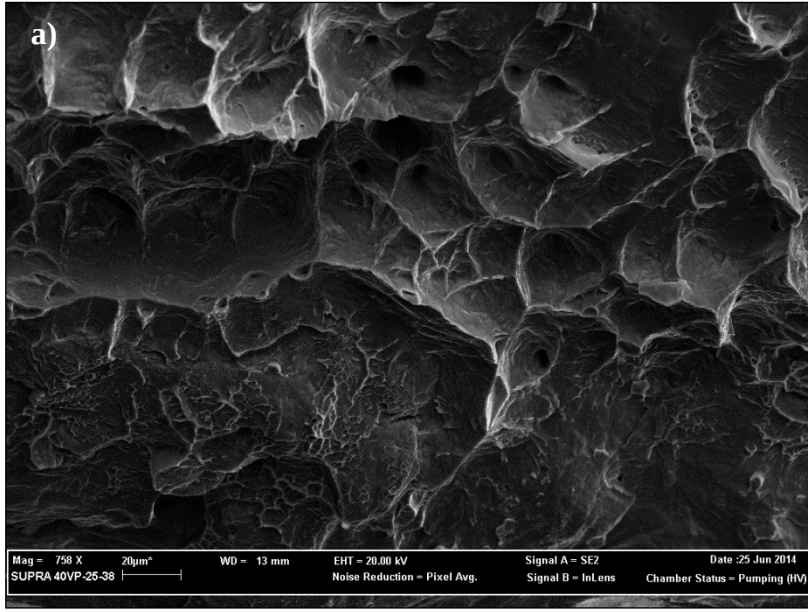
Ti Alaşımları	Akma Dayanımı (MPa)	Çekme Dayanımı (MPa)	Elastisite Modülü (GPa)	Kopma Uzaması (%)	Esneklik Katsayısı (%)	Referans
Ti-15Mo (Tavlanmış)	544	874	78	21	0,7	(Wang,1996)
Ti-6-4 ELI (Tavlanmış)	875	965	110	10-15	0,79	(Wang,1996)
Tiadyne1610 (Yaşlandırılmış)	736	851	81	10	0,91	(Wang,1996)
TNZ-1	810 ± 48	839 ± 31,8	62 ± 3,6	14,8 ± 1,6	1,31	(Bu çalışma)
TNZ-2	782 ± 18,8	794 ± 10,1	65 ± 4,2	13 ± 1,8	1,20	(Bu çalışma)
TNZ-3	729 ± 26,3	755 ± 28,3	64 ± 4,5	11,3 ± 1,5	1,14	(Bu çalışma)
TNZ-4	682 ± 52,9	704 ± 49,5	63 ± 4,2	9,9 ± 1,1	1,08	(Bu çalışma)

7.5 TNZ Alaşımlarının ekme Testi Sonrasında Kırılma Yüzeylerinin İncelenmesi

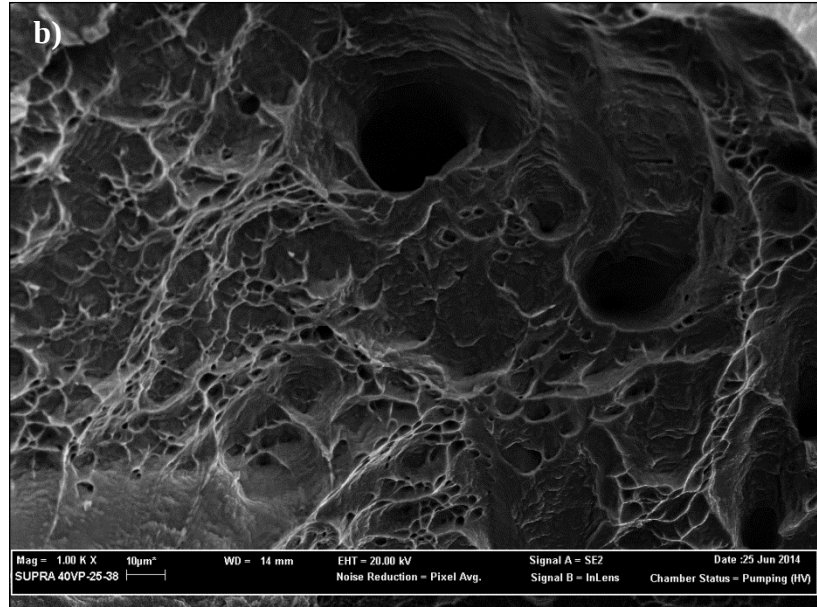
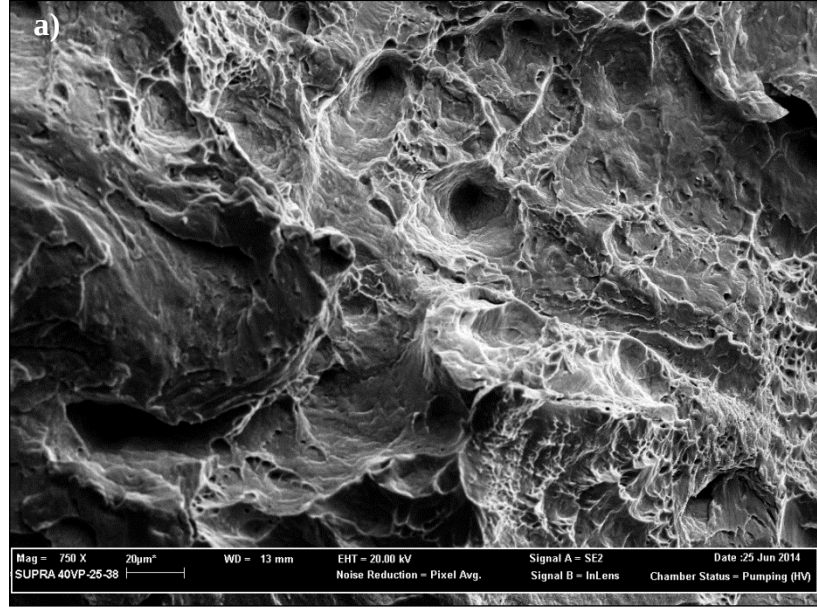
Numunelerin ekme testi sonrasında kırılma yüzeyleri SEM ile incelenmiştir. Numunelerin tamamında tipik sünek kırılma yüzeyine ait çukurcuk oluşumları gözlenmekle birlikte çukurcuk oluşumlarına klivaj oluşumları da eşlik etmektedir. Özellikle TNZ-4 alaşımının kırılma yüzeyi incelendiğinde (Şekil 7.40) klivaj oluşumlarının ağırlıkta olduğu görölmektedir. TNZ-1 alaşımında çukurcuk oluşum miktarı (Şekil 7.37) TNZ-2 (Şekil 7.38), TNZ-3 (Şekil 7.39) ve TNZ-4 (Şekil 7.40) alaşımından daha fazladır. Ayrıca TNZ-1 alaşımına ait kırılma yüzeyinde gözlemlenen çukurcuk oluşumları diğerleri (TNZ-2, 3 ve 4) ile kıyaslandığında daha derin formdadır. Şu çok iyi bilinmektedir ki sünek kırılmaya ait yüzeyler daha pürüzlü ve gevrek kırılmaya ait yüzeyler daha düz formda olmaktadır. Numunelerin hiçbirinde taneler arası kırılma görölmemiştir.



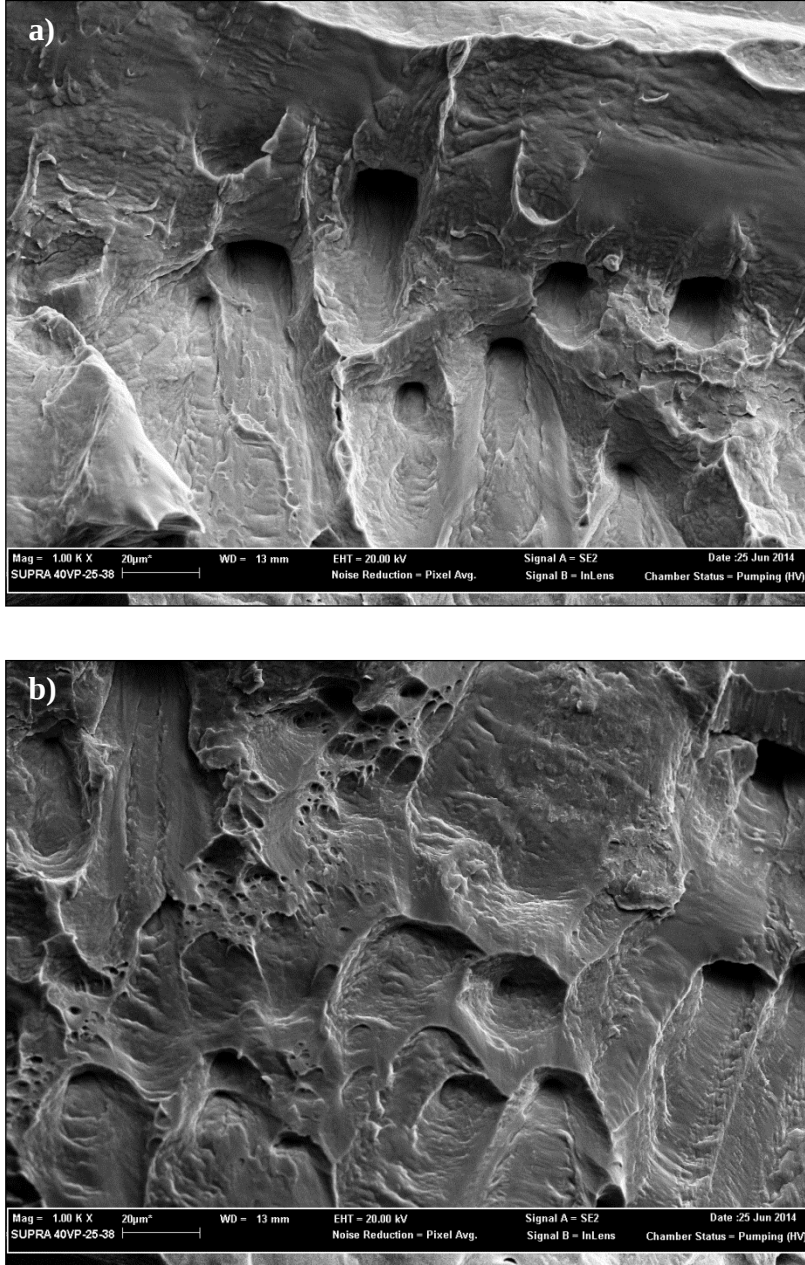
Şekil 7.37. TNZ-1 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 500X, b) 2000X.



Şekil 7.38. TNZ-2 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 758X, b) 2000X.



Şekil 7.39. TNZ-3 alaşımına ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 750X, b) 1000X.



Şekil 7.40. TNZ-4 alaşıma ait çekme testi sonrasında gözlemlenen kırılma yüzeyi a) 1000X; (b) 10000X.

7.6 Yoğunluk ve Özgül Dayanım

TNZ alaşımlarına ait teorik yoğunluk değerleri hesaplanırken alaşım içerisinde yer alan alaşım elementlerinin ağırlıkça oranları ve ilgili alaşım elementlerinin yoğunluk değerleri (Ti: 4,54 gr/cm³, Nb: 8,57 gr/cm³ ve Zr: 6,51 gr/cm³) kullanılmıştır. Çizelge 7.2’de TNZ alaşımlarına ait teorik yoğunluk değerleri verilmiştir. Bu çalışmada üretilen TNZ alaşımları içerisinde en yüksek

yoğunluk değerine TNZ-4 alaşımı (5,972 gr/cm³) sahip iken en düşük yoğunluk değerine TNZ-1 alaşımı sahiptir (5,939 gr/cm³).

Çizelge 7.2. TNZ alaşımlarına ait yoğunluk değerleri.

