



Kahramanmaraş Sütçü İmam University Journal of Engineering Sciences



Geliş Tarihi : 11.01.2024
Kabul Tarihi : 26.04.2024

Received Date : 11.01.2024
Accepted Date : 26.04.2024

TOZ METALURJİSİYLE ÜRETİLEN NiTi'NİN MİKROSERTLİK VE MİKROYAPI DAVRANIŞI

MICROHARDNESS AND MICROSTRUCTURE BEHAVIOR OF NITI MANUFACTURED BY POWDER METALLURGY

Gül TOSUN¹ * (ORCID: 0000-0001-8828-827X)

Tuncay KAYMAK² (ORCID: 0000-0002-1646-1050)

Nihat TOSUN³ (ORCID: 0000-0002-6211-5044)

¹ Fırat Üniversitesi, Teknoloji Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Elazığ, Türkiye

² Kredi ve Yurtlar Müdürlüğü Elazığ, Türkiye

³ Fırat Üniversitesi, Mühendislik Fakültesi, Makine Mühendisliği Bölümü, Elazığ, Türkiye

*Sorumlu Yazar / Corresponding Author: Gül TOSUN, gultosun@firat.edu.tr

ÖZET

Bu çalışmada, biyomalzeme olan NiTi alaşımının toz metalürjisi yöntemiyle üretimi yapılmıştır. Üretim parametreleri 200, 400 MPa presleme basıncı, 800, 1100°C sinterleme sıcaklığı ve 60, 90, 120 dakika sinterleme süresidir. Gözenekli yapıya sahip NiTi'nin üretim parametrelerine bağlı olarak mikrosertlik ve mikroyapı karakterizasyonu incelenmiştir. Yapılan incelemeler sonucunda, üretim parametrelerinin değiştirilmesiyle birlikte hem mikrosertlikte hem de mikroyapıda önemli değişimlerin olduğu görülmüştür. En yüksek sertlik 811,33 HV olarak ölçülürken en düşük sertlik ise 232 HV olarak ölçülmüştür.

Anahtar Kelimeler: NiTi, toz metalürjisi, mikrosertlik, mikroyapı.

ABSTRACT

In this study, the biomaterial NiTi alloy was produced by the powder metallurgy method. Production parameters are 200, 400 MPa pressing pressure, 800, 1100°C sintering temperature and 60, 90, 120 minutes sintering time. Microhardness and microstructure characterization of NiTi, which has a porous structure, was examined depending on the production parameters. As a result of the examinations, it was observed that there were significant changes in both microhardness and microstructure by changing the production parameters. The highest hardness was measured as 811.33 HV, while the lowest hardness was measured as 232 HV.

Keywords: NiTi, powder metallurgy, microhardness, microstructure.

GİRİŞ

NiTi metal köpükler yüksek mukavemete ve düşük yoğunluğa sahip porozlu malzemelerdir ve bu özellikleri sayesinde yüksek darbe sönümlenme yeteneğine sahiptirler (Tüfekçi, 2008). Ayrıca, NiTi alaşımlar, biçim bellekli etki, süper elastisite ve yüksek buharlaşma kapasitesi gibi eşsiz özelliklerinden dolayı tıbbi cihazlar, uçaklar, mimari yapılarda kullanılmaktadırlar, özellikle tıbbi cihazlar, implant ve protezde kullanılan önemli biyomateryallerdir (Huang vd. 2024, Lu vd., 2023, Kapanen vd., 2002).

Tıbbi ve biyomedikal mühendisliğinin bugün üzerinde en çok çalıştığı konulardan biri olan hastalıkların tedavisinde kullanılan uygun malzeme seçme, oluşturma ve malzemeleri kullanım alanına uygun hale getirme çabalarıdır. Kullanılacak malzeme yerini aldığı organın fonksiyonunu üstlenebilecek özellikte olmalıdır. Vücut koşulları içinde korozyona dayanıklı, biyoyumlu, dokularda toksik reaksiyon oluşturmaması, vücut ağırlığı göz önüne alındığında fiziksel olarak basma dayanımlarının vücut tarafından iletilen yükleri taşıyacak dayanımda olması gerekmektedir. Canlı doku için kullanılan malzeme, insan vücudu göz önünde tutulduğunda, 37 °C'de ve 7.25 pH'lık bir değerde özelliklerini kaybetmeden temasta bulunduğu dokuya zıt bir reaksiyon göstermeden, mekanik kuvvetlere karşı deformasyona uğramadan, eğilip bükülmeden direnç göstermesi gerekmektedir (Khorasani vd., 2015). İnsan kemiğinin basma mukavemeti, test yönünün kemik eksenine paralel olması durumunda 170-193 MPa ve test yönünün kemik eksenine dik olması durumunda ise 133 MPa'dır. İnsandaki süngerimsi (trabeküler) kemiğin basma mukavemeti yaklaşık 50 MPa'dır (Tüfekçi, 2008). Üretilen implantların mekanik özelliklerinin yukarıda bahsedilen kriterlere yakın olacak şekilde üretilmesi talep edilir.

