



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Gépészmérnöki Kar



Anyagtudomány és Technológia Tanszék

# Nitinol sztentek kémiai maratása

**TDK munka**

Készítette: **Katona Bálint**  
LP19X0

Konzulensek: **Dr . Bognár Eszter**  
egyetemi adjunktus  
**Nagy Péter**  
PhD-hallgató

2011



## Tartalom

|                                                  |    |
|--------------------------------------------------|----|
| Köszönetnyilvánítás.....                         | 2  |
| A témaspecifikus kifejezések magyarázata .....   | 2  |
| 1. Bevezetés.....                                | 3  |
| 1.1. A szív- és érrendszer .....                 | 4  |
| 1.2. Az angioplasztika eszközei – a sztent ..... | 6  |
| 2. Célkitűzések .....                            | 10 |
| 3. Témaorientált irodalom áttekintése.....       | 11 |
| 4. Kísérleti munka.....                          | 12 |
| 4.1. Lézersugaras vágás.....                     | 12 |
| 4.2. Kémiai maratás .....                        | 14 |
| 4.3. Kutatómunka .....                           | 17 |
| 4.3.1. Bordaszélesség változása.....             | 17 |
| 4.3.2. Bordaprofil változása.....                | 21 |
| 4.3.3. Felületi minőség vizsgálata .....         | 24 |
| 4.3.4. A tömeg csökkenésének vizsgálata .....    | 27 |
| 5. In vivo környezetben végzett vizsgálat .....  | 28 |
| 6. Összefoglalás .....                           | 29 |
| 7. További kutatási tervek.....                  | 30 |
| Irodalomjegyzék.....                             | 31 |
| Képek, illusztrációk hivatkozásai .....          | 32 |
| Melléklet.....                                   | 33 |
| Nyilatkozat .....                                | 36 |

## Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnék hálás köszönetet mondani konzulenseimnek, Bognár Eszternek és Nagy Péternek a munkám során nyújtott segítségükért.

Köszönöm Stefán Gábornak a lézersugaras vágás során nyújtott és Dobránszky Jánosnak a kivonatokhoz és a poszterekhez nyújtott segítségét. Köszönöm Lengyel Ákosnak a munkám során folyamatosan nyújtott segítségét valamint Hirschberg Kristófnak és orvos kutatócsoportjának közreműködését.

Köszönöm családomnak és páromnak, hogy mindvégig mellettem álltak és segítették munkámat.

A munka szakmai tartalma kapcsolódik a "Minőségorientált, összehangolt oktatási és K+F+I stratégia, valamint működési modell kidolgozása a Műegyetemen" c. projekt szakmai célkitűzéseinek megvalósításához. A projekt megvalósítását az Új Széchenyi Terv TÁMOP-4.2.1/B-09/1/KMR-2010-0002 programja támogatja.