Ti Alaşım	Yoğunluk (gr/cm ³)
TNZ-1	5,939
TNZ-2	5,957
TNZ-3	5,964
TNZ-4	5,972

Malzemenin dayanımının yoğunluğuna bölünmesiyle özgül dayanım elde edilir. Özgül akma dayanımının hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$\sigma_{\ddot{o}a} = \frac{\sigma_{ak}}{\rho} \quad (7.6)$$

Formül 7.6'da $\sigma_{\ddot{o}a}$ özgül akma dayanımını, σ_{ak} akma dayanımını ve ρ yoğunluğu simgelemektedir. Özgül çekme dayanımının hesaplanmasında aşağıdaki formül kullanılmıştır.

$$\sigma_{\ddot{o}\zeta} = \frac{\sigma_{\zeta}}{\rho} \quad (7.7)$$

Formül 7.7'de $\sigma_{\ddot{o}\zeta}$ özgül çekme dayanımını, σ_{ζ} çekme dayanımını, ρ yoğunluğu simgelemektedir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait özgül akma dayanımı değerleri sırasıyla 136,4 kN.m/kg, 131,3 kN.m/kg, 122,2 kN.m/kg ve 114,2 kN.m/kg olarak hesaplanmıştır. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarına ait özgül çekme dayanımı değerleri ise sırasıyla 141,3 kN.m/kg, 133,3 kN.m/kg, 126,6 kN.m/kg ve 117,9 kN.m/kg olarak hesaplanmıştır. Ti-6Al-4V alaşımına ait özgül akma ve özgül çekme dayanımları hesaplanırken Ti-6Al-4V (tavlanmış) alaşımının akma dayanımı 875 MPa ve çekme dayanımı 965 MPa olarak Wang'ın çalışmasından (Wang, 1996) edinilmiştir. Ayrıca Ti-6Al-4V alaşımının yoğunluğu 4,43 gr/cm³ olarak ilgili

kaynaktan (ASM Aerospace Specification Metals Inc., 2015) alınmıştır. Ti-6Al-4V alaşımı 197, 5 kN.m/kg değerinde özgül akma ve 217,8 kN.m/kg değerinde özgül çekme dayanımına sahiptir. Ti-6Al-4V alaşımı sahip olduğu bu değerlerle TNZ alaşımlarından daha yüksek özgül dayanıma sahiptir.

Çizelge 7.3. TNZ alaşımlarına ait özgül dayanım değerleri.

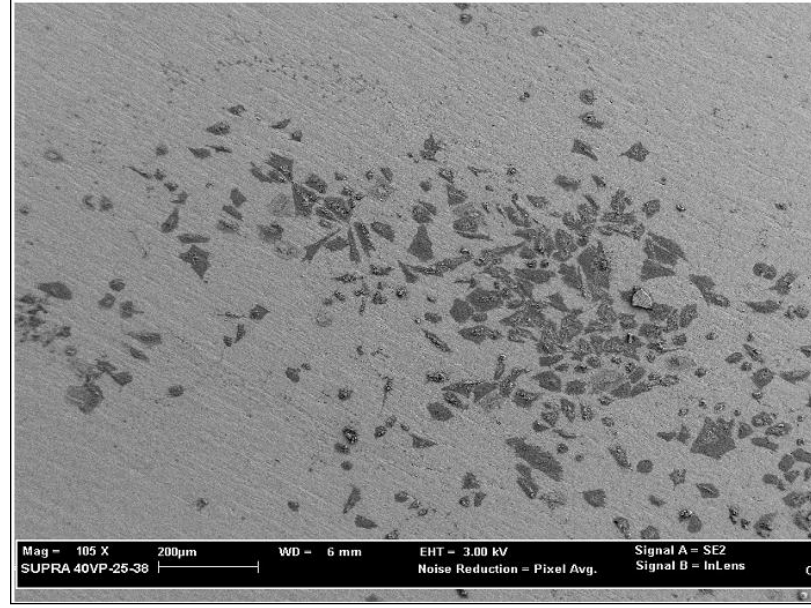
Ti alaşımları	Özgül Akma Dayanımı (kN.m/kg)	Özgül Çekme Dayanımı (kN.m/kg)
Ti-6Al-4V (tavlanmış)	197,5	217,8
TNZ-1	136,4	141,3
TNZ-2	131,3	133,3
TNZ-3	122,2	126,6
TNZ-4	114,2	117,9

7.7 TNZ Alaşımlarının Sitokompatibiliteleri

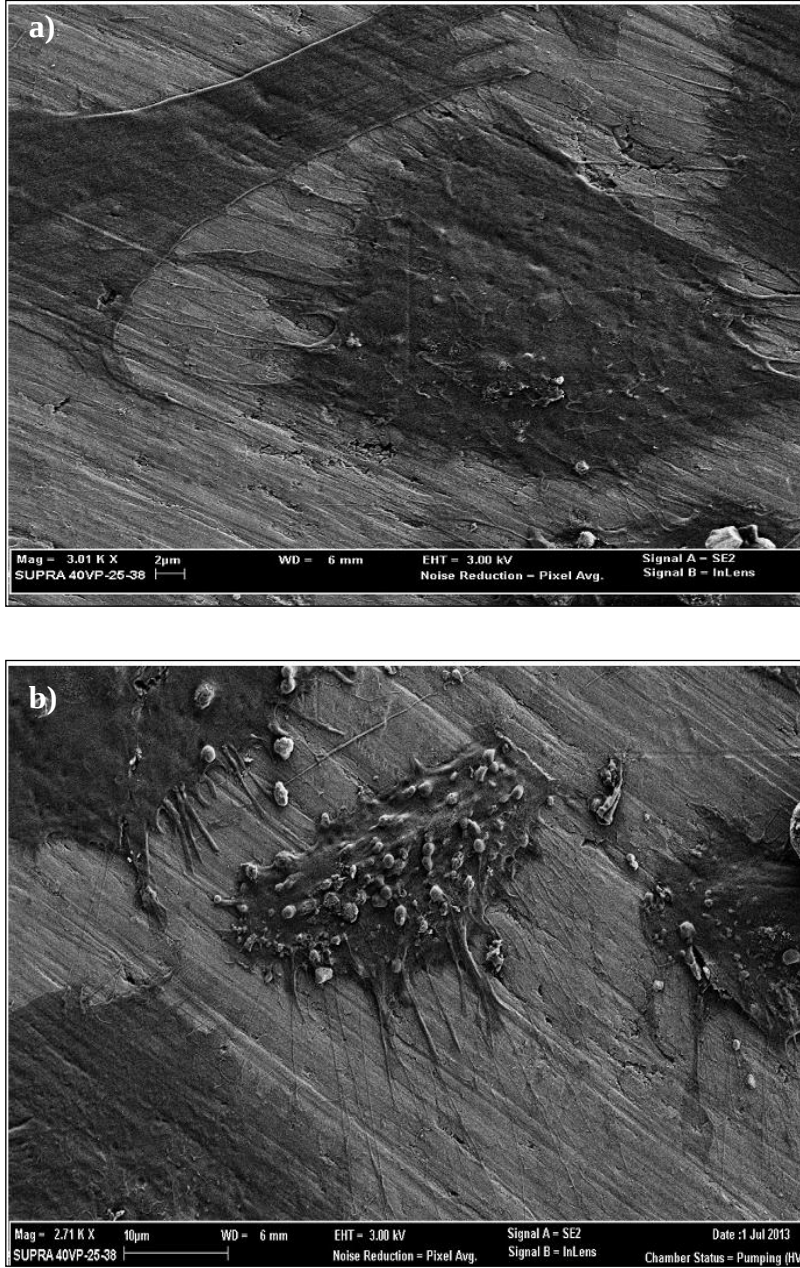
İmplant uygulamalarında osteoblast hücrelerinin implant yüzeyine sağlıklı bir şekilde tutunup çoğalmasıyla kemik dokusu ve implant yüzeyi arasında doğrudan yapısal bağlantı oluşumu sağlanmaktadır. İmplant malzemelerinin sorunsuz bir şekilde kullanılabilmesi için bu husus oldukça önemlidir (Li et al., 2009b). Bu bağlamda TNZ alaşımlarının SaOS2 hücreleri kullanılarak in vitro sitokompatibiliteleri değerlendirilmiştir.

TNZ alaşımlarının yüzeyleri 24 saat süreli hücre kültürü sonrasında hücre morfolojileri açısından incelenmiştir. Şekil 7.41 ve Şekil 7.42’de 24 saat süreli hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımına ait farklı büyütmelerde alınmış SEM görüntüleri verilmiştir. TNZ-2 alaşımının 24 saatlik hücre kültürü sonrasında disk yüzeyine tutunmuş ve çoğalmaya başlamış SaOS2 hücreleri tespit edilmiştir. Bu süre sonunda TNZ-2 alaşımının yüzeyindeki SaOS2 hücrelerinin poligonal şekilde oluştuğu görülmüştür. Ayrıca SaOS2 hücreleri arasındaki bağlantının oluşmasını sağlayan çok sayıda filopodia oluşumunun meydana geldiği görülmüştür.

Yüzeyde filopodia oluşumunun gözlenmesi başlangıç hücre tutunmasının ve hücre büyümesinin iyi durumda olduğunu göstergesidir (Li et al., 2012c).



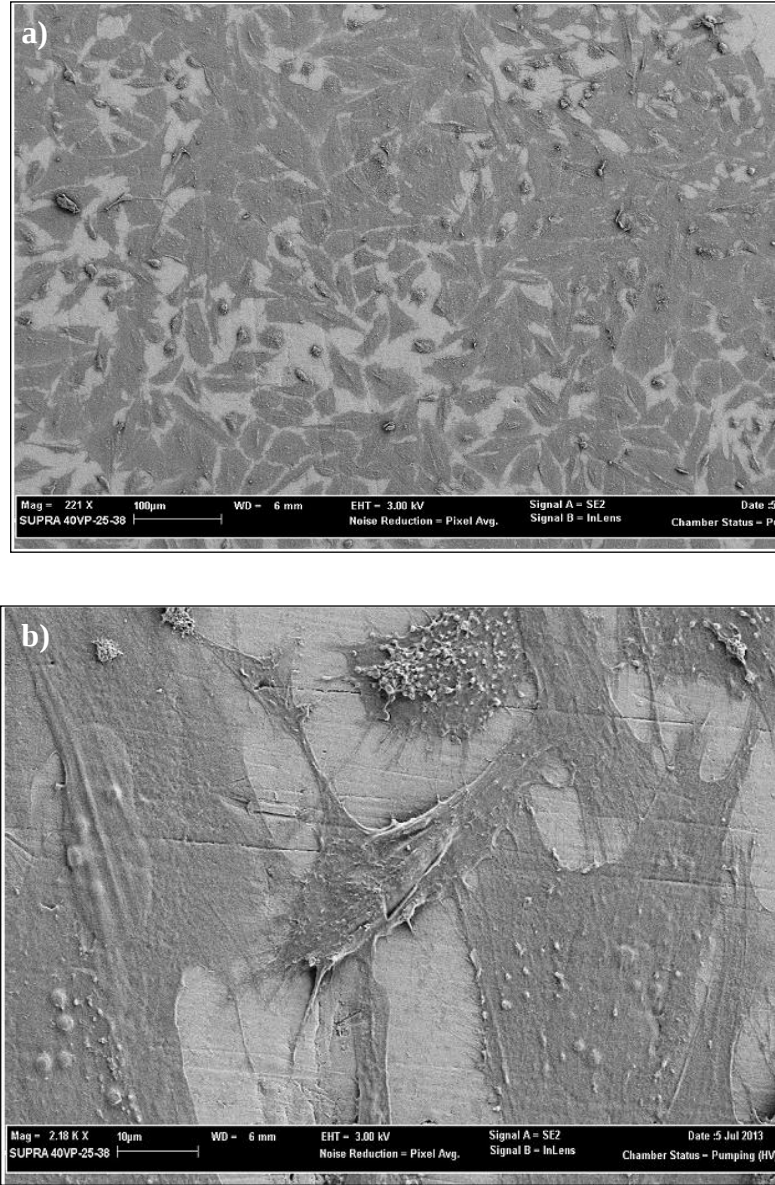
Şekil 7.41. 1 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüsü (105 X).