Ayrıca, canlı dokuda bir organın görevine destek olmak ve hasarlı dokunun görevini yerine getirmek amacıyla kullanılan biyomalzemelerde aranan ilk şart kullanılan biyomalzemenin biyoyumlu olmasıdır. Biyoyumluluk vücut ile uyuşabilirliktir. Başka bir ifadeyle biyoyumluluk; canlı vücut ile temas halinde olan bir metaryalin kendisini çevreleyen dokuların fonksiyonel yapılarına engel olmadan ve herhangi bir olumsuz etkiye (iltihaplanma, pıhtı oluşumu vb.) sebep olmadan kullanım amacına uygun fonksiyonel özellik gösterme kabiliyetidir. Biyoyumluluğu etkileyen faktörler: Malzemenin fiziksel ve kimyasal yapısı, doku ile temas şekli, dokunun özellikleri ve kullanım yeridir. Biyomalzeme hasarlı bir organın yerine kullanıldığında organın görevlerini ne kadar iyi yerine getirebilirse ve çevresi ile iyi uyumluysa o kadar iyi biyoyumludur demektir (Korsacılar, 2012).

Son yıllarda içerisinde toz metalürjisi yöntemi düşük enerji tüketimi ve kısa süreli işlem gibi avantajlarından dolayı birçok araştırmacı tarafından ilgi görmektedir (Ma vd., 2019). Kendi kendine ilerleyen sentezleme yöntemi, mikrodalga sinterleme, plazma sinterleme, vakum sinterleme, sıcak izostatik sinterleme, metal enjeksiyon kalıplama, katmanlı imalat gibi birçok toz metalürjisi yöntemleri NiTi imalatı için kullanılmaktadır (Li vd., 2023). Üretilen NiTi, gözenekli bir yapıya sahiptir. Yapıdaki gözenek oranı ve şekli üretim parametreleri ile kontrol edilir (Patel vd., 2023). Ayrıca, NiTi üretimi esnasında meydana gelebilecek istenmeyen ikincil fazlar ve empürilerin varlığı, Ni ve Ti arasındaki reaksiyonun tamamlanabilmesi de seçilen üretim parametrelerine bağlıdır (Akbarpour vd., 2021).

Yapılan bu çalışmada, toz metalürji yöntemi kullanılarak şimdiye kadar kullanılmamış farklı presleme basıncı, sinterleme sıcaklığı ve sinterleme süresi gibi farklı üretim parametreleri kullanılarak gözenekli NiTi üretilmiştir. Üretilen NiTi'nin mikroyapısal ve mikrosertlik değişimleri incelenerek değerlendirilmiştir. Bu değerlendirmeler ışığında kemik yapısına en uyumlu mukavemeti yüksek NiTi 'un elde edildiği optimum üretim parametreleri belirlenmiştir.

MATERYAL VE YÖNTEM

Bu çalışmada, 30 mikron boyutunda, %99 saflıkta ve küresel morfolojiye sahip Nikel ve Titanyum tozları hazır olarak Nanografi firmasından temin edilmiştir. Aynı ayrı temin edilen elemental tozlar atomik olarak %53Ni oranındaki NiTi toz karışımı homojen bir yapı elde etmek için, karıştırma aparatında 16 d/dak devirle 24 saat boyunca torna tezgâhına bağlanarak harmanlanmıştır. 6 gr olarak hazırlanan toz karışımları, tek eksenli olarak 200 ve 400 MPa basınç altında Özyıldız marka hidrolik pres (15 ton, 400bar) kullanılarak 10 mm çapında 50 mm yüksekliğinde bir kalıba preslenmiştir. Preslenmiş numuneler 60, 90 ve 120 dak sürelerde Heraeus marka yüksek sıcaklıklara dayanıklı sinterleme fırını (max. 1400°C, 220 v, 50Hz, 6,5 A) kullanılarak 800°C ve 1100°C sıcaklıklarda kontrollü atmosfer ortamında (Argon gazı) sinterleme işlemine tabi tutulmuştur. Sinterlenen numunelerin mikroyapı incelemelerini yapabilmek için 200, 400, 600, 800, 1000, 1200 meshlik zımparalar ile parlatma işlemi yapılmıştır. Parlatılan

numuneler daha sonra 3 mikronluk pasta kullanılarak son parlatma aşamasına tabi tutulduktan sonra yüzeyler % 65 Nitrik asit ile dağlanmıştır.