## A témaspecifikus kifejezések magyarázata

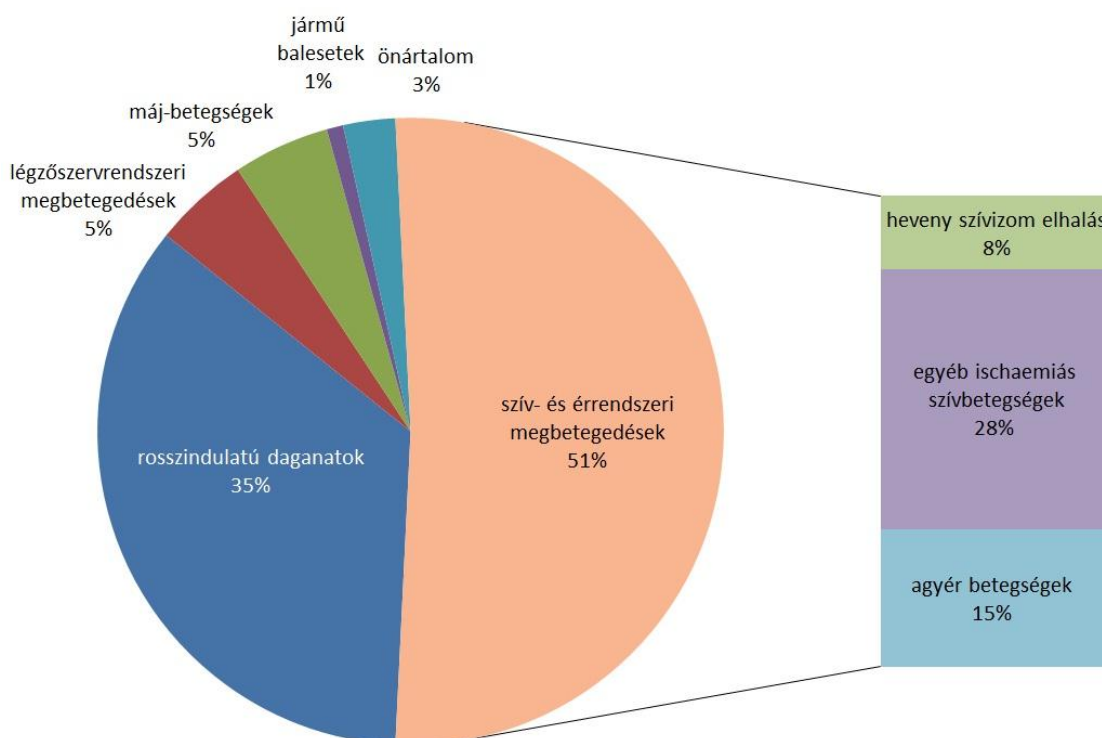
|                       |                                                                     |
|-----------------------|---------------------------------------------------------------------|
| angioplasztika        | a beszűkült erek helyreállítására szolgáló eljárás                  |
| implantáció           | beültetés                                                           |
| in vitro              | az élő szervezeten kívül (végzett vizsgálat)                        |
| in vivo               | az élő szervezetben (végzett vizsgálat)                             |
| sztent, értágítóbetét | hálós szerkezetű implantátum, amely az érfalat belülről támasztja   |
| resztenózis           | az érszakasz újbóli beszűkülése                                     |
| nitinol               | alakemlékező tulajdonsággal rendelkező nikkel-titán ötvözet         |
| perifériás erek       | csonttal nem védett erek (végtagok erei, nyaki verőér)              |
| 316L                  | auszteniites korrózióálló acél                                      |
| L605                  | kobalt-króm ötvözet                                                 |
| indeflátor            | fiziológiás sóoldat pumpálására szolgáló orvostechnikai segédeszköz |
| heparin               | véralvadásgátló, $C_{12}H_{19}NO_{20}S_3$                           |
| sirolimus             | sejtnövekedést gátló szer, $C_{51}H_{79}NO_{13}$                    |
| everolimus            | sejtnövekedést gátló szer, $C_{53}H_{83}NO_{14}$                    |

Dolgozatomban, annak témája miatt, sok orvosi és latin szó szerepel. Ezeket dőlt betűvel vagy a magyar megfelelőjüket követően zárójelben, dőlt betűvel tüntetem fel.

## 1. Bevezetés

A XX. században a tudomány és technológia rohamos fejlődése elősegítette – többek között- az olyan tudományterületek, tudományágak fejlődését, amelyek az emberi életminőség javítását, az emberi élet hosszának kitolását szolgálják. A biokompatibilis anyagok fejlődésével kiszélesedett az implantátumok felhasználási köre, ezen felül javultak azok minőségbeli, élettartambeli tulajdonságai. Ezek a különféle implantátumok megoldásként szolgálnak egy esetleges baleset vagy betegség okozta károsodás, elváltozás esetében.

Kevesek előtt ismeretes az a tény, hogy napjainkban a vezető halálozási okok valamilyen szív- és érrendszeri betegségre vezethetőek vissza (1. ábra.). Ezek a megbetegedések elsősorban az idősebbeket veszélyeztetik, azonban genetikai tényezők és helytelen életmód esetén ez fiatalabb korban is bekövetkezhet. A dohányzás – mint fő veszélyességi faktor - a testmozgás mellőzése, a helytelen táplálkozás, a stressz, az elhízás, a magas vérnyomás és nem utolsósorban az örökletes hajlam tehát mind növeli az ilyen betegségek kialakulásának valószínűségét.