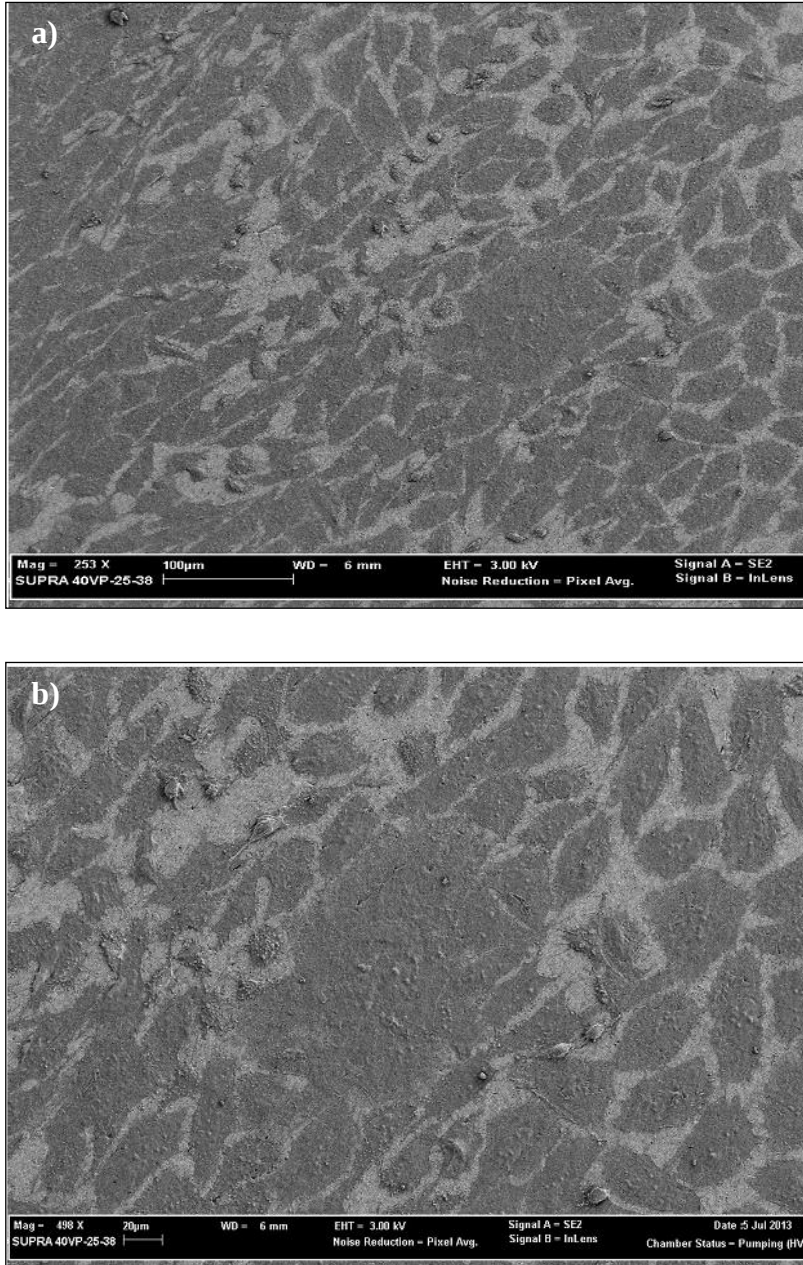
Şekil 7.42. 1 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (3010X), b) (2710X).

TNZ alaşımlarının 7 günlük kültürü sonrasında yüzeylerindeki SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri Şekil 7.43, Şekil 7.44, Şekil 7.45 ve Şekil 7.46'da verilmiştir. İlgili SEM görüntülerinden anlaşılabileceği üzere SaOS2 hücreleri TNZ alaşımlarının yüzeylerinde iyi bir şekilde büyüme göstermiştir. SaOS2 hücrelerinin TNZ alaşımlarının yüzeye iyi bir şekilde tutunmuş ve yayılmış oldukları görülmektedir. TNZ alaşımlarının yüzeylerine tutunmuş olan SaOS2 hücreleri morfolojik açıdan herhangi bir farklılığa sahip değildir (Şekil 7.43, 7.44,

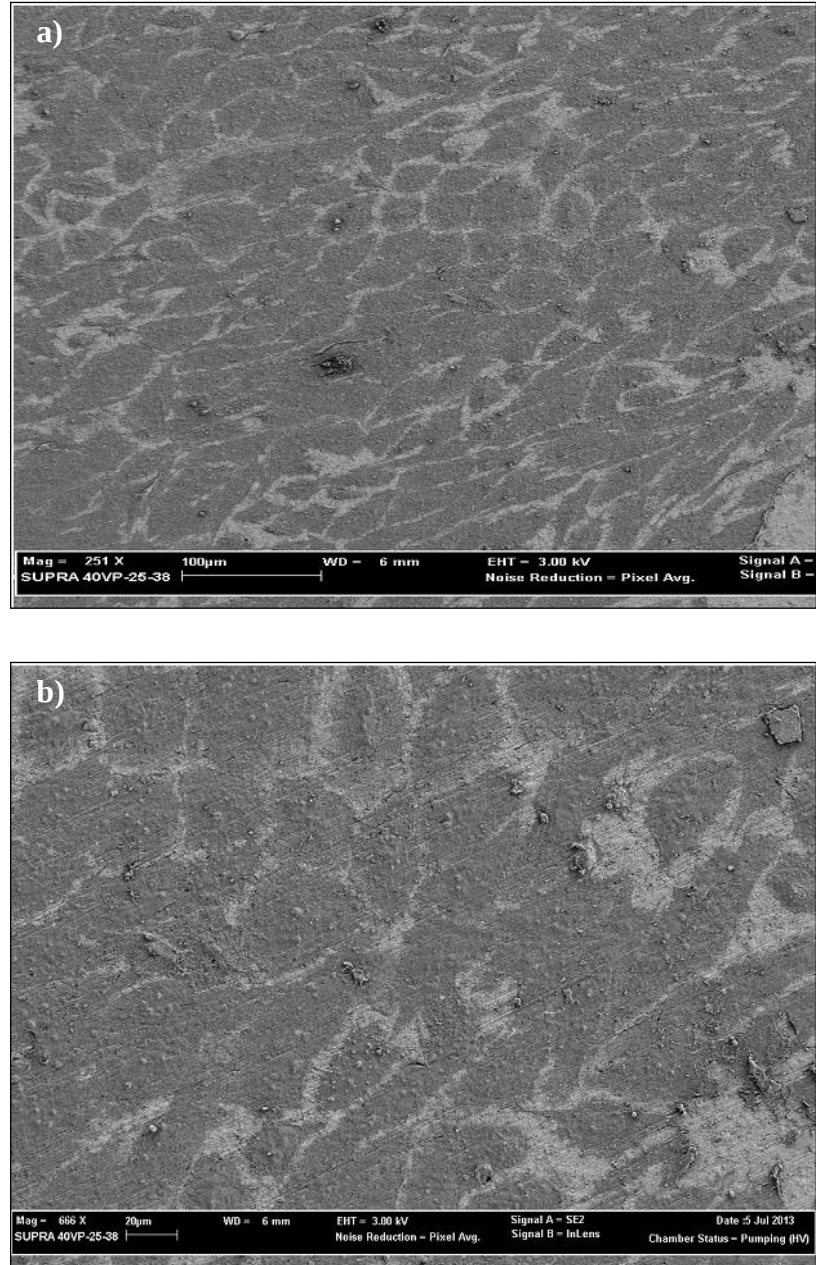
7.45 ve Şekil 7.46). Sağlıklı hücreler yüzeyde iyi şekilde tutunan, dağılan ve büyüyen sağlıklı hücrelerden küçülmüş ve kendini çekmiş olan hücre morfolojisi ile ayırt edilebilmektedir (Li et al., 2010b). Sağlıklı hücrelere özgü bu morfolojik özellik dikkate alındığında alaşımların yüzeylerinde oldukça sağlıklı hücreler çoğalmıştır. Alaşımların yüzeylerindeki SaOS2 hücrelerine ait tüm bu görüntüler ile hücre adhezyon yoğunluğu değerleri birlikte değerlendirildiğinde TNZ alaşımları mükemmel sitokompatibilite sergiledikleri ifade edilebilir.



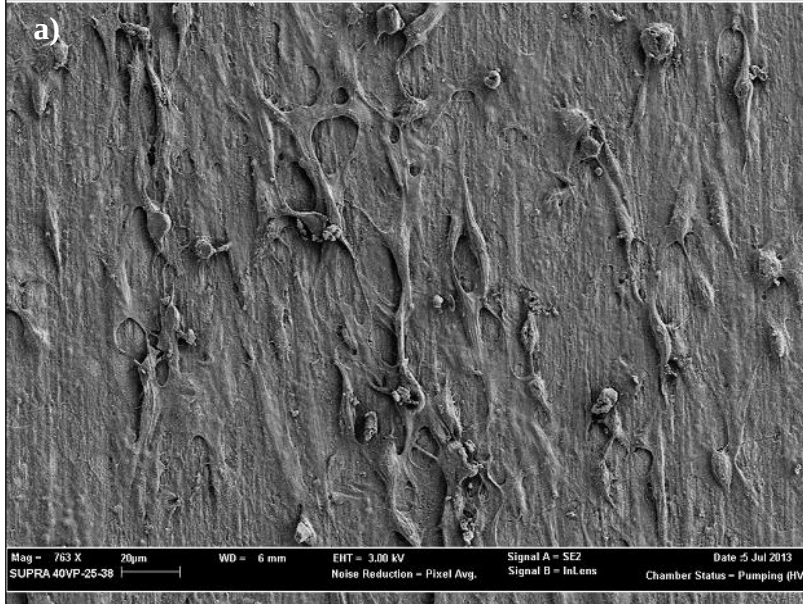
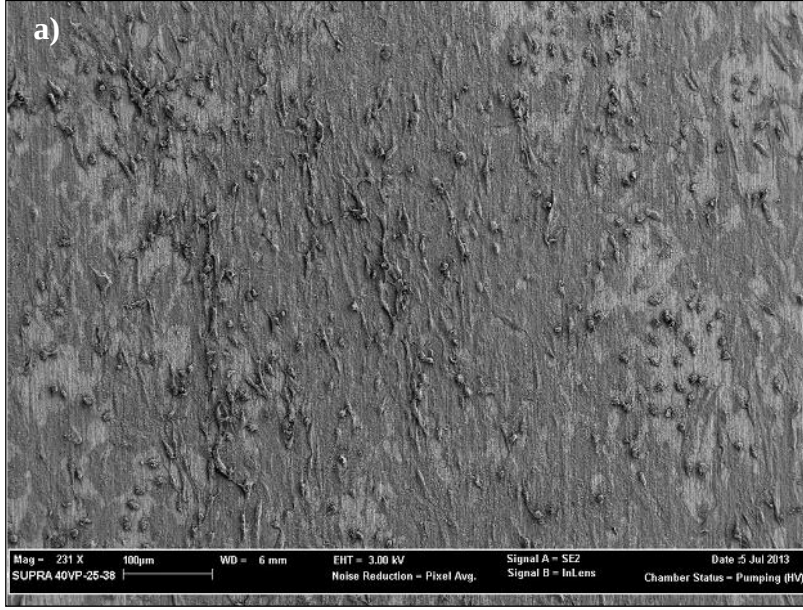
Şekil 7.43. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-1 alaşımlarının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (221 X), b) (2180 X).



Şekil 7.44. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-2 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) 253 X, b) (498 X).



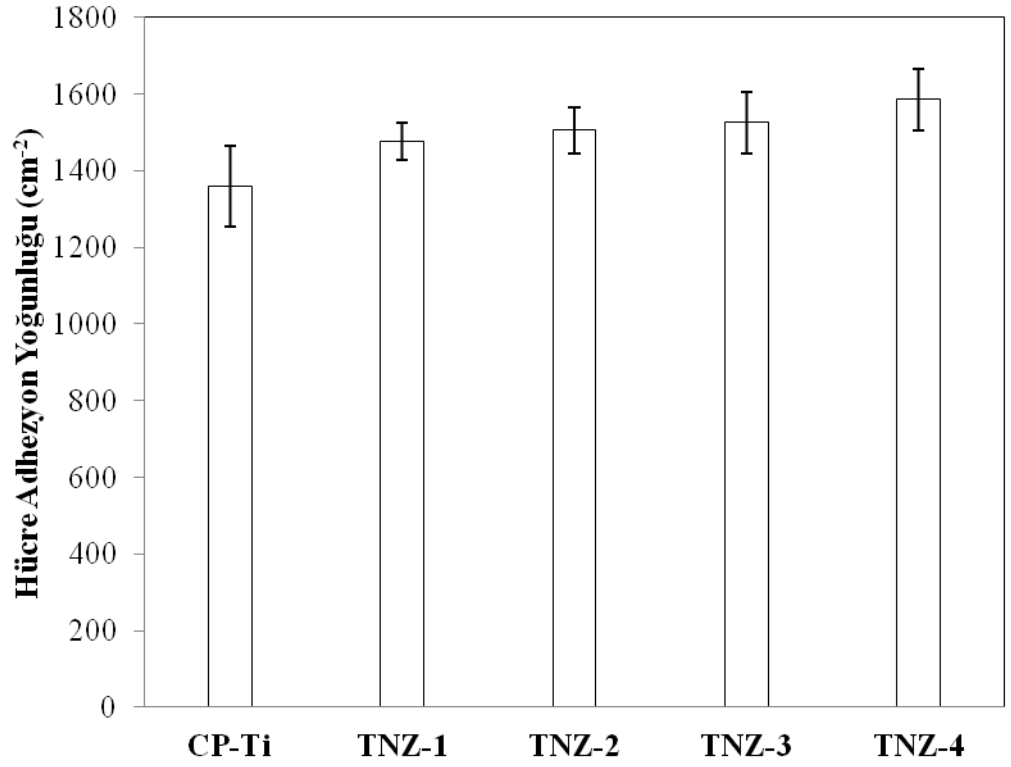
Şekil 7.45. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-3 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri a) (251 X), b) (666 X).



Şekil 7.46. 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ-4 alaşımının yüzeyine tutunmuş SaOS2 hücrelerinin SEM görüntüleri (231 X), (763 X).