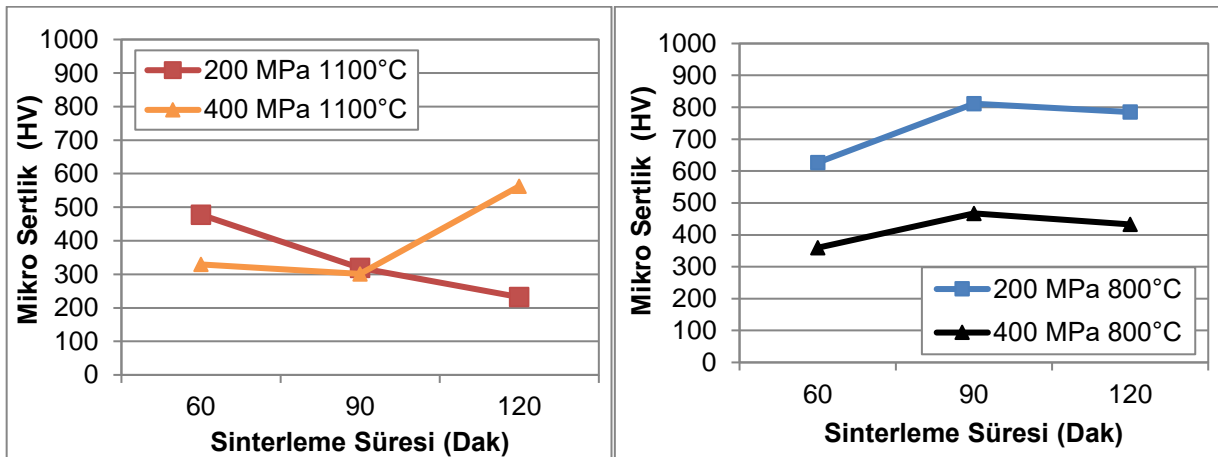
Üretilen NiTi'lerin mikrosertlik değerlerini ölçmek için Emco marka deney test cihazı kullanıldı (Şekil 1). Her bir numuneden 5 adet ölçüm alınmıştır, elde edilen ölçümlerin ortalaması alınarak mikrosertlik değerleri elde edildi. Gözenekli yapıya sahip NiTi'nin mikroyapı karakterizasyonu ise optik (Nikon MA 200), mikroskop kullanılarak yapıldı. Gözenek oranları ise Arşimed metodu kullanılarak ölçülmüştür.



Şekil 1. Mikro Sertlik Ölçüm Cihazı

BULGULAR

Üretilen NiTi'lerin mikrosertlik ölçümleri sonucu (Şekil 2) elde edilen grafik incelendiği zaman, 800°C sinterleme sıcaklığında üretilen tüm numunelerde basınç arttıkça sertlik değerleri düştüğü görülmüştür. Oysa basınç arttıkça ölçülen mikrosertlik değerlerinin artması beklenmektedir. Çünkü presleme basıncının artırılmasıyla, preslenen tozlar arası mesafe kısalmış ve gözenek oranı düşük bir ham numune elde edilir. Daha az gözenek yapısına sahip olan numunenin sinterlenmesi durumunda ise daha yüksek sertliğe sahip, daha yoğun bir numunenin elde edilir. Beklenin aksine, mikrosertlikteki elde edilen düşüşün sebebi olarak mikro yapıda gözlemlenen ikincil fazların varlığına bağlanmıştır. 800°C sinterleme sıcaklığında üretilen numunelerin mikroyapı görüntüleri incelenecek olursa, genel olarak (Şekil 3 ve Şekil 4) NiTi fazının hakim olduğu, ancak bu fazın yanısıra Ni₄Ti₃, Ni₃Ti₂, Ni₄Ti gibi ikincil fazların ve reaksiyona girmemiş Titanyum ve Nikelin mevcut olduğu görülmüştür. Reaksiyona girmemiş Ni ve Ti'nin varlığı sinterlenmenin tamamlanmadığı anlamına gelmektedir (Parvizi vd., 2021).



Şekil 2. Mikrosertlik Değişim Grafiği

Sinterleme süresi açısından değerlendirme yapılacak olunursa, 800°C'de sinterlenen numunelerde sinterleme süresinin 60 dakikadan 90 dakikaya çıkarıldığı zaman mikrosertlikte artışın gerçekleştiği, 90 dakikadan daha uzun sürelerdeki artışlarda ise mikrosertlikte düşüşün meydana geldiği görüldü. Aynı zamanda yapıdaki mukavemeti etkileyen gözenek oranlarına bakıldığında, 200 MPa presleme basıncı, 800°C sinterleme sıcaklığında 60 dakika