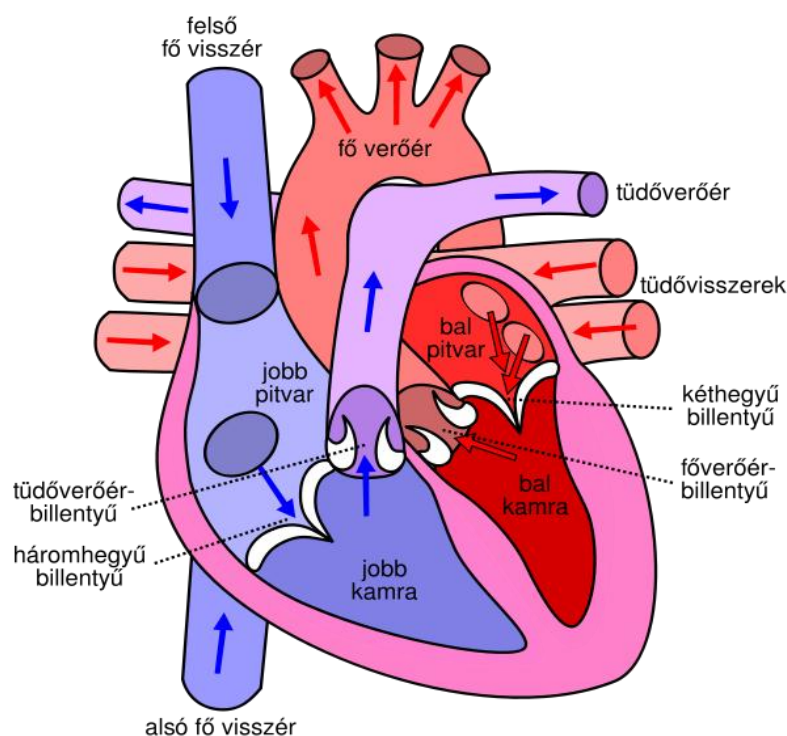
1. ábra. Főbb halálozási okok Magyarországon (2010-es adatok alapján) [1]

A szív- és a keringési szervrendszer védelmére ezért kitüntetett figyelmet kell szentelnünk, emellett az ilyen betegségeket megelőző eljárások, módszerek fejlesztésének fontosságára nagy hangsúlyt kell fektetnünk. Ezek betartásával az ilyen megbetegedések és az ezáltal okozott halálesetek aránya visszaszorítható.

A következő fejezetben bemutatom az emberi szív- és érrendszer anatómiai felépítését, valamint ezek leggyakoribb betegségeit.

### 1.1. A szív- és érrendszer

A testünk „motorjaként” ismert szív szervezetünk legkitartóbb szerve. Percenként átlagos 72-szeri összehúzódásával folyamatos áramlásban tartja testünkben áramló 5-6 liter vérünket. A szív anatómiai felépítését láthatjuk a 2. ábrán. A szív két pitvarból (*atrium*) és két kamrából (*ventriculus*) áll. A pitvarok szolgálnak a szívbe bejövő vénákból érkező vér fogadására és továbbítására a kamrák felé. A kamrák funkciója a vér kipumpálása a szívből kilépő artériákba. A pitvarok és a kamrák izomzatát a szív rostos váza (*anulus fibrosus*) választja el, míg a két pitvart a köztük levő sөvény (*septum interatriale*), ami a kamrák között is megtalálható (*septum interventriculare*). A sөvény a pitvarok között vékony, a kamrák között izmos. A pitvarok és a kamrák közti szájadékokban vitorlás (*cuspidalis*) szívbillentyűk helyezkednek el, melyek meggátolják a vér visszafele történő áramlását. Ehhez hasonlóan billentyűk vannak a kamrákból kilépő nagyerek eredésénél is, ezek az úgynevezett félhold alakú (*semilunaris*) billentyűk [2,3,4,5].