Şekil 7.47’de 7 günlük hücre kültürü sonrasında TNZ alaşımlarına ve ticari saflıkta titanyuma ait hücre adhezyon yoğunluğu değerlerini kıyaslayan sütun grafik verilmiştir. Bu grafikten de görüldüğü üzere, TNZ alaşımlarına ait hücre adhezyon yoğunluğu değeri ticari saflıkta titanyumdan daha yüksektir. TNZ alaşımları ve CP-Ti hücre adhezyon yoğunluğu değerleri açısından büyükten küçüğe doğru sıralandığında TNZ-4>TNZ-3>TNZ-2>TNZ-1>Cp-Ti şeklindedir. Elde edilen bu sonuçlara göre TNZ alaşımları için alaşım içerisindeki Zr

miktarının artırılıp Nb ve Ti miktarının azaltılması hücre adhezyon yoğunluğu değerinin artmasını sağlamıştır. CP-Ti ile TNZ-1, 2 ve 3 alaşımlarının hücre adhezyon yoğunlukları arasında anlamlı farklılık mevcut değildir ($p > 0,05$). TNZ-4 alaşımının hücre adhezyon yoğunluğu ticari safliktaki titanyumdan anlamlı ($p < 0,05$) olarak daha yüksektir. TNZ alaşımlarından en yüksek hücre adhezyon yoğunluğu değerine ağırlıkça %40,7 Zr (en yüksek Zr miktarı), %24,8 Nb (en düşük Nb miktarı) ve %35,5 Ti içeren TNZ-4 alaşımı sahiptir. Söz konusu her üç element (Ti, Nb ve Zr) biyolojik olarak biyouyumlu elementlerdir (Eisenbarth et al., 2004; Geurtsen, 2002; Yamamoto et al., 1998).



Şekil 7.47. 7 günlük hücre kültürü sonrasında saptanan hücre adhezyon yoğunluk değerleri.

8. GENEL SONUÇLAR

Bu çalışmada, tamamen biyouyumlu alaşım elementleri kullanılarak geleneksel ortopedik implant malzemelerine göre nispeten daha düşük elastisite modülüne sahip yeni Ti-Nb-Zr alaşımları geliştirilmiştir. Geliştirilen Ti-Nb-Zr alaşımları ile implantasyon uygulanan hastaların implant malzemesinden kaynaklanan sorunlar ile karşı karşıya kalma risklerini azaltmak amaçlanmıştır.

Ortopedik implant malzemesi olarak kullanılması düşünülen 4 adet yeni titanyum alaşımı Ti, Nb ve Zr kullanılarak tasarlanmıştır. Üretilen TNZ alaşımlarının mikroyapısı, mekanik özellikleri (çekme dayanımı, akma dayanımı, elastisite modülü, kopma uzaması, esneklik katsayısı, elastik enerji, tokluk, basma-akma dayanımı, mikro-sertlik) ve sitokompatibiliteleri birbirleriyle kıyaslamalı olarak incelenmiştir. Geliştirilen Ti alaşımları sahip oldukları mekanik özellikler ve sitokompatibilite açısından değerlendirildiğinde aday ortopedik implant malzemeleridir. Gerçekleştirilen deneyler sonucunda aşağıdaki liste halinde verilmiş sonuçlar elde edilmiştir.

- a) XRD analizleri neticesinde TNZ alaşımlarının tamamının β fazı piklerine sahip olduğu tespit edilmiştir.
- b) TNZ alaşımlarına ait mikro-sertlik değerleri kendi aralarında değerlendirildiğinde değerler arasında çok büyük farklılık olmadığı tespit edilmiştir. TNZ-1, TNZ-2, TNZ-3 ve TNZ-4 alaşımlarının ortalama mikro-sertlik değerleri sırasıyla 241.32 HV, 244.44 HV, 244.04 HV ve 235.6 HV olarak tespit edilmiştir.
- c) TNZ alaşımlarına ait basma-akma dayanımı değerleri 713-751 MPa arasında değişmektedir. Basma testi sonunda numunelerde herhangi bir kırılma, parçalara ayrılma ve çatlak oluşumu gözlenmemiştir. TNZ alaşımları oda sıcaklığında yürütülen basma testi sırasında mükemmel süneklik sergilemiştir.
- d) TNZ alaşımları 62–65 GPa arasında değişen elastisite modülü değerine sahiptir. Ortopedik implant uygulamaları için TNZ alaşımlarının

nispeten daha düşük elastisite modülü değerine sahiptir. Bu avantaj, ortopedik implant uygulamaları için oldukça önemlidir.

- e) TNZ alaşımları 704–839 MPa arasında değişen ortalama çekme dayanımı değerine sahiptir. TNZ alaşımları içerisinde en yüksek ortalama çekme dayanımı değerine $839,0 \pm 31,8$ MPa 'lık değer ile TNZ-1 alaşımı sahipken en düşük ortalama çekme dayanımı değerine $704,0 \pm 49,5$ MPa'lık değer ile TNZ-4 alaşımı sahiptir. TNZ alaşımlarının ortalama çekme dayanım değerleri açısından büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralandığı tespit edilmiştir.
- f) TNZ alaşımları 682–810 MPa arasında değişen akma dayanımı değerine sahiptir. TNZ alaşımlarının akma dayanım ve çekme dayanım değerleri birbirinden farklılık göstermekle birlikte değerleri birbirine çok yakındır. TNZ alaşımlarının ortalama akma dayanım değerlerinin büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralandığı tespit edilmiştir. TNZ alaşımları içerisinde en yüksek ortalama akma dayanımı değerine $810,0 \pm 48,0$ MPa 'lık değer ile TNZ-1 alaşımı sahipken en düşük ortalama akma dayanımı değerine $682,0 \pm 52,9$ MPa'lık değer ile TNZ-4 alaşımı sahiptir.
- g) TNZ alaşımları %9,9–%14,8 arasında değişen kopma uzaması değerine sahiptir. Döküm işleminden sonra herhangi bir termomekanik işleme maruz bırakılmayan TNZ alaşımları ortopedik implant malzemeleri için kabul edilebilir düzeyde kopma uzamasına sahiptir. Numunelerin çekme testi sonrasında kırılma yüzeyleri incelendiğinde kırık yüzeyde bulunan çukurcuklar sünek kırılmanın meydana geldiğini göstermiştir.
- h) TNZ alaşımlarına ait tokluk değerleri 60,44-112,85 MJ/m³ arasındadır. TNZ alaşımları içerisinde en yüksek tokluk değerine $112,85 \pm 15,97$ MJ/m³lük değer ile TNZ-1 alaşımı sahipken en düşük tokluk değerine $60,44 \pm 7,71$ MJ/m³lük değer ile TNZ-4 alaşımı sahiptir.

- i) TNZ alaşımlarına ait elastik enerji değerleri 5,02-6,74 MJ/m³ arasında değişmektedir. TNZ alaşımları içerisinde en yüksek elastik enerji değerine TNZ-1 alaşımı sahiptir. TNZ alaşımlarının ortalama elastik enerji değerleri büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır.
- j) TNZ alaşımları %1,08 ile %1,31 arasında değişen esneklik katsayısına sahiptirler. TNZ alaşımları içerisinde %1,31 değerindeki esneklik katsayısı ile TNZ-1 alaşımı en yüksek esneklik katsayısına sahiptir. Esneklik katsayısı daha yüksek olan TNZ-1 alaşımı bu çalışma kapsamında geliştirilen diğer TNZ alaşımlarından daha iyi mekanik performans sergilemiştir.
- k) TNZ alaşımlarının teorik yoğunluk değerleri 5,94-5,97 gr/cm³, özgül akma dayanımları 114,2-136,4 kN.m/kg ve özgül çekme dayanımları 117,9-141,3 kN.m/kg arasındadır. TNZ alaşımlarının özgül çekme ve akma dayanımları büyükten küçüğe doğru TNZ-1>TNZ-2>TNZ-3>TNZ-4 olarak sıralanmaktadır. TNZ alaşımlarının yoğunluk değerleri ise büyükten küçüğe doğru TNZ-4>TNZ-3>TNZ-2>TNZ-1 olarak sıralanmaktadır.
- l) TNZ-1, TNZ-2 ve TNZ-3 alaşımlarının belirgin deformasyon yumuşaması bölgesine sahip oldukları ve geleneksel metalik malzemelerin oda sıcaklığında sergilemiş oldukları basma testi davranışından farklı bir davranış gösterdikleri tespit edilmiştir. Ayrıca mikro-sertlik iz görüntüleri incelendiğinde izlerin etrafında geleneksel metalik malzemelerde görülmeyen kesme bandı oluşumunun var olduğu tespit edilmiştir. Söz konusu deformasyon yumuşamasına ve kesme bandı oluşumuna sebep olan mekanizmaların daha sonraki çalışmalarda ortaya konulması önemli bir gereksinimdir.
- m) TNZ alaşımları mükemmel sitokompatibiliteye sahiptir.

KAYNAKLAR DİZİNİ

- Abdel-Hady Gepreel, M. and Niinomi, M.**, 2013, Biocompatibility of Ti-alloys for long-term implantation, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 20:407-415pp.
- Abdel-Hady, M., Fuwa, H., Hinoshita, K., Kimura, H., Shinzato, Y. and Morinaga, M.**, 2007, Phase stability change with Zr content in beta-type Ti-Nb alloys, *Scripta Materialia*, 57:1000-1003pp.
- Abdel-Hady, M., Hinoshita, K. and Morinaga, M.**, 2006, General approach to phase stability and elastic properties of β -type Ti-alloys using electronic parameters, *Scripta Materialia*, 55:477-480pp.
- Ahn, M.K., Jo, I.H., Koh, Y.H. and Kim, H.E.**, 2014, Production of highly porous titanium (Ti) scaffolds by vacuum-assisted foaming of titanium hydride (TiH₂) suspension, *Materials Letters*, 120:228-231pp.
- Akahori, T., Niinomi, M., Koyanagi, Y., Kasuga, T., Toda, H., Fukui, H. and Ogawa, M.**, 2005, Mechanical properties of biocompatible beta-type titanium alloy coated with calcium phosphate invert glass-ceramic layer, *Materials Transactions*, 46:1564-1569pp.
- Al-Zain, Y., Kim, H.Y., Hosoda, H., Nam, T.H. and Miyazaki, S.**, 2010, Shape memory properties of Ti-Nb-Mo biomedical alloys, *Acta Materialia*, 58: 4212-4223pp.
- Amel-Farzad, H., Peivandi, M.T. and Yusof-Sani, S.M.R.**, 2007, In-body corrosion fatigue failure of a stainless steel orthopaedic implant with a rare collection of different damage mechanisms, *Engineering Failure Analysis*, 14:1205-1217pp.
- Anselme, K.**, 2011, Biomaterials and interface with bone, *Osteoporosis Int.*, 22: 2037-2042pp.
- Arciniegas, M., Manero, J.M., Pena, J., Gil, F.J. and Planell, J.A.**, 2008, Study of new multifunctional shape memory and low elastic modulus Ni-free Ti alloys, *Metall. Mater. Trans. A-Phys. Metall. Mater. Sci.*, 39A:742-751pp.
- Ashby, M.F.**, 1983, The mechanical-properties of cellular solids, *Metallurgical Transactions a-Physical Metallurgy and Materials Science*, 14:1755-1769pp.
- Asik, E.E. and Bor, S.**, 2015, Fatigue behavior of Ti-6Al-4V foams processed by magnesium space holder technique, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 621:157-165pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- ASM Aerospace Specification Metals, Inc.**, “Titanium Ti-6Al-4V – AMS 4911”, <http://www.aerospacemetals.com/titanium-ti-6al-4v-ams-4911.html> (Erişim Tarihi: 10 Haziran 2015)
- ASTM E9-09**, 2009, Standard Test Methods of Compression Testing of Metallic Materials at Room Temperature, ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM E384-11e1**, 2011, Standard Test Method for Knoop and Vickers Hardness of Materials, ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM F1108-04**, 2004, Standard Specification for Titanium-6Aluminum-4Vanadium Alloy Castings for Surgical Implants (UNS R56406), ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM F1295-05**, 2005, Standard Specification for Wrought Titanium-6 Aluminum-7 Niobium Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R56700), ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM F1713-08(2013)**, 2013, Standard Specification for Wrought Titanium-13Niobium-13Zirconium Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R58130), ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM F1813-13**, 2013, Standard Specification for Wrought Titanium-12 Molybdenum-6 Zirconium-2 Iron Alloy for Surgical Implant (UNS R58120), ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- ASTM F2066-08**, 2008, Standard Specification for Wrought Titanium-15 Molybdenum Alloy for Surgical Implant Applications (UNS R58150), ASTM International, West Conshohocken, PA, www.astm.org.
- Bania, P.J.**, 1994, Beta-titanium alloys and their role in the titanium industry, Jom-Journal of the Minerals Metals & Materials Society, 46:16-19pp.
- Bansiddhi, A. and Dunand, D.C.**, 2007, Shape-memory NiTi foams produced by solid-state replication with NaF, Intermetallics, 15:1612-1622pp.
- Bertrand, E., Gloriant, T., Gordin, D.M., Vasilescu, E., Drob, P., Vasilescu, C. and Drob, S.I.**, 2010, Synthesis and characterisation of a new superelastic Ti-25Ta-25Nb biomedical alloy, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 3:559-564pp.
- Beyersmann, D. and Hartwig, A.**, 2008, Carcinogenic metal compounds: recent insight into molecular and cellular mechanisms, Archives of Toxicology, 82:493-512pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Bhattacharai, S.R., Khalil, K.A.R., Dewidar, M., Hwang, P.H., Yi, H.K. and Kim, H.Y.**, 2008, Novel production method and in-vitro cell compatibility of porous Ti-6Al-4V alloy disk for hard tissue engineering, *J. Biomed. Mater. Res. Part A*, 86A:289-299pp.
- Biant, L.C., Bruce, W.J.M., van der Wall, H. and Walsh, W.R.**, 2010, Infection or Allergy in the Painful Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty?, *The Journal of Arthroplasty*, 25:334.e311-334.e316pp.
- Biesiekierski, A., Wang, J., Gepreel, M.A. and Wen, C.**, 2012a, A new look at biomedical Ti-based shape memory alloys, *Acta biomaterialia*, 8:1661-1669pp.
- Biesiekierski, A., Wang, J. and Wen, C.**, 2012b, A Brief Review of Biomedical Shape Memory Alloys by Powder Metallurgy, *Key Engineering Materials*, 520:195-200pp.
- Biesiekierski, A., Ping, D.H., Yamabe-Mitarai, Y. and Wen, C.**, 2014, Impact of ruthenium on microstructure and corrosion behavior of β -type Ti-Nb-Ru alloys for biomedical applications, *Materials and Design*, 59:303-309pp.
- Boyer, R., Welsch, G. and Collings, E.W. (editors)**, 1994, *Materials properties handbook: titanium alloys*, Materials Park, OH, USA, ASM International.
- Bram, M., Stiller, C., Buchkremer, H.P., Stover, D. and Baur, H.**, 2000, High-porosity titanium, stainless steel, and superalloy parts, *Adv. Eng. Mater.*, 2: 196-199pp.
- Braun, A., Papp, J. and Reiter, A.**, 2003, The periprosthetic bone remodelling process signs of vital bone reaction, *International Orthopaedics*, 27:S7-S10pp.
- Budinski, K.G.**, 1991, Tribological properties of titanium-alloys, *Wear*, 151: 203-217pp.
- Buttaro, M.A., Mayor, M.B., Van Citters, D. and Piccaluga, F.**, 2007, Fatigue Fracture of a Proximally Modular, Distally Tapered Fluted Implant with Diaphyseal Fixation, *The Journal of Arthroplasty*, 22:780-783pp.
- Callister, W.D.**, 2007, *Materials science and engineering: an introduction*, 7th ed., New York, John Wiley and Sons.
- Candel, J.J., Amigo, V., Ramos, J.A. and Busquets, D.**, 2010, Sliding wear resistance of TiCp reinforced titanium composite coating produced by laser cladding, *Surface & Coatings Technology*, 204:3161-3166pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Capek, L., Simunek, A., Slezak, R. and Dzan, L.,** 2009, Influence of the orientation of the Osstell® transducer during measurement of dental implant stability using resonance frequency analysis: A numerical approach, *Medical Engineering & Physics*, 31:764-769pp.
- Carlsson, L., Röstlund, T., Albrektsson, B., Albrektsson, T. and Brånemark, P.-I.,** 1986, Osseointegration of titanium implants, *Acta Orthopaedica*, 57: 285-289pp.
- Chao, J.,** 2008, Is 7206 ISO standard enough to prove the endurance of femoral components of hip prostheses?, *Engineering Failure Analysis*, 15:83-89pp.
- Chen, C.-S., Chen, W.-J., Cheng, C.-K., Jao, S.-H.E., Chueh, S.-C. and Wang, C.-C.,** 2005, Failure analysis of broken pedicle screws on spinal instrumentation, *Medical Engineering & Physics*, 27:487-496pp.
- Cho, K., Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J. and Kawasaki, Y.,** 2013, Development of High Modulus Ti-Fe-Cu Alloys for Biomedical Applications, *Materials Transactions*, 54:574-581pp.
- Choi, M., Hong, E., So, J., Song, S., Kim, B.-S., Yamamoto, A., Kim, Y.-S., Cho, J. and Choe, H.,** 2014, Tribological properties of biocompatible Ti-10W and Ti-7.5TiC-7.5W, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 30:214-222pp.
- Cui, C., Hu, B., Zhao, L. and Liu, S.,** 2011, Titanium alloy production technology, market prospects and industry development, *Materials & Design*, 32:1684-1691pp.
- Cui, C.Y. and Ping, D.H.,** 2009, Microstructural evolution and ductility improvement of a Ti-30Nb alloy with Pd addition, *Journal of Alloys and Compounds*, 471:248-252pp.
- Cui, Y., Li, Y., Luo, K. and Xu, H.,** 2010, Microstructure and shape memory effect of Ti-20Zr-10Nb alloy, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 527:652-656pp.
- Currey J.D.,** 2002, *Bones: structure and mechanics*. Princeton: Princeton University Press.
- Dabrowski, B., Swieszkowski, W., Godlinski, D. and Kurzydowski, K.J.,** 2010, Highly porous titanium scaffolds for orthopaedic applications, *Journal of biomedical materials research Part B: Applied biomaterials*, 95B:53-61pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Davidson, J.A., Mishra, A.K., Kovacs, P. and Poggie, R.A.,** 1994, New surface-hardened, low-modulus, corrosion-resistant Ti13Nb13Zr alloy for total hip arthroplasty, *Biomedical Materials and Engineering*, 4:231-243pp.
- de Vasconcellos, L.-M.-R., Leite, D.-d.O., Nascimento, F.-O., de Vasconcellos, L.-G.-O., Graca, M.-L.-d.A., Carvalho, Y.-R. and Cairo, C.-A.-A.,** 2010, Porous titanium for biomedical applications: An experimental study on rabbits, *Medicina Oral Patologia Oral Y Cirugia Bucal*, 15:E407-E412pp.
- Della Valle, A.G., Becksac, B., Anderson, J., Wright, T., Nestor, B., Pellicci, P.M. and Salvati, E.A.,** 2005, Late Fatigue Fracture of a Modern Cemented Forged Cobalt Chrome Stem for Total Hip Arthroplasty: A Report of 10 Cases, *The Journal of Arthroplasty*, 20:1084-1088pp.
- Dewidar, M., Mohamed, H.F. and Lim, J.-K.,** 2008, A New Approach for Manufacturing a High Porosity Ti-6Al-4V Scaffolds for Biomedical Applications, *Journal of Materials Science & Technology*, 24:931-935pp.
- Dewidar, M.M., Yoon, H.C. and Lim, J.K.,** 2006, Mechanical properties of metals for biomedical applications using powder metallurgy process: A review, *Metals and Materials International*, 12:193-206pp.
- Efe, T. and Schmitt, J.,** 2011, Analyses of Prosthesis Stem Failures in Noncemented Modular Hip Revision Prostheses, *The Journal of Arthroplasty*, 26: 665.e7-665.e12pp.
- Eisenbarth, E., Velten, D., Muller, M., Thull, R. and Breme, J.,** 2004, Biocompatibility of beta-stabilizing elements of titanium alloys, *Biomaterials*, 25:5705-5713pp.
- Esen, Z. and Bor, Ş.,** 2007, Processing of titanium foams using magnesium spacer particles, *Scripta Materialia*, 56:341-344pp.
- Esteban, P.G., Bolzoni, L., Ruiz-Navas, E.M. and Gordo, E.,** 2011, PM processing and characterisation of Ti-7Fe low cost titanium alloys, *Powder Metallurgy*, 54:242-252pp.
- Eswar Prasad, K. and Ramamurty, U.,** 2012, Effect of temperature on the plastic zone size and the shear band density in a bulk metallic glass, *Materials Science and Engineering A*, 535:48-52pp.
- Evans, N.A. and Evans, R.O.N.,** 1997, Playing with metal: fracture implants and contact sport, *British Journal of Sports Medicine*, 31:319-321pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Flaten, T.P.**, 2001, Aluminium as a risk factor in Alzheimer's disease, with emphasis on drinking water, *Brain Research Bulletin*, 55:187-196pp.
- Froes, F.H., Friedrich, H., Kiese, J. and Bergoint, D.**, 2004, Titanium in the family automobile: The cost challenge, *Jom*, 56:40-44pp.
- Fujibayashi, S. and Nakamura, T.**, 2004, Current Status of Bioactive Coatings in Japan, In: *Fifteen Years of Clinical Experience with Hydroxyapatite Coatings in Joint Arthroplasty*, Springer, Paris, 115-124pp.
- Gao, X., He, R.-x., Yan, S.-g. and Wu, L.-d.**, 2011, Dermatitis Associated With Chromium Following Total Knee Arthroplasty, *The Journal of Arthroplasty*, 26: 665.e13-665.e16.
- Geetha, M., Singh, A.K., Asokamani, R. and Gogia, A.K.**, 2009, Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants - A review, *Progress in Materials Science*, 54:397-425pp.
- Geetha, M., Singh, A.K., Muraleedharan, K., Gogia, A.K. and Asokamani, R.**, 2001, Effect of thermomechanical processing on microstructure of a Ti-13Nb-13Zr alloy, *Journal of Alloys and Compounds*, 329:264-271pp.
- Geurtsen, W.**, 2002, Biocompatibility of Dental Casting Alloys, *Critical Reviews in Oral Biology & Medicine*, 13:71-84pp.
- Gonzalez, M., Pena, J., Manero, J.M., Arciniegas, M. and Gil, F.J.**, 2009, Design and Characterization of New Ti-Nb-Hf Alloys, *Journal of Materials Engineering and Performance*, 18:490-495pp.
- Granchi, D., Cenni, E., Tigani, D., Trisolino, G., Baldini, N. and Giunti, A.**, 2008, Sensitivity to implant materials in patients with total knee arthroplasties, *Biomaterials*, 29:1494-1500pp.
- Greer, A.L., Cheng, Y.Q. and Ma, E.**, 2013, Shear bands in metallic glasses, *Materials Science and Engineering: R: Reports*, 74:71-132pp.
- Griza, S., dos Santos, S.V., Ueki, M.M., Bertoni, F. and Strohaecker, T.R.**, 2013, Case study and analysis of a fatigue failure in a THA stem, *Engineering Failure Analysis*, 28:166-175pp.
- Griza, S., Kwietniewski, C., Tarnowski, G.A., Bertoni, F., Reboh, Y., Strohaecker, T.R. and Baumvol, I.J.R.**, 2008, Fatigue failure analysis of a specific total hip prosthesis stem design, *International Journal of Fatigue*, 30:1325-1332pp.
- Haghighi, S.E., Lu, H.B., Jian, G.Y., Cao, G.H., Habibi, D. and Zhang, L.C.**, 2015, Effect of α'' martensite on the microstructure and mechanical properties of beta-type Ti-Fe-Ta alloys, *Materials & Design*, 76:47-54pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Hanawa, T.**, 2012, Research and development of metals for medical devices based on clinical needs, *Science and Technology of Advanced Materials*, 13: 064102 (15pp).
- Hanawa, T., Hiromoto, S., Asami, K., Okuno, O. and Asaoka, K.**, 2002, Surface oxide films on titanium alloys regenerated in Hanks' solution, *Materials Transactions*, 43:3000-3004pp.
- Hanawa, T., Okuno, O. and Hamanaka, H.**, 1992, Compositional change in surface of Ti-Zr alloys in artificial bioliquid, *Journal of the Japan Institute of Metals*, 56:1168-1173pp.
- Hao, Y.L., Li, S.J., Sun, S.Y. and Yang, R.**, 2006, Effect of Zr and Sn on Young's modulus and superelasticity of Ti-Nb-based alloys, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 441:112-118pp.
- Hao, Y.L., Li, S.J., Sun, S.Y., Zheng, C.Y. and Yang, R.**, 2007, Elastic deformation behaviour of Ti-24Nb-4Zr-7.9Sn for biomedical applications, *Acta biomaterialia*, 3:277-286pp.
- Heinl, P., Rottmair, A., Koerner, C. and Singer, R.F.**, 2007, Cellular titanium by selective electron beam melting, *Adv. Eng. Mater.*, 9:360-364pp.
- Henry S., Dragolich K. and DiMatteo N.**, 1995, Fatigue data book: light structural alloys. Materials Park, OH: ASM International.
- Hernandez-Rodriguez, M.A.L., Ortega-Saenz, J.A. and Contreras-Hernandez, G.R.**, 2010, Failure analysis of a total hip prosthesis implanted in active patient, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3:619-622pp.
- Ho, W.F., Ju, C.P. and Lin, J.H.C.**, 1999, Structure and properties of cast binary Ti-Mo alloys, *Biomaterials*, 20:2115-2122pp.
- Horn, T.J., Harrysson, O.L.A., Marcellin-Little, D.J., West, H.A., Lascelles, B.D.X. and Aman, R.**, 2014, Flexural properties of Ti6Al4V rhombic dodecahedron open cellular structures fabricated with electron beam melting, *Additive Manufacturing*, 1–4: 2-11pp.
- Huiskes, R., Weinans, H. and Vanrietbergen, B.**, 1992, The relationship between stress shielding and bone-resorption around total hip stems and the effects of flexible materials, *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 274: 124-134pp.
- Hutmacher, D.W.**, 2000, Scaffolds in tissue engineering bone and cartilage, *Biomaterials*, 21:2529-2543pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Ibrahim, A., Zhang, F., Otterstein, E. and Burkel, E.,** 2011, Processing of porous Ti and Ti5Mn foams by spark plasma sintering, *Materials & Design*, 32: 146-153pp.
- Inceoglu, S., Ferrara, L. and McLain, R.F.,** 2004, Pedicle screw fixation strength: pullout versus insertional torque, *The Spine Journal*, 4:513-518pp.
- Ishaque, B.A., Stürz, H. and Basad, E.,** 2011, Fatigue Fracture of a Short Stem Hip Replacement: A Failure Analysis With Electron Microscopy and Review of the Literature, *The Journal of Arthroplasty*, 26: 665.e17-665.e20.
- Jang, B., Kanawati, A., Brazil, D. and Bruce, W.,** 2013, Laser etching causing fatigue fracture at the neck–shoulder junction of an uncemented femoral stem: A case report, *Journal of Orthopaedics*, 10:95-98pp.
- Jardini, A.L., Larosa, M.A., Filho, R.M., Zavaglia, C.A.d.C., Bernardes, L.F., Lambert, C.S., Calderoni, D.R. and Kharmandayan, P.,** 2014, Cranial reconstruction: 3D biomodel and custom-built implant created using additive manufacturing, *Journal of Cranio-Maxillofacial Surgery*, 42:1877-1884pp.
- Jha, N., Mondal, D.P., Dutta Majumdar, J., Badkul, A., Jha, A.K. and Khare, A.K.,** 2013, Highly porous open cell Ti-foam using NaCl as temporary space holder through powder metallurgy route, *Materials & Design*, 47: 810-819pp.
- Kanchanomai, C., Phiphobmongkol, V. and Muanjan, P.,** 2008, Fatigue failure of an orthopedic implant – A locking compression plate, *Engineering Failure Analysis*, 15:521-530pp.
- Kanetaka, H., Hosoda, H., Shimizu, Y., Kudo, T.-a., Zhang, Y., Kano, M., Sano, Y. and Miyazaki, S.,** 2010, In Vitro Biocompatibility of Ni-Free Ti-Based Shape Memory Alloys for Biomedical Applications, *Materials Transactions*, 51:1944-1950pp.
- Kawate, K., Ohneda, Y., Ohmura, T., Yajima, H., Sugimoto, K. and Takakura, Y.,** 2009, Computed Tomography-Based Custom-Made Stem for Dysplastic Hips in Japanese Patients, *Journal of Arthroplasty*, 24:65-70pp.
- Kent, D., Wang, G., Yu, Z. and Dargusch, M.S.,** 2010, Pseudoelastic behaviour of a beta Ti-25Nb-3Zr-3Mo-2Sn alloy, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 527:2246-2252pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Kim, H.M., Miyaji, F., Kokubo, T. and Nakamura, T.,** 1997, Effect of heat treatment on apatite-forming ability of Ti metal induced by alkali treatment, *Journal of Materials Science-Materials in Medicine*, 8:341-347pp.
- Kim, H.Y., Kim, J.I., Inamura, T., Hosoda, H. and Miyazaki, S.,** 2006, Effect of thermo-mechanical treatment on mechanical properties and shape memory behavior of Ti-(26-28) at.% Nb alloys, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 438:839-843pp.
- Kim, J.I., Kim, H.Y., Inamura, T., Hosoda, H. and Miyazaki, S.,** 2005, Shape memory characteristics of Ti-22Nb-(2-8)Zr(at.%) biomedical alloys, *Materials Science and Engineering: A*, 403:334-339pp.
- Kim, Y., Kim, E.-P., Song, Y.-B., Lee, S.H. and Kwon, Y.-S.,** 2014, Microstructure and mechanical properties of hot isostatically pressed Ti-6Al-4V alloy, *Journal of Alloys and Compounds*, 603:207-212pp.
- Kobayashi, E., Ando, M., Tsutsumi, Y., Doi, H., Yoneyama, T., Kobayashi, M. and Hanawa, T.,** 2007, Inhibition effect of zirconium coating on calcium phosphate precipitation of titanium to avoid assimilation with bone, *Materials Transactions*, 48:301-306pp.
- Kuroda, D., Niinomi, M., Morinaga, M., Kato, Y. and Yashiro, T.,** 1998, Design and mechanical properties of new beta type titanium alloys for implant materials, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 243:244-249pp.
- Kurtz, S., Ong, K., Lau, E., Mowat, F. and Halpern, M.,** 2007, Projections of primary and revision hip and knee arthroplasty in the United States from 2005 to 2030, *Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, 89A: 780-785pp.
- Laheurte, P., Prima, F., Eberhardt, A., Gloriant, T., Wary, M. and Patoor, E.,** 2010, Mechanical properties of low modulus beta titanium alloys designed from the electronic approach, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 3:565-573pp.
- Lee, E.W. and Kim, H.T.,** 2001, Early fatigue failures of cemented, forged, cobalt-chromium femoral stems at the neck-shoulder junction, *The Journal of Arthroplasty*, 16:236-238pp.
- Li, C., Zhan, Y. and Jiang, W.,** 2012a, beta-Type Ti-Mo-Si ternary alloys designed for biomedical applications, *Materials & Design*, 34:479-482pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Li, Q., Niinomi, M., Nakai, M., Cui, Z., Zhu, S. and Yang, X.,** 2012b, Effect of Zr on super-elasticity and mechanical properties of Ti-24at% Nb-(0, 2, 4)at% Zr alloy subjected to aging treatment, *Materials Science and Engineering: A*, 536:197-206pp.
- Li, X., Wang, C., Zhang, W. and Li, Y.,** 2009a, Fabrication and characterization of porous Ti6Al4V parts for biomedical applications using electron beam melting process, *Materials Letters*, 63:403-405pp.
- Li, X., Wang, C., Zhang, W. and Li, Y.,** 2010a, Fabrication and compressive properties of Ti6Al4V implant with honeycomb-like structure for biomedical applications, *Rapid Prototyping Journal*, 16:44-49pp.
- Li, Y., Wen, C., Mushahary, D., Sravanthi, R., Harishankar, N., Pande, G. and Hodgson, P.,** 2012c, Mg-Zr-Sr alloys as biodegradable implant materials, *Acta biomaterialia*, 8:3177-3188pp.
- Li, Y., Wong, C., Xiong, J., Hodgson, P. and Wen, C.,** 2010b, Cytotoxicity of titanium and titanium alloying elements, *Journal of dental research*, 89: 493-497pp.
- Li, Y., Xiong, J., Hodgson, P.D. and Wen, C.e.,** 2010c, Effects of structural property and surface modification of Ti6Ta4Sn scaffolds on the response of SaOS2 cells for bone tissue engineering, *Journal of Alloys and Compounds*, 494:323-329pp.
- Li, Y., Xiong, J., Wong, C.S., Hodgson, P.D. and Wen, C.e.,** 2009b, Ti6Ta4Sn Alloy and Subsequent Scaffolding for Bone Tissue Engineering, *Tissue Eng. Part A*, 15:3151-3159pp.
- Li, Y.C., Xiong, J.Y., Wong, C.S., Hodgson, P.D. and Wen, C.E.,** 2009c, Bioactivating the Surfaces of Titanium by Sol-Gel Process, *Materials Science Forum*, 614:67-71pp.
- Lima, P.D., Vasconcellos, M.C., Montenegro, R.C., Bahia, M.O., Costa, E.T., Antunes, L.M. and Burbano, R.R.,** 2011, Genotoxic effects of aluminum, iron and manganese in human cells and experimental systems: a review of the literature, *Human & experimental toxicology*, 30:1435-1444pp.
- Liu, J.W., Cao, Q.P., Chen, L.Y., Wang, X.D. and Jiang, J.Z.,** 2010, Shear band evolution and hardness change in cold-rolled bulk metallic glasses, *Acta Materialia*, 58:4827-4840pp.
- Liu, X.Y., Chu, P.K. and Ding, C.X.,** 2004, Surface modification of titanium, titanium alloys, and related materials for biomedical applications, *Materials Science & Engineering R-Reports*, 47:49-121pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Liu, X.Y., Huang, A.P., Ding, C.X. and Chu, P.K.**, 2006, Bioactivity and cytocompatibility of zirconia (ZrO_2) films fabricated by cathodic arc deposition, *Biomaterials*, 27:3904-3911pp.
- Long, M. and Rack, H.J.**, 1998, Titanium alloys in total joint replacement - a materials science perspective, *Biomaterials*, 19:1621-1639.
- Ma, Y., Jin, W., Yang, S., Zhang, J., Huang, Y. and Liu, X.**, 2009, Microstructure and shape memory properties of biomedical Ti-(40-65) Ta (wt. %) alloys, *Materials Science Forum*, 610-613:1382-1386pp.
- Maeshima, T., Ushimaru, S., Yamauchi, K. and Nishida, M.**, 2006, Effects of sn content and aging conditions on superelasticity in biomedical Ti-Mo-Sn alloys, *Materials Transactions*, 47:513-517pp.
- Maimaitiyiming, A., Amat, A., Rehei, A., Tusongjiang, M. and Li, C.**, 2015, Treatment of the femoral shaft nonunion with double plate fixation and bone grafting: A case series of 14 patients, *Injury*, [doi:10.1016/j.injury.2015.01.009](https://doi.org/10.1016/j.injury.2015.01.009).
- Manda, P., Chakkingal, U. and Singh, A.K.**, 2014, Hardness characteristic and shear band formation in metastable β -titanium alloys, *Materials Characterization*, 96:151-157pp.
- Mansourighasri, A., Muhamad, N. and Sulong, A.B.**, 2012, Processing titanium foams using tapioca starch as a space holder, *Journal of Materials Processing Technology*, 212:83-89pp.
- Marcomini, J.B., Baptista, C.A.R.P., Pascon, J.P., Teixeira, R.L. and Reis, F.P.**, 2014, Investigation of a fatigue failure in a stainless steel femoral plate, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 38:52-58pp.
- Martz, E.O., Goel, V.K., Pope, M.H. and Park, J.B.**, 1997, Materials and design of spinal implants - A review, *J. Biomed. Mater. Res.*, 38:267-288pp.
- Matsugi, K., Endo, T., Choi, Y.-B. and Sasaki, G.**, 2010, Alloy Design of Ti Alloys Using Ubiquitous Alloying Elements and Characteristics of Their Levitation-Melted Alloys, *Materials Transactions*, 51:740-748pp.
- Matsumoto, H., Watanabe, S. and Hanada, S.**, 2005, Beta TiNbSn Alloys with Low Young's Modulus and High Strength, *Materials Transactions*, 46: 1070-1078pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Mediaswanti, K., Vi Khanh, T., Hasan, J., Ivanova, E.P., Malherbe, F., Berndt, C.C., Wen, C. and Wang, J.,** 2012, Influence of Titanium Alloying Element Substrata on Bacterial Adhesion, *Advanced Materials Research*, 535-537:992-995pp.
- Miura, H., Kang, H. and Itoh, Y.,** 2012, High Performance Titanium Alloy Compacts by Advanced Powder Processing Techniques, *Key Engineering Materials*, 520:30-40pp.
- Miyazaki, S., Kim, H.Y. and Hosoda, H.,** 2006, Development and characterization of Ni-free Ti-base shape memory and superelastic alloys, *Materials Science and Engineering: A*, 438-440:18-24pp.
- Molinari, A., Straffelini, G., Tesi, B. and Bacci, T.,** 1997, Dry sliding wear mechanisms of the Ti6Al4V alloy, *Wear*, 208:105-112pp.
- Mondal, D.P., Datta Majumder, J., Jha, N., Badkul, A., Das, S., Patel, A. and Gupta, G.,** 2012, Titanium-cenosphere syntactic foam made through powder metallurgy route, *Materials & Design*, 34:82-89pp.
- Morinaga, M. and Yukawa, H.,** 1997, Alloy design with the aid of molecular orbital method, *Bulletin of Materials Science*, 20:805-815pp.
- Morinaga M., Yukawa N., Maya T., Sone K. and Adachi H.,** 1988, Theoretical design of titanium alloys, In: *Sixth world conference on titanium*, France, 1:1601–1606pp.
- Morita, A., Fukui, H., Tadano, H., Hayashi, S., Hasegawa, J. and Niinomi, M.,** 2000, Alloying titanium and tantalum by cold crucible levitation melting (CCLM) furnace, *Materials Science and Engineering: A*, 280:208-213pp.
- Moxson, V.S. and Froes, F.H.,** 2001, Fabricating sports equipment components via powder metallurgy, *Jom-Journal of the Minerals Metals & Materials Society*, 53:39-41pp.
- Moxson, V.S., Senkov, O.N. and Froes, F.H.,** 2000, Innovations in titanium powder processing, *Jom-Journal of the Minerals Metals & Materials Society*, 52: 24-26pp.
- Mukhopadhyay, N.K., Belger, A., Paufler, P. and Kim, D.H.,** 2007, Nanoindentation studies on Cu–Ti–Zr–Ni–Si–Sn bulk metallic glasses, *Materials Science and Engineering: A*, 449–451: 954-957pp.
- Navarro, M., Michiardi, A., Castano, O. and Planell, J.A.,** 2008, Biomaterials in orthopaedics, *Journal of the Royal Society Interface*, 5: 1137-1158pp.
- Nie, L., Zhan, Y., Liu, H. and Tang, C.,** 2014, Novel β -type Zr–Mo–Ti alloys for biological hard tissue replacements, *Materials & Design*, 53:8-12pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Niinomi, M.**, 1998, Mechanical properties of biomedical titanium alloys, Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing, 243:231-236pp.
- Niinomi, M.**, 2002, Recent metallic materials for biomedical applications, Metall. Mater. Trans. A-Phys. Metall. Mater. Sci., 33:477-486pp.
- Niinomi, M.**, 2008, Mechanical biocompatibilities of titanium alloys for biomedical applications, Journal of the mechanical behavior of biomedical materials, 1:30-42pp.
- Niinomi, M. and Nakai, M.**, 2011, Titanium-Based Biomaterials for Preventing Stress Shielding between Implant Devices and Bone, International journal of biomaterials, Article ID 836587, 2011:1-10pp.
- Ning, C., Ding, D., Dai, K., Zhai, W. and Chen, L.**, 2010, The effect of Zr content on the microstructure, mechanical properties and cell attachment of Ti-35Nb-xZr alloys, Biomedical materials, Article number 045006, 5:1-8pp.
- Noguchi, M. and Fujita, K.**, 2005, A new technique for removing the pectus bar used in the Nuss procedure, Journal of Pediatric Surgery, 40:674-677pp.
- Nouri, A., Hodgson, P.D. and Wen, C.**, 2011, Effect of ball-milling time on the structural characteristics of biomedical porous Ti-Sn-Nb alloy, Materials Science and Engineering: C, 31:921-928pp.
- Nouri, A., Hodgson, P.D. and Wen, C.e.**, 2010, Biomimetic Porous Titanium Scaffolds for Orthopedic and Dental Applications, Biomimetics Learning from Nature, Amitava Mukherjee (Ed.), ISBN: 978-953-307-025-4, InTech, DOI: 10.5772/8787. Available from: <http://www.intechopen.com/books/biomimetics-learning-from-nature/biomimetic-porous-titanium-scaffolds-for-orthopedic-and-dental-applications> (Erişim Tarihi: 13 Kasım 2014).
- Okazaki, Y.**, 2001, A New Ti-15Zr-4Nb-4Ta alloy for medical applications, Current Opinion in Solid State and Materials Science, 5:45-53pp.
- Okazaki, Y.**, 2012, Comparison of Fatigue Properties and Fatigue Crack Growth Rates of Various Implantable Metals, Materials, 5:2981-3005pp.
- Okazaki, Y. and Gotoh, E.**, 2005, Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro, Biomaterials, 26:11-21pp.
- Ozaki, T., Matsumoto, H., Watanabe, S. and Hanada, S.**, 2004, Beta Ti alloys with low Young's modulus, Materials Transactions, 45:2776-2779pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Ozan, S. and Ipek, R.**, 2012, Production of Titanium Alloy Foams by Space Holder Technique in P/M Method: A Review, In: 2nd International Scientific Conference on Engineering "Manufacturing and Advanced Technologies" MAT 2012, Antalya Turkey, 22-24 November 2012.
- Ozan, S., Lin, J., Li, Y., Ipek, R. and Wen, C.**, 2015, Development of Ti-Nb-Zr alloys with high elastic admissible strain for temporary orthopedic devices, *Acta biomaterialia*, 20:176-187pp.
- Paliwal, M., Gordon Allan, D. and Filip, P.**, 2010, Failure analysis of three uncemented titanium-alloy modular total hip stems, *Engineering Failure Analysis*, 17:1230-1238pp.
- Peter, W., Chen, W., Yamamoto, Y., Dehoff, R., Muth, T., Nunn, S., Kiggans, J., Clark, M., Sabau, A., Gorti, S., Blue, C. and Williams, J.**, 2012, Current Status of Ti PM: Progress, Opportunities and Challenges, *Key Engineering Materials*, 520:1-7pp.
- Peters, M., Kumpfert, J., Ward, C.H. and Leyens, C.**, 2003, Titanium alloys for aerospace applications, *Adv. Eng. Mater.*, 5:419-427pp.
- Prasad, R., Azad, S., Singh, A.K. and Mandal, R.K.**, 2008, Surface hardness behaviour of Ti-Al-Mo alloys, *Bulletin of Materials Science*, 31:687-691pp.
- Qian, M., Yang, Y.F., Yan, M. and Luo, S.D.**, 2012, Design of Low Cost High Performance Powder Metallurgy Titanium Alloys: Some Basic Considerations, *Key Engineering Materials*, 520:24-29pp.
- Rack, H.J. and Qazi, J.I.**, 2006, Titanium alloys for biomedical applications, *Materials Science and Engineering: C*, 26:1269-1277pp.
- Ramamurty, U., Jana, S., Kawamura, Y. and Chattopadhyay, K.**, 2005, Hardness and plastic deformation in a bulk metallic glass, *Acta Materialia*, 53:705-717pp.
- Ramos, A. and Simões, J.A.**, 2009, In vitro fatigue crack analysis of the Lubinus SPII cemented hip stem, *Engineering Failure Analysis*, 16:1294-1302pp.
- Rao, X., Chu, C.L. and Zheng, Y.Y.**, 2014, Phase composition, microstructure, and mechanical properties of porous Ti-Nb-Zr alloys prepared by a two-step foaming powder metallurgy method, *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials*, 34:27-36pp.
- Rho, J.Y., Tsui, T.Y. and Pharr, G.M.**, 1997, Elastic properties of human cortical and trabecular lamellar bone measured by nanoindentation, *Biomaterials*, 18:1325-1330pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Rivard, J., Brailovski, V., Dubinskiy, S. and Prokoshkin, S.,** 2014, Fabrication, morphology and mechanical properties of Ti and metastable Ti-based alloy foams for biomedical applications, *Mater. Sci. Eng. C-Mater. Biol. Appl.*, 45:421-433pp.
- Robertson, C., Celestre, P., Mahar, A. and Schwartz, A.,** 2009, Reconstruction plates for stabilization of mid-shaft clavicle fractures: Differences between nonlocked and locked plates in two different positions, *Journal of Shoulder and Elbow Surgery*, 18:204-209pp.
- Rogers, K.D. and Zioupos, P.,** 1999, The bone tissue of the rostrum of a *Mesoplodon densirostris* whale: a mammalian biomineral demonstrating extreme texture, *Journal of Materials Science Letters*, 18:651-654pp.
- Rushing, G.D., Goretsky, M.J., Gustin, T., Morales, M., Kelly Jr, R.E. and Nuss, D.,** 2007, When it is not an infection: metal allergy after the Nuss procedure for repair of pectus excavatum, *Journal of Pediatric Surgery*, 42: 93-97pp.
- Ryan, G., Pandit, A. and Apatsidis, D.P.,** 2006, Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications, *Biomaterials*, 27:2651-2670pp.
- Saito, T., Furuta, T., Hwang, J.H., Kuramoto, S., Nishino, K., Suzuki, N., Chen, R., Yamada, A., Ito, K., Seno, Y., Nonaka, T., Ikehata, H., Nagasako, N., Iwamoto, C., Ikuhara, Y. and Sakuma, T.,** 2003, Multifunctional alloys obtained via a dislocation-free plastic deformation mechanism, *Science*, 300:464-467pp.
- Sakaguchi, N., Niinomi, M. and Akahori, T.,** 2004, Tensile deformation behavior of Ti-Nb-Ta-Zr biomedical alloys, *Materials Transactions*, 45:1113-1119pp.
- Schatz, R.A.,** 1989, A view of vascular stents, *Circulation*, 79:445-457pp.
- Schmittenebecher, P.P.,** 2013, Implant removal in children, *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 39:345-352pp.
- Selva Kumar, M., Chandrasekar, P., Chandramohan, P. and Mohanraj, M.,** 2012, Characterisation of titanium–titanium boride composites processed by powder metallurgy techniques, *Materials Characterization*, 73:43-51pp.
- Sesia, S.B., Haecker, F.-M., Shah, B., Goretsky, M.J., Kelly Jr, R.E. and Obermeyer, R.J.,** 2013, Development of metal allergy after Nuss procedure for repair of pectus excavatum despite preoperative negative skin test, *Journal of Pediatric Surgery Case Reports*, 1:152-155pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Shah, B., Cohee, A., Deyerle, A., Kelly, C.S., Frantz, F., Kelly, R.E., Kuhn, M.A., Lombardo, M., Obermeyer, R. and Goretsky, M.J.**, 2014, High rates of metal allergy amongst Nuss procedure patients dictate broader pre-operative testing, *Journal of Pediatric Surgery*, 49:451-454pp.
- Sharma, M., Gupta, G.K., Modi, O.P., Prasad, B.K. and Gupta, A.K.**, 2011, Titanium foam through powder metallurgy route using acicular urea particles as space holder, *Materials Letters*, 65:3199-3201pp.
- Shaz, M.A., Mukhopadhyay, N.K., Mandal, R.K. and Srivastava, O.N.**, 2002, Synthesis and microhardness measurement of Ti-Zr-Ni nanoquasicrystalline phase, *Journal of Alloys and Compounds*, 342:49-52pp.
- Shishkovsky, I.V., Volova, L.T., Kuznetsov, M.V., Morozov, Y.G. and Parkin, I.P.**, 2008, Porous biocompatible implants and tissue scaffolds synthesized by selective laser sintering from Ti and NiTi, *J. Mater. Chem.*, 18:1309-1317pp.
- Sidambe, A.T., Derguti, F. and Todd, I.**, 2012, Metal Injection Moulding of Low Interstitial Titanium, *Key Engineering Materials*, 520:145-152pp.
- Sidky, A. and Buckley, R.E.**, 2008, Hardware removal after tibial fracture has healed, *Canadian Journal of Surgery*, 51:263-268pp.
- Simka, W., Krzakala, A., Maselbas, M., Dercz, G., Szade, J., Winiarski, A. and Michalska, J.**, 2013, Formation of bioactive coatings on Ti-13Nb-13Zr alloy for hard tissue implants, *RSC Adv.*, 3:11195-11204pp.
- Skripitz, R. and Aspenberg, P.**, 1998, Tensile bond between bone and titanium - A reappraisal of osseointegration, *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 69:315-319pp.
- Smorygo, O., Marukovich, A., Mikutski, V., Gokhale, A.A., Reddy, G.J. and Kumar, J.V.**, 2012, High-porosity titanium foams by powder coated space holder compaction method, *Materials Letters*, 83:17-19pp.
- Song, Y., Xu, D.S., Yang, R., Li, D., Wu, W.T. and Guo, Z.X.**, 1999, Theoretical study of the effects of alloying elements on the strength and modulus of beta-type bio-titanium alloys, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 260:269-274pp.
- Springer, J.C., Harrysson, O.L.A., Marcellin-Little, D.J. and Bernacki, S.H.**, 2014, In vitro dermal and epidermal cellular response to titanium alloy implants fabricated with electron beam melting, *Medical Engineering & Physics*, 36:1367-1372pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Straffelini, G., Andriani, A., Tesi, B., Molinari, A. and Galvanetto, E.,** 2004, Lubricated rolling-sliding behaviour of ion nitrided and untreated Ti-6Al-4V, *Wear*, 256:346-352pp.
- Tahara, M., Kim, H.Y., Inamura, T., Hosoda, H. and Miyazaki, S.,** 2009, Effect of Nitrogen Addition on Superelasticity of Ti-Zr-Nb Alloys, *Materials Transactions*, 50:2726-2730pp.
- Tao, P., Yang, Y., Bai, X., Guan, G., Xie, Z. and Chen, X.,** 2012, The relationship between shear bands and deformability in bulk metallic glasses, *Journal of Alloys and Compounds*, 536:226-230pp.
- Tobe, H., Kim, H.Y. and Miyazaki, S.,** 2009, Effect of Nb Content on Deformation Textures and Mechanical Properties of Ti-18Zr-Nb Biomedical Alloys, *Materials Transactions*, 50:2721-2725pp.
- Torres, Y., Pavon, J.J., Nieto, I. and Rodriguez, J.A.,** 2011, Conventional Powder Metallurgy Process and Characterization of Porous Titanium for Biomedical Applications, *Metallurgical and Materials Transactions B-Process Metallurgy and Materials Processing Science*, 42:891-900pp.
- Triantafyllidis, G.K., Kazantzis, A.V. and Karageorgiou, K.T.,** 2007, Premature fracture of a stainless steel 316L orthopaedic plate implant by alternative episodes of fatigue and cleavage decoherence, *Engineering Failure Analysis*, 14:1346-1350pp.
- Tsutsumi, Y., Niinomi, M., Nakai, M., Tsutsumi, H., Doi, H., Nomura, N. and Hanawa, T.,** 2012, Micro-arc oxidation treatment to improve the hard-tissue compatibility of Ti-29Nb-13Ta-4.6Zr alloy, *Applied Surface Science*, 262:34-38pp.
- Tuke, M., Taylor, A., Roques, A. and Maul, C.,** 2010, 3D linear and volumetric wear measurement on artificial hip joints—Validation of a new methodology, *Precision Engineering*, 34:777-783pp.
- United Nations, Department of Economic and Social Affairs, Population Division,** 2013, *World Population Prospects: The 2012 Revision, Key Findings and Advance Tables*. Working Paper No. ESA/P/WP.227.
- Ushida, K., Tsuge, K., Akahori, T., Hattori, T., Niinomi, M., Ishikura, K. and Gepreel, M.A.H.,** 2012, Mechanical Strength and Biocompatibility of Meta-Stable beta Type Ti-5Fe-3Nb-3Zr for Biomedical Applications, *Journal of the Japan Institute of Metals*, 76:397-401pp.
- Vadiraj, A. and Kamaraj, M.,** 2006, Characterization of fretting fatigue damage of PVD TiN coated biomedical titanium alloys, *Surface and Coatings Technology*, 200:4538-4542pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- van Raay, J.J.A.M.**, 2012, Metal-on-Metal Total Hip Arthroplasty: Known and Unknown Side Effects, *Orthopedics*, 35:447-449pp.
- Verbruggen, J.P.A.M. and Stapert, J.W.J.L.**, 2007, Humeral fractures in the elderly: Treatment with a reamed intramedullary locking nail, *Injury*, 38: 945-953pp.
- Vincent, S., Basu, J., Murty, B.S. and Bhatt, J.**, 2012, Micro indentation study on Cu60Zr20Ti20 metallic glass, *Materials Science and Engineering: A*, 550: 160-166pp.
- Vincent, S., Murty, B.S., Kramer, M.J. and Bhatt, J.**, 2015, Micro and nano indentation studies on Zr60Cu10Al15Ni15 bulk metallic glass, *Materials & Design*, 65:98-103pp.
- Vos, D.I. and Verhofstad, M.H.J.**, 2013, Indications for implant removal after fracture healing: a review of the literature, *European Journal of Trauma and Emergency Surgery*, 39:327-337pp.
- Wang, K.**, 1996, The use of titanium for medical applications in the USA, *Materials Science and Engineering a-Structural Materials Properties Microstructure and Processing*, 213:134-137pp.
- Wang, L., Lu, W., Qin, J., Zhang, F. and Zhang, D.**, 2009a, Effect of precipitation phase on microstructure and superelasticity of cold-rolled beta titanium alloy during heat treatment, *Materials & Design*, 30:3873-3878pp.
- Wang, X., Li, Y., Xiong, J., Hodgson, P.D. and Wen, C.e.**, 2009b, Porous TiNbZr alloy scaffolds for biomedical applications, *Acta biomaterialia*, 5:3616-3624pp.
- Wang, X.J., Li, Y.C., Hodgson, P.D. and Wen, C.**, 2010, Biomimetic Modification of Porous TiNbZr Alloy Scaffold for Bone Tissue Engineering, *Tissue Eng. Part A*, 16:309-316pp.
- Wang, Y.-q., Tao, J., Zhang, J.-l. and Wang, T.**, 2011, Effects of addition of NH₄HCO₃ on pore characteristics and compressive properties of porous Ti-10%Mg composites, *Transactions of Nonferrous Metals Society of China*, 21:1074-1079pp.
- Wodecki, P., Sabbah, D., Kermarrec, G. and Semaan, I.**, 2013, New type of hip arthroplasty failure related to modular femoral components: Breakage at the neck-stem junction, *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 99:741-744pp.
- Wolff, J.**, 1998, The law of bone remodelling, Translation of the original German edition by Maquet P and Furlong R (eds) Springer Editorial Germany 1986, Thieme, Germany, 74–85 pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Xie, F., He, X., Lu, X., Cao, S. and Qu, X.**, 2013, Preparation and properties of porous Ti-10Mo alloy by selective laser sintering, *Materials Science and Engineering: C*, 33:1085-1090pp.
- Xie, S. and George, E.P.**, 2008, Hardness and shear band evolution in bulk metallic glasses after plastic deformation and annealing, *Acta Materialia*, 56:5202-5213pp.
- Xiong, J., Li, Y., Wang, X., Hodgson, P. and Wen, C.e.**, 2008, Mechanical properties and bioactive surface modification via alkali-heat treatment of a porous Ti-18Nb-4Sn alloy for biomedical applications, *Acta biomaterialia*, 4:1963-1968pp.
- Xu, F., Ding, Y.H., Deng, X.H., Zhang, P. and Long, Z.L.**, 2014a, Indentation size effects in the nano- and micro-hardness of a Fe-based bulk metallic glass, *Physica B: Condensed Matter*, 450:84-89pp.
- Xu, L., Guo, R., Bai, C., Lei, J. and Yang, R.**, 2014b, Effect of Hot Isostatic Pressing Conditions and Cooling Rate on Microstructure and Properties of Ti-6Al-4V Alloy from Atomized Powder, *Journal of Materials Science & Technology*, 30:1289-1295pp.
- Xu, Q., Hayes, R.W. and Lavernia, E.J.**, 2001, Creep properties of ball-milled and HIPed pure tantalum, *Scripta Materialia*, 45:447-454pp.
- Yamamoto, A., Honma, R. and Sumita, M.**, 1998, Cytotoxicity evaluation of 43 metal salts using murine fibroblasts and osteoblastic cells, *J. Biomed. Mater. Res.*, 39:331-340pp.
- Yang, G. and Zhang, T.**, 2005, Phase transformation and mechanical properties of the Ti50Zr30Nb10Ta10 alloy with low modulus and biocompatible, *Journal of Alloys and Compounds*, 392:291-294pp.
- Yang, S. and Evans, J.R.G.**, 2007, Metering and dispensing of powder; the quest for new solid freeforming techniques, *Powder Technology*, 178:56-72pp.
- Yang, Y., Wu, S.Q., Li, G.P., Li, Y.L., Lu, Y.F., Yang, K. and Ge, P.**, 2010, Evolution of deformation mechanisms of Ti-22.4Nb-0.73Ta-2Zr-1.34O alloy during straining, *Acta Materialia*, 58:2778-2787pp.
- Ye, B. and Dunand, D.C.**, 2010, Titanium foams produced by solid-state replication of NaCl powders, *Materials Science and Engineering: A*, 528:691-697pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

- Yen, F.-C. and Hwang, K.-S.**, 2011, Shape memory characteristics and mechanical properties of high-density powder metal TiNi with post-sintering heat treatment, *Materials Science and Engineering: A*, 528:5296-5305pp.
- Yilmazer, H., Niinomi, M., Nakai, M., Hieda, J., Akahori, T. and Todaka, Y.**, 2012, Microstructure and mechanical properties of a biomedical beta-type titanium alloy subjected to severe plastic deformation after aging treatment, *Key Engineering Materials*, 508:152-160pp.
- Yoshihara, H.**, 2013, Rods in spinal surgery: a review of the literature, *The spine journal : official journal of the North American Spine Society*, 13:1350-1358pp.
- You, L. and Song, X.**, 2012, First principles; study of low Young's modulus Ti-Nb-Zr alloy system, *Materials Letters*, 80:165-167pp.
- Yuan, H. and de Groot, K.**, 2005, In: Reis, R. L. and Weiner, S., Eds., *Calcium Phosphate Biomaterials: An Overview*, In: *Learning from Nature How to Design New Implantable Biomaterials: From Biomineralization Fundamentals to Biomimetic Materials and Processing Routes*, Springer Netherlands, 37-57pp.
- Zhang, D.C., Lin, J.G., Jiang, W.J., Ma, M. and Peng, Z.G.**, 2011a, Shape memory and superelastic behavior of Ti-7.5Nb-4Mo-1Sn alloy, *Materials & Design*, 32:4614-4617pp.
- Zhang, D.C., Lin, J.G., Jiang, W.J., Ma, M. and Peng, Z.G.**, 2011b, Shape memory and superelastic behavior of Ti-7.5Nb-4Mo-1Sn alloy, *Materials & Design*, 32:4614-4617pp.
- Zhang, P., Li, S.X. and Zhang, Z.F.**, 2011c, General relationship between strength and hardness, *Materials Science and Engineering: A*, 529:62-73pp.
- Zhao, X., Niinomi, M., Nakai, M., Ishimoto, T. and Nakano, T.**, 2011a, Development of high Zr-containing Ti-based alloys with low Young's modulus for use in removable implants, *Materials Science and Engineering: C*, 31:1436-1444pp.
- Zhao, X., Niinomi, M., Nakai, M., Miyamoto, G. and Furuhashi, T.**, 2011b, Microstructures and mechanical properties of metastable Ti-30Zr-(Cr, Mo) alloys with changeable Young's modulus for spinal fixation applications, *Acta biomaterialia*, 7:3230-3236pp.
- Zhou, Y., Li, Y., Yang, X., Cui, Z. and Zhu, S.**, 2009, Influence of Zr content on phase transformation, microstructure and mechanical properties of Ti_{75-x}Nb₂₅Zr_x (x=0-6) alloys, *Journal of Alloys and Compounds*, 486:628-632pp.