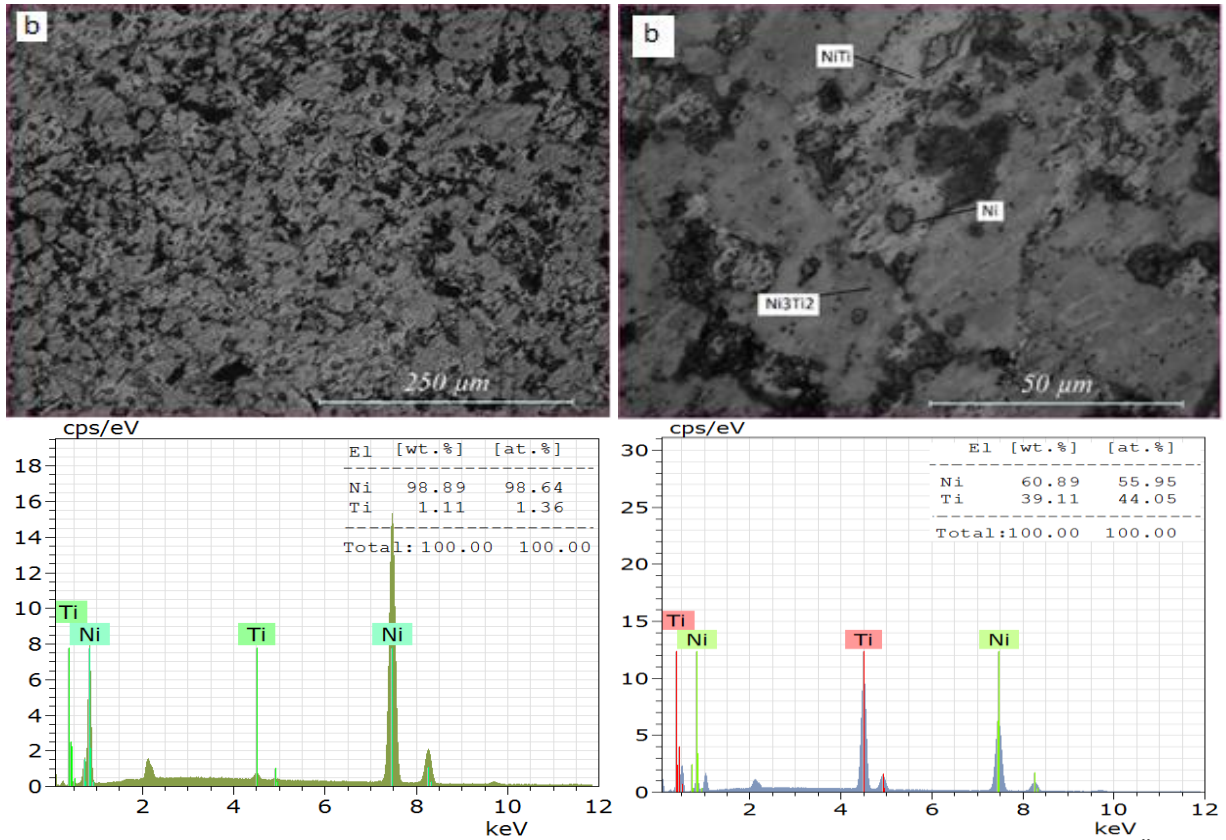
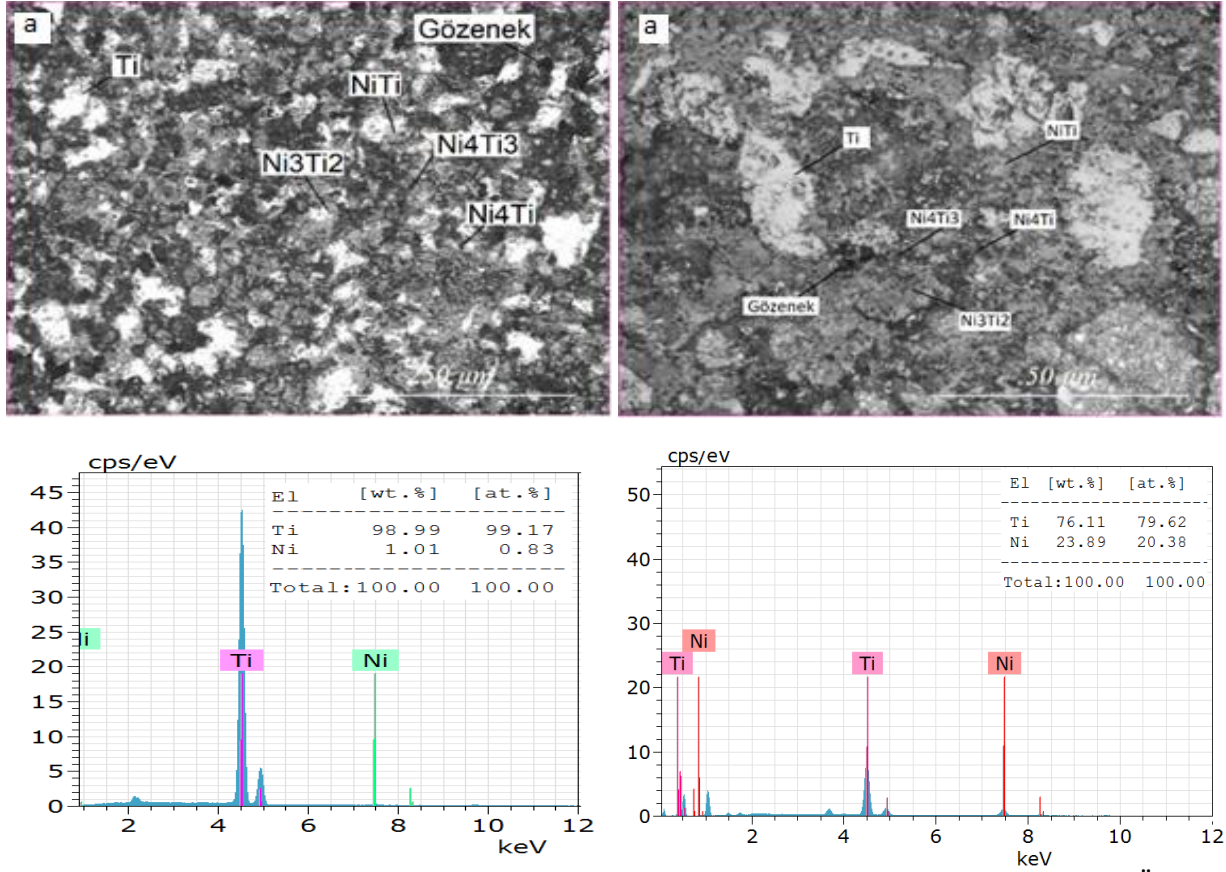
süredeki gözenek %80,67 iken 90 dakika sinterleme süresinde %80,68 ve 120 dakika sinterleme süresinde ise %80,61 olarak ölçülmüş ve elde edilen dataların ise mikrosertlik ile paralel olduğu görülmüştür. Presleme işlemi esnasında mekanik olarak birbirine bağlanan tozlar arasındaki kimyasal bağ sinterleme işlemi esnasında oluşur. Optimum sinterleme süresinde ham numunedeki tozlararası bağlanma ideal şekilde gerçekleşir. Dolayısıyla elde edilen numunenin sertliği ham numuneden daha fazla olur. Basınç ve sinterleme sıcaklığına da bağlı olarak sinterleme süresinin uzun tutulmasıyla beraber yapı içerisinde mikrosertliği olumsuz etkileyecek ikincil fazlar ve tane büyümesinin meydana geldiği görülür. Dolayısıyla sinterleme süresine bağlı olarak her malzemenin eşik sinterleme süresi mevcuttur. Yapılan bu çalışmada ise 90 dakikalık sinterleme süresinin eşik sinterleme süresi olduğu görülmüştür.