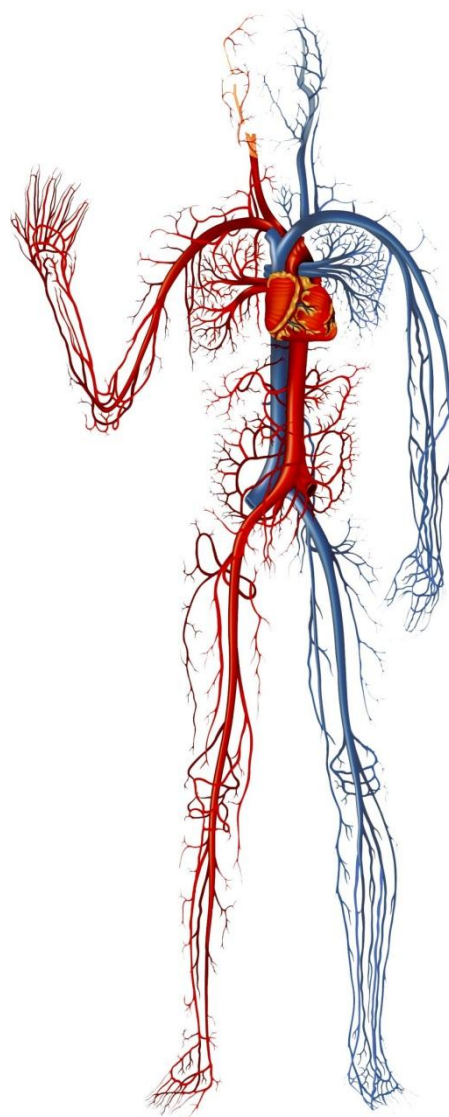


2. ábra. A szív anatómiai felépítése {1}

A szívet az aorta billentyű elülső jobb és bal tasakjai felett eredő koszorús artériák (*arteria coronaria dextra et sinistra*) látják el oxigéndús vérrel. Vénás vérét a *sinus coronarius* vezeti el a jobb pitvarba. A szívizomzat oxigén és tápanyagellátása életbevágóan fontos, mivel a szív az élet során folyamatosan működik és energiaigényét csak oxigén jelenlétében képes megfelelően kielégíteni (aerob anyagcserét folytat). A szív vénás vérének oxigéntelítettsége mindössze 25%-os, az oxigén parciális nyomása pedig 20 Hgmm körüli. Ez nagyon magas oxigén kihasználást jelent, a szív gyakorlatilag nyugalomban is az oxigénhiány (*hypoxia*) határán dolgozik. Amennyiben az oxigénigénye megnő, azt csak a vérátáramlás hatékony emelésével képes fedezni, ezért a szívet ellátó koszorús erek épsége rendkívül fontos [2],[5].

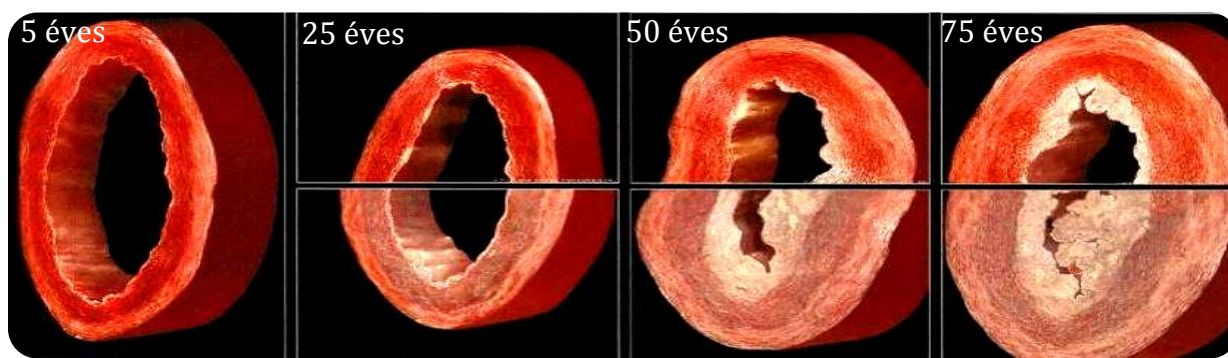
Az egész testünket behálózó érrendszerünk központi szerepet játszik a szív által keringtetett vér, sejtekhez való eljuttatásában (3. ábra). A szívtől távolodva az erek átmérője csökken, így biztosítva az áramláshoz szükséges nyomást. Az erek három nagy csoportját különböztetjük meg a verő-(*arteria*), a gyűjtő-(*vena*) és a hajszálereket. A verőerek (*arteria*) a szívből erednek bennük oxigén dús vér áramlik, a gyűjtőerek (*vena*) a szívbe menő elhasználódott vért gyűjtik össze és szállítják, a hajszálerek pedig vékony falaikon keresztül az oxigén és a szén-dioxid kicserélődését biztosítják [2],[5].

A verőerek falszerkezeténél megkülönböztetjük az ér belső rétegét, vagy érbelhártyát, a középső réteget, amelyet simaizomszövet alkot, és a külső réteget, amelyet rugalmas kötőszövetes rostok alkotnak. A gyűjtőerek falszerkezet változatos, hasonlóan a verőerek falához, itt is megtaláljuk a fenti három réteget, azonban a gyűjtőereknél a középső simaizomréteg jóval vékonyabb. A gyűjtőereken belül (elsősorban a végtagok gyűjtőereiben) zsebes billentyűket találunk, melyeknek szerepe a gyűjtőeres keringés elősegítése, a vér visszaáramlásának a megakadályozása. A hajszálerek falát egyetlen sejtréteg alkotja, melyen keresztül az oxigén és a széndioxid, illetve a tápanyagok és bomlástermékek cseréje történik. [6].



3. ábra: Az érrendszer {2}

Az oxigén sejtekhez való eljutása nélkülözhetetlen, mivel ennek hiányában azok károsodhatnak, huzamosabb oxigénhiány esetében pedig el is halhatnak. Ezért a belső sejtfal (*endothel*) simaságának biztosítása kitüntetett fontosságú, mivel csak így érhető az akadálymentes áramlás. Emiatt fontos a lerakódások, az úgynevezett plakkok keletkezésének elkerülése, megakadályozása. Ezek létrejötte egészséges életmóddal visszaszorítható, azonban az idő előrehaladtával akaratlanul is jelentkező folyamat. A 4. ábra sejt metszeteket láthatunk, ahol megfigyelhető a különböző életkorban tapasztalható lerakódások mértéke. Az felső ábrásor egy egészséges, az alsó ábrásor pedig egy egészségtelen életmódot folytató ember sejtfalán keletkező plakkok mértékét mutatja be.



4. ábra: A sejt falon képződő plakkok mennyiségének idő és életmódbeli változása {3}

Egy ilyen szűkület lecsökkenti a vér áramlási sebességét, valamint megnöveli az ér elzáródásának valószínűségét, ami adott esetben a páciens halálhoz vezethet. Amennyiben egy ilyen elzáródás a szívhez vezető koszorúérben (*coronaria*) történik, akkor a szív izomzatának része nem jut megfelelő mennyiségű oxigénhez, így megváltozik azok anyagcseréje. Az ilyen állapot tartós fennmaradása esetén – az elzáródástól számított 6 óra- ezek a szívizom sejtek elhalnak, amely akár a szív teljes leállását eredményezheti. Amennyiben az agyat vérrel ellátó érben (*carotis*) történik ilyen elzáródás, akkor az az úgynevezett stroke kialakulásához vezet [4],[5].

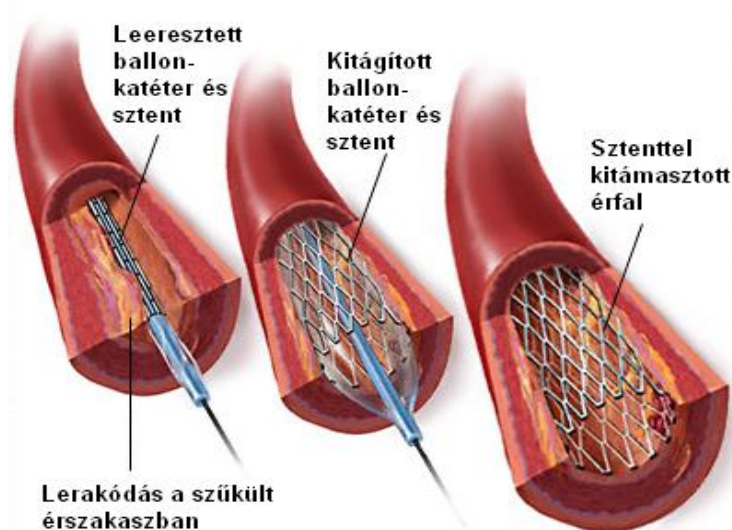
A következőkben bemutatