

A fogtechnikai gyakorlatban használt 3D nyomtatott kobalt-króm ötvözet hőkezelésének befolyása a mechanikai tulajdonságokra

The Influence of Heat Treatment on the Mechanical Properties of 3D-Printed Cobalt-Chrome Alloy Used in Dental Laboratory Practice

Kulcsár Klaudia,¹ Kónya János²

Dent-Art-Technik Kft., Győr, Magyarország

¹ kulcsar.klaudia@dentarttechnik.hu

² janos@dentarttechnik.hu

Összefoglalás

Az alkalmazott alapanyag a fogászati implantációs protézisek előállításához a kobalt-króm ötvözet. A tanulmányban a fogászati implantációs protézisek új hőkezelési technológiáját mutatjuk be. A mintákat az innovatív 3D nyomtatási technológiával készítettük el. A gyártó által megadott hőkezelési eljárással készített minták ridegsége tette szükségessé, hogy átgondoljuk a hőkezelés menetét. A kiválasztott hőkezelési eljárások változtatását követően szakítópróbákat és keménységméréseket végeztünk, melyek segítségével kiválasztottuk a számunkra megfelelő hőkezelési eljárást.

Kulcsszavak: *kobalt-króm ötvözet, hőkezelés, 3D nyomtatás.*

Abstract

The material used for manufacturing of dental implantation prostheses is cobalt-chromium alloy. The following study presents a new heat treatment technology for dental implantation prostheses. Specimens were created with the innovative technology of 3D printing. The brittleness of specimens subjected to heat treatment with parameters recommended by the manufacturer made it necessary for us to reconsider the heat-treating process. After changing given heat treatment processes, tensile and hardness tests were performed. From these tests, the optimal heat treatment process technology was chosen.

Keywords: *cobalt-chrome alloy, heat treatment, 3D printing.*

1. Bevezetés

A kobalt alapú ötvözeteket az elmúlt évtizedekben széles körben használják öntöttformában, kiváló korrózióállóságuk, biokompatibilitásuk és szilárdságuk miatt [1–3]. Az évek során a kobalt-króm (Co-Cr) ötvözetek figyelemre méltó sokoldalúságot és tartósságot mutatnak ortopédiai implantátumként [4]. A Co-Cr ötvözeteket a fogá-

szatban is alkalmazzák, például abutmentek (felépítmények), koronák és hidak esetében [5]. Ezek az ötvözetek legnagyobb egyensúlyt biztosítanak a szilárdság és kopás között, valamint nagy a korrózióval szembeni ellenállásuk [6–10]. A fogászati szakterületen hagyományosan a viaszveszejtési technikát alkalmazzák, mely évtizedek óta használatban van, viszont ez igen hajlamos emberi hibákra [11]. Gyakori a fogászati implantátumok

konvencionális módszerekkel történő előállítás, mint például az öntési technológia [12]. A precíziós öntés és a kovácsolás továbbra is a hagyományos eljárások közé tartozik az implantátumok készítésénél [13], viszont az additív gyártástechnológia egyre elterjedtebbé válik a fogprotézisek gyártásánál [14]. Ahhoz, hogy az SLM gyártástechnológiát az implantátumok vagy protézisek gyártási technikájává alakítsák, bizonyos feltételeknek meg kell felelniük. A lézerrel történő olvasztással létrehozott rétegeknek mechanikai és kémiai tulajdonságokra vonatkozó szigorú követelményeknek kell megfelelniük [15]. Vizsgálták az SLM (Selective Laser Melting) eljárással gyártott ötvözetek mechanikai tulajdonságait és korrózióállóságát [16], valamint a Co-Cr ötvözet és a kerámia közötti kötési szilárdságot [17].

2. Anyagok és módszerek

2.1. Felhasznált anyagok

Fogászati Co-Cr ötvözetet alkalmaztunk, típusa: 5, ISO 22674 és ISO 9693-1. A kobalt-króm anyagösszetételét tömegszázalékban az **1. táblázat** mutatja be.