1100°C'de sinterlenen numunelerde ise presleme basıncının değişmesiyle beraber sinterleme süresinin mikrosertlik üzerindeki etkisinin değiştiği görüldü. 200 MPa presleme basıncında preslenen numunelerde sinterleme süresi arttıkça mikrosertlik %51,4 düştü. 400 MPa'da da 90 dakikalık sinterleme süresinin eşik sinterleme süresi olduğu görülmüştür. Sinterleme süresinin 60 dakikadan 90 dakikaya çıkmasıyla beraber mikrosertliğin % 8,5 düştüğü sürenin 120 dakikaya çıkmasıyla beraber mikrosertlikte % 86,7 artmıştır.

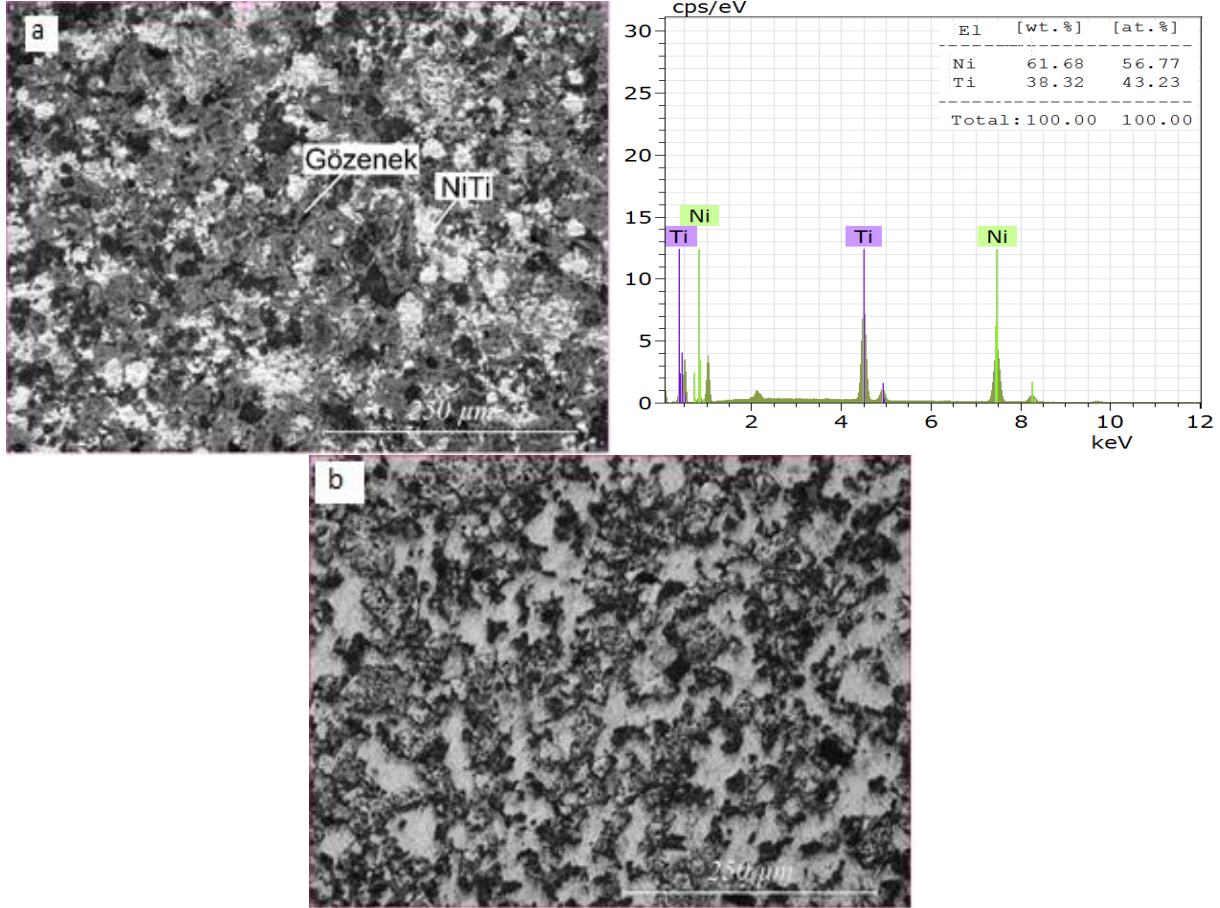
En yüksek mikrosertlik ise 200 MPa presleme basıncı, 800°C sinterleme sıcaklığı ve 90 dakika sinterleme süresinde üretilen numunelerde 811,33 Hv olarak ölçülürken, en düşük mikrosertlik ise 200 MPa presleme basıncı, 1100°C sinterleme sıcaklığı ve 120 dakika sinterleme süresinde üretilen numunelerde 232 Hv olarak ölçülmüştür. Huang vd. (2024) tarafından yapılan çalışmada elde edilen en yüksek NiTi sertliğinin 531 Hv olduğu belirtilmiştir. Han vd. (2022) tarafından yapılan çalışmada ise max. NiTi sertliği 575,9 Hv olarak ölçülmüştür. Yapılan bu çalışmada ise literatürdeki çalışmalarda daha yüksek sertliğe dolayısıyla daha yüksek mukavemete sahip NiTi üretiminin yapıldığı görülmüştür.

Akbarpour vd. (2021) yaptıkları çalışmada alaşımın mikrosertliğini gözeneklilik, tane boyutu, Ni₃Ti gibi daha sert fazların türü ve miktarı gibi faktörler etkilediğini belirlemişler. Ni₃Ti fazı, mevcut diğer tüm intermetalik bileşiklerden çok daha yüksek bir sertlik değerine sahiptir. Dolayısıyla mikroyapı incelemeleri esnasında tespit edilen fazlar, sertlik ile elde edilen sonuçlarla ilişkilendirilmeye çalışılmıştır.

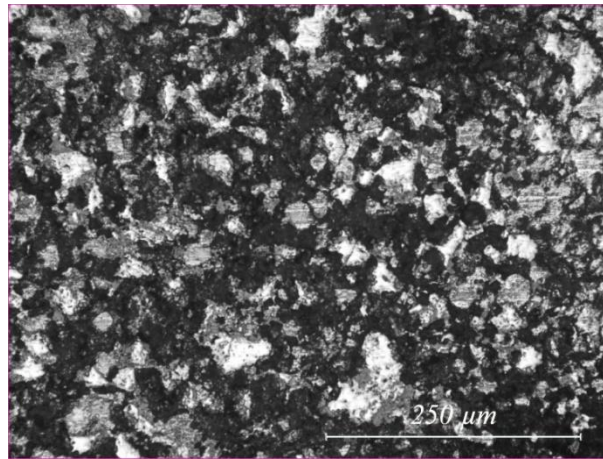
Mikroyapı açısından değerlendirme yapılırsa (Şekil 3 ve Şekil 4), 200 MPa presleme basıncı ve 800°C sinterleme sıcaklığında üretilen numunelerde sinterleme süresinin 60 dakikadan 90 dakikaya sonrasında ise 120 dakikaya artmasıyla beraber NiTi bölgelerinin arttığı bununla beraber reaksiyona girmemiş Ti'nin genellikle gözeneklerin etrafında mevcut olduğu ve ikincil fazların ise azaldığı görülmüştür. Gözlemlenen ikincil fazlar Ni₄Ti₃, Ni₃Ti₂, Ni₄Ti fazlarıdır. Bu fazların varlığı mukavemet düşüşüne neden olur, bu sebeple bu fazların elimine edilmesi gerekir. İkincil fazların bulunduğu bölgelerin merkezinde ise reaksiyona girmemiş Ni mevcuttur. Biyomalzeme olarak kullanılması amaçlanan NiTi'nin yapısı içerisinde Ni'nin bulunması istenmez çünkü Nikelin zehirleyici etkisinin olduğu ve hücrelerin yaşam sürelerinin azalttığı bilinmektedir (Güven, 2014). Ni₄Ti₃ fazları matristeki Ni içeriğini ve martenzitik dönüşüm (Östenitten martenzite olan dönüşüm) özelliklerini etkiler. Tang vd. (2011) göre sinterleme esnasında meydana gelen katı hal reaksiyonunda birincil reaksiyon da NiTi'nin oluşması mümkün değildir. NiTi ancak NiTi₂, Ni₃Ti, Ni ve Ti arasındaki ikincil reaksiyonlar ile meydana gelir. Bu reaksiyonlar ise zayıf reaksiyonlardır. NiTi'nin çözünebilirlik sınırını aştığında Nikel açısından zengin Ni₄Ti₃ fazı oluşur. Tamamlanmamış reaksiyondan dolayı NiTi₂, Ni₃Ti, ve NiTi'nin fazlarının bir arada bulunacağı düşünülür. İkincil fazlar oluşurken Nikel açısından zengin fazlar oluşarak yapıdaki Nikeli tükettiği, bu yüzden yapıda reaksiyona girmemiş Ti mevcut olduğu görülmüştür. Yapıda reaksiyona girmemiş Ti'nin bulunması biyoyumluluk açısından olumsuz etkilememektedir. Sinterleme süresinin artması sinterleme işleminin tamamlanmasına ve reaksiyona girmemiş Ni'nin ve Ti'nin azalmasına neden oldu. İkincil fazlardan sert olan (Jiang, 2023) NiTi₂ fazının yerine düşük sertliğe sahip olan Ni₃Ti₂ fazının meydana geldiği görülmüştür. Mikroyapıda gözlemlenen bu ikinci fazlar mikrosertliğin düşmesinin sebebi olarak gösterilebilir.



400 MPa presleme basıncı ve 60 dakikalık sinterleme süresinde sinterleme sıcaklığının 800°C'den 1100°C'ye artırıldığı zaman ise yapıda NiTi anafazı, NiTi₃ ikincil fazı ve yapıda reaksiyona girmemiş Ni mevcuttur (Şekil 5). Elde edilen bu veriler, belirtilen şartlarda sinterleme işleminin tam olarak gerçekleşmediği anlamına gelmektedir. Sinterleme sıcaklığı 90 dakika üretilen numunelerin mikroyapılarında ise ana faz NiTi'nin arttığı ve NiTi₂, ve NiTi₃ ikincil fazları ve reaksiyona girmemiş Ni mevcut olduğu görülmüştür (Şekil 6). Sinterleme süresi 120 dakikaya çıkarıldığında ise NiTi anafazı daha çok artmış ancak yapıda ikincil fazların azaldığı Nikelin tüketilmiş olduğu ancak reaksiyona girmemiş Ti'nin varlığı görülmüştür. İkincil fazların varlığı mikro yapıyı etkilemekte ve sertlik değerinin düşmesine sebep olmaktadır.



Şekil 5. 1100°C Sinterleme Sıcaklığı, 90 dak Sinterleme Süresinde a. 200 MPa b. 400 MPa Presleme Basıncında Üretilen Numunelerin Mikroyapı Görüntüleri ve EDX Analizleri



Şekil 6. 200 MPa Presleme Basıncı, 800°C Sinterleme Sıcaklığı ve 90 Dakika Sinterleme Süresinde Üretilen Numunenin Mikroyapı Görüntüsü

TARTIŞMA VE SONUÇ

Bu çalışmada toz metalürjisi yöntemi ile üretilen %53Ni oranındaki NiTi'nin mikrosertlik ve mikro yapı incelemeleri yapılmıştır. Bu incelemeler sonucunda;

- 800°C sinterleme sıcaklığında üretilen tüm numunelerde basınç arttıkça sertlik değerleri düştüğü görülmüştür.
- En yüksek mikrosertlik ise 200 Mpa presleme basıncı, 800°C sinterleme sıcaklığı ve 90 dakika sinterleme süresinde üretilen numunelerde 811,33 Hv olarak ölçülmüştür.
- En düşük mikrosertlik ise 200 MPa presleme basıncı, 1100°C sinterleme sıcaklığı ve 120 dakika sinterleme süresinde üretilen numunelerde 232 Hv olarak ölçülmüştür.
- 800°C sinterleme sıcaklığında üretilen numunelerin mikroyapı görüntülerinde NiTi fazının hâkim olduğu, ancak bu fazın yanısıra Ni₄Ti₃, Ni₃Ti₂, Ni₄Ti gibi ikincil fazların ve reaksiyona girmemiş Titanyum ve Nikelin mevcut olduğu görülmüştür.
- Elde edilen numunelerin hem mikrosertlik açısından literatüre göre daha yüksek sertliğin elde edilmesinden dolayı hemde mikroyapı açısından ikincil fazların yanısıra anafazın NiTi fazı olmasından dolayı implant olarak kullanımının uygun olduğu kanaatine varılmıştır.

TEŞEKKÜR

Bu çalışması Fırat Üniversitesi Bilimsel Araştırma Projeleri Birimi (FÜBAP) tarafından TEKF.18.19 nolu proje olarak desteklenmiştir. Desteklerinden dolayı FÜBAP'a teşekkür ederiz.

KAYNAKLAR

- Akbarpour, M.R., Alipour, S., Najafi, M., Ebadzadeh, T., Kim, H.S. (2021). Microstructural characterization and enhanced hardness of nanostructured Ni₃Ti–NiTi (B2) intermetallic alloy produced by mechanical alloying and fast microwave-assisted sintering process. *Intermetallics*, 131, 107119, <https://doi.org/10.1016/j.intermet.2021.107119>
- Albayrak, O., Oncel, C., Tefek, M., & Altıntaş, S. (2007). Effects of Calcination on Electrochemical Deposition of Naturally Derived and Chemically Synthesized Hydroxyapatite. *Review Advanced Material Science*, 15, 10-15.
- Bogdanovicene, I., Beganskiene, A., Tonsuaadu, K., Glaser, J., Meyer, H.J., & Kareiva, A. (2006). Calcium hydroxyapatite, Ca₁₀(PO₄)₆(OH)₂ ceramics prepared by aqueous sol-gel processing. *Materials Research Bulletin*, 41, 1754-1762, <https://doi.org/10.1016/j.materresbull.2006.02.016>
- Güven, Ş. Y. (2014) Biyouumluluk ve Biyomalzemelerin Seçimi. Süleyman Demirel Üniversitesi Mühendislik Bilimleri ve Tasarım Dergisi, 2(3), ÖS:BiyoMekanik, 303-311, 2014 ISSN: 1308-669.
- Han J., Chen X., Zhang G., Lu L., Xin Y., Liu B., Cai Y., Zhang X., Tian Y.(2022). Microstructure and mechanical properties of Ni_{50.8}Ti_{49.2} and Ni₅₃Ti₄₇ alloys prepared in situ by wire-arc additive manufacturing. *Journal of Materials Processing Tech.* 306,117631. <https://doi.org/10.1016/j.jmatprotec.2022.117631>.
- Huang, Y., Xin, D., Chen, X. (2024). Microstructure and properties of NiTi shape memory alloy fabricated by double-wire plasma arc additive manufacturing with a nearly equal atomic ratio. *Materials Letters*, 354, 135406. <https://doi.org/10.1016/j.matlet.2023.135406>
- Jiang P.F., Nie M.H., Zong X.M., Wang X.B., Chen Z.K., Liu C.Z., Teng J.Z., Zhang Z.H.(2023). Microstructure and mechanical properties of TC4/NiTi bionic gradient heterogeneous alloy prepared by multi-wire arc additive manufacturing. *Materials Science and Engineering: A*, 144678. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2023.144678>
- Kapanen, A., Ilvesaro, J., Danilov, A., Ryhanen, J., Lehenkari, P., & Tuukkanen, J. (2002). Behaviour of Nitinol in osteoblast-like ROS-17 cell cultures. *Biomaterials*, 23, 645–650. [https://doi.org/10.1016/S0142-9612\(01\)00143-0](https://doi.org/10.1016/S0142-9612(01)00143-0)
- Khorasani, A.M., Goldberg, M., Doeven, E.H., & Littlefair, G. (2015). Titanium in Biomedica Applications-Properties and Fabrication: A Review. *Journal of Biomaterials and Tissue Engineering*, 5, 593-619. DOI: 10.1166/jbt.2015.1361
- Korsacılar, D. (2012). Metalik implant malzeme yüzeylerinin elektropolimerizasyon yöntemi ile sentetik hidrojel polimerlerle kaplanarak biyouyumluluğunun araştırılması. Yüksek Lisans Tezi, Dokuz Eylül Ü. Fen Bilimleri Enstitüsü, İzmir. 73

- Li, D., Du, C., He, Z., Li, Y., Luo, F., He, H. (2023). High-strength porous NiTi shape memory alloys with stable cyclic recovery properties fabricated using elemental powders. *Materials Science & Engineering A*, 886, 145682. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2023.145682>
- Lu, H.Z., Liu, L.H., Luo, X., Ma, H.W., Cai, W.S., Lupoi, R., Yin, S., Yang, C. (2023). Formation mechanism of heterogeneous microstructures and shape memory effect in NiTi shape memory alloy fabricated via laser powder bed fusion. *Materials & Design*, 232, 11107, <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2023.112107>
- Ma, X., Wang, H., Xie, H., Qu, J., Chen, X., Chen, F., Song, Q., Yin, H. (2019). Engineering the porosity and superelastic behaviors of NiTi alloys prepared by an electro-assisted powder metallurgical route in molten salts. *Journal of Alloys and Compounds*. 794, 455-464, <https://doi.org/10.1016/j.jallcom.2019.04.16>
- Parvizi, S., Hashami, S. M., Asgarinia, F., Nematollahi, M., & Elahinia, M. (2021). Effective parameters on the final properties of NiTi- based alloys manufactured by powder metallurgy methods: A review. *Progress Material Science*, 117, 100739, <https://doi.org/10.1016/j.pmatsci.2020.100739>
- Patel, S. K., Dubey, P., Roshan, R., Beher, A. (2023). Elastic and transformation behaviour of equiatomic NiTi shape memory alloys fabricated at different sintering temperatures. *Materials Today Communications*, 37,107203, <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2023.107203>
- Tang, C.Y.; Zhang, L.N.; Wong, C.T.; Chan, K.C.; Yue, T.M. (2011). Fabrication and characteristics of porous NiTi shape memory alloy synthesized by microwave sintering, *Materials Science and Engineering: A*, C. 528, Sayı 18, 6006-6011. <https://doi.org/10.1016/j.msea.2011.04.040>
- Tüfekçi, K. (2008). Gerinin Hızının Kortikal Kemik Mekanik Özellikleri Üzerindeki Etkisinin İncelenmesi, Doktora Tezi, Süleyman Demirel Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü.
- Qin, R., Jiang, F., Cao, M., Li, Y., Zhang, H., Guo, C., Wang, Z. (2022). Preparation, microstructure and compressive property of NiTi alloy hollow spheres fabricated by powder metallurgy. *Materials Today Communications*, 30, 103039. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2021.103039>
- Yavaş, U.D. (2017). Ti6Al4V İmplantların Elektroforetik Biriktirme Yöntemi ile Hidroksiapatit Kaplanması Yüksek Lisans Tezi. Kocaeli Üniversitesi, Fen Bilimleri Enstitüsü, Kocaeli.84