KAYNAKLAR DİZİNİ (devam)

Zhubrak, M. and Bar-David, T., 2014, Systemic Nickel Allergy after Internal Fixation of a Bunionectomy, The Journal of Foot and Ankle Surgery, 53:466-467pp.

ÖZGEÇMİŞ

Sertan OZAN ilk ve orta öğrenimini İzmir’de tamamladı. 2007 yılında Afyon Kocatepe Üniversitesi Uşak Mühendislik Fakültesi Makina Mühendisliği Bölümü’nden mezun oldu. 2007 yılında Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği A.B.D. Konstrüksiyon ve İmalat Dalında başladığı yüksek lisans eğitimini 2010 yılında tamamladı. 2010 yılında Ege Üniversitesi Fen Bilimleri Enstitüsü Makina Mühendisliği A.B.D. Konstrüksiyon ve İmalat Dalında başladığı doktora eğitimi sırasında 18 ay süre ile Avustralya’da bulunan İleri Teknolojiler Merkezi bünyesinde (Advanced Technologies Center-Swinburne University of Technology) doktora çalışmalarını sürdürdü. Biyomedikal malzemelerin mekanik davranışları ve özellikleri üzerine çalışmaları devam etmekte olup evli ve bir çocuk babasıdır.

TEZDEN YAPILAN YAYIN/BİLDİRİ

Ozan, S., Lin, J., Li, Y., Ipek, R., Wen, C., 2015. Development of Ti–Nb–Zr alloys with high elastic admissible strain for temporary orthopedic devices. *Acta biomaterialia* 20, 176-187.

Ozan, S., Ipek, R., 2012. Production of Titanium Alloy Foams by Space Holder Technique in P/M Method:A Review, In: 2nd International Scientific Conference on Engineering “Manufacturing and Advanced Technologies” MAT 2012, Antalya.