1. táblázat. Co-Cr ötvözet anyagösszetétele

Anyagösszetétel	Tömegszázalék (%)
Kobalt (Co)	63,9
Króm (Cr)	24,7
Volfram (W)	5,4
Molibdén (Mo)	5,0
Szilícium (Si)	1,0

2.2. Minták 3D nyomtatása

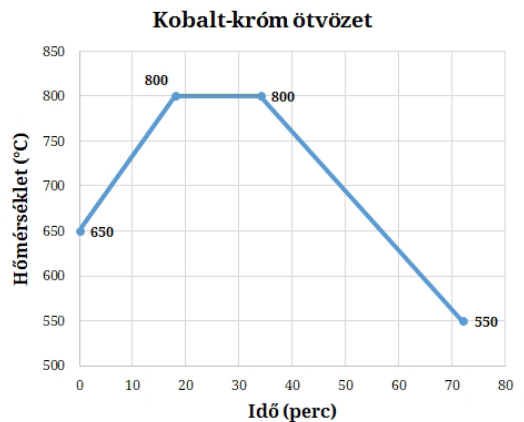
A Co63.9Cr24.7W5.4Mo5.0Si1.0 (%) ötvözet additív gyártástechnológiai eljárással használható fel implantátumok és protézisek készítésére. A próbatesteket a Sisma Mysint 3D nyomtatóval állítottuk elő. A nyomtatás LMF (Laser Metal Fusion) technológiával történik. A technológia egyedi nyomtatási stratégiát von maga után. Hőelvezető alátámasztásokat tartalmaz, melyek mellé utólagos hőkezelés céljából programozható kályhát telepítettünk, és precíziós utómunkálatokra külön szoftver és marógép áll rendelkezésünkre. Az additív gyártástechnológiát digitális modell készítése előzi meg. A 3D nyomtatás olyan additív gyártástechnológia, mely rétegről rétegre hordja fel a fémporréteget, és strukturált összeolvastással készíti el a mintákat. A próbatest modelljét 3D-s tervezőprogramban készítettük, majd a

3D nyomtatás körülbelül négy órát vett igénybe. A próbatestek a nyomtatást követően az építőplatformmal együtt kikerülnek a gépből, ezt követően szétválasztjuk őket egymástól. A hőelvezető alátámasztásokat, szupportokat, melyek a próbatestet összekötik a koronggal, eltávolítjuk.

2.3. Hőkezelés

A 3D nyomtatást követően a próbatestek hőkezelésre kerülnek, melyet a gyártó határozott meg. A gyártó által megadott hőkezelés diagramja az **1. ábrán** látható. A hőkezelés három szakaszból áll: felhevítési, hőntartási és hűtési szakaszból.

A hőkezelendő alkatrész alakjának, méreteinek, anyagminőségének, valamint a hőkezeléssel előállítandó minőségi követelményeknek az ismeretében választható ki a megfelelő hőkezelő eljárás, és határozható meg a legfontosabb technológiai paraméterek, mint például a hevítési hőmérséklet, hűtési mód.



1. ábra. A gyártó által kiadott hőkezelési eljárás

3. Vizsgálatok

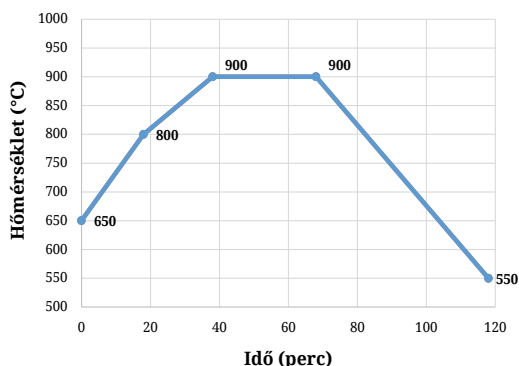
A gyártó által meghatározott hőkezelés során rideg szerkezetet kaptunk, ezért a kinyomtatott minták esetében törés is előfordult. Ezt követően kezdtünk el változtatni a hőkezelési eljárásán. Első körben a hőmérsékletet változtattuk. A **2. táblázatban** szereplő sorszámok a következőket jelentik. Az 1-es sorszám a gyártó által megadott hőkezelési menet, melynek maximális hőmérséklete 900 °C. A 2-es és 4-es sorszámmal jelölt hőkezelési menet maximális hőmérséklete 900 °C, a 3-as és 5-ös sorszámnál pedig 1050 °C. A 3-as és 5-ös sorszámnál az időket változtattuk meg, ahol mindhárom szakasz idejét megnöveltük. A változtatások során metallográfiai és tapasztalati adatokat használtunk fel.

2. táblázat. A kísérletek mechanikai tulajdonságai

Sorszám	Szakítószilárdság (Mpa)	Szakadási nyúlás (%)	Rugalmassági modulus (Mpa)
1	923	7,4	39 180
2	1041	7,2	47 362
3	1095	7,5	45 302
4	1003	16,06	33 804
5	1097	12,05	34 742

Az 1-es sorszámú hőkezelési eljárás a gyártó által kiadott hőkezelés. Az eddigi vizsgálatok alapján a 4-es sorszámmal sikerült elérnünk az eddigi legjobb eredményt, mellyel meg tudtuk növelni a szakadási nyúlást, ezáltal degradálódott a rugalmassági modulus, így sikerült csökkenteni a szerkezet ridegségét. A 4-es sorszámú hőkezelés diagramja a **2. ábrán** látható. Az 5-ös sorszámú hőkezelési eljárást 1050 °C-on végeztük el 118 percen keresztül, sok eltérés nem látható, viszont a felületen oxidáció lépett fel.

A mintákon ezt követően keménységméréseket végeztünk, melynek során Rockwell keménységmérési eljárást alkalmaztunk. A mintákon több ponton mértünk, így a **3. táblázat** az átlagértékeket tartalmazza. A táblázatból látható, hogy a 4-es sorszámú mintának a keménysége lett a legnagyobb. A 4-es sorszámú eljárás esetében mu-

Kobalt-Króm ötvözet**2. ábra.** Hőkezelés menete**3. táblázat.** A kísérleteknél mért keménységértékek

Sorszám	Keménység (HRC)
1	37,37
2	42,3
3	40,04
4	44,88
5	44,4

tatták a mért értékek a legkisebb szórást, a töb-
binél nagyobb eltéréseket mértünk. A kialakult
keménységértékek szórása további kutatásokat
eredményez.

4. Következtetések

A tanulmányban különböző hőkezelési eljárás-
sokat mutattunk be. Az volt a célunk, hogy kob-
balt-króm ötvözetből, additív gyártástechnológi-
ával készített próbatesteknek a mechanikai tulaj-
donságai minél jobban megfeleljenek a fogászati
előírásoknak. Rugalmassági modulusa degradáló-
dott, ami az anyag merevségéről nyújt informáci-
ót. Kutatásunk folytatódik, további hőkezeléseket
vizsgálunk.

Szakirodalmi hivatkozások

- [1] Davis J. R.: *Nickel, cobalt and their alloys*. Materials. Park (OH), ASM International, 2000.
- [2] Nasab M. B., Hassan M. R., Sahari B. B.: *Metallic biomaterials of knee and hip: a review*. Trends in Biomaterials and Artificial Organs, 24/2. (2010) 69–82.
<https://medind.nic.in/taa/t10/i2/taat10i2p69.pdf>
- [3] Malayoglu U., Neville A.: *Mo and W, as alloying elements in Co-based alloy: their effects on erosion-corrosion resistance*. Wear, 259. (2005) 219–229.
<https://doi.org/10.1016/j.wear.2005.02.038>
- [4] Monroy K., Delgado J., Ciurana J.: *Study of the pore formation on CoCrMo alloys by selective laser melting manufacturing process*. Procedia Engineering, 63. (2013) 631–369.
<https://doi.org/10.1016/j.proeng.2013.08.227>
- [5] Wataha J. C., Schmalz G.: *Dental alloys*. In: Biocompatibility of Dental Materials. (Szerk.: Schmalz G., Arenholt-Bindslev D.). Springer, Berlin, Heidelberg, 2009. 221–254.
https://doi.org/10.1007/978-3-540-77782-3_8
- [6] Kalpana S. Katti: *Biomaterials in total joint replacement*. Colloid Surface B: Biointerfaces, 39/3. (2004) 133–142.
<https://doi.org/10.1016/j.colsurfb.2003.12.002>
- [7] Hsu H. C., Lian S. S.: *Wear properties of Co-Cr-Mo-N plasma-melted surgical implant alloys*. Journal of Materials Processing Technology, 138. (2003) 231–235.
[https://doi.org/10.1016/S0924-0136\(03\)00077-3](https://doi.org/10.1016/S0924-0136(03)00077-3)
- [8] Okazaki Y., Gotoh E.: *Comparison of metal release from various metallic biomaterials in vitro*. Biomaterials, 26/1. (2006) 11–21.
<https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2004.02.005>
- [9] Lin H. Y., Bumgardner J. D.: *In vitro biocorrosion of Co-Cr-Mo implant alloy by macrophage cells*. Journal of Orthopaedic Research, 22/6. (2004) 1231–1236.
<https://doi.org/10.1016/j.orthres.2004.04.005>

- [10] Hsu R. W-W., Yang C.-C., Huang C.-., Chenb Y.-S.: *Electrochemical corrosion studies on Cr-Co-Mo implant alloy in biological solutions*. Materials Chemistry and Physics, 93/2-3. (2005) 531–538. <https://doi.org/10.1016/j.matchemphys.2005.04.007>
- [11] Eggbeer D., Ribb R., Williams R.: *The computer-aided design and rapid prototyping fabrication of removable partial denture frameworks*. Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H: Journal of Engineering in Medicine, 219/3. (2005) 195–202. <https://doi.org/10.1243/095441105X9372>
- [12] Dourandish M., Simchi A., Godlinski D.: *Rapid Manufacturing of Co-Cr-Mo Implants by Three-Dimensional Printing Process for Orthopedic Applications*. Iranian Journal of Pharmaceutical Sciences, 4/1 (2008) 31–36. <https://pdfs.semanticscholar.org/9eef/39e3f5ccb9b96171911b399044c201b66f12.pdf>
- [13] Bertol L. S., Júnior W. K., da Silva F. P., Kopp C. A.: *Medical design: Direct metal laser sintering of Ti-6Al-4V*. Materials & Design, 31/8. (2010) 3983–3988. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2010.02.050>
- [14] Senthilkumaran K., Pandey P. M., Rao P. V. M.: *Influence of building strategies on the accuracy of parts in selective laser sintering*. Materials & Design, 30/8. (2009) 2946–3294. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2009.01.009>
- [15] Takaichi A., Nakamoto T., Jokod N., Numorab N., Tsusumib Y., Migita S. et al.: *Microstructures and mechanical properties of Co-29Cr-6Mo alloy fabricated by selective laser melting process for dental applications*. Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials, 21 (2013) 67–75. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.01.021>
- [16] Nan X., Xian-Zhen X., Jie C., Bin W.: *Metal-ceramic bond strength of Co-Cr alloy, fabricated by selective laser melting*. Journal of Dentistry, 40/6. (2012) 453–457. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2012.02.006>
- [17] Davis J. R. (Ed.): *Cobalt-Base Alloys*. In: Handbook of Materials for Medical Devices. ASM International, Ohio, 2003. 31–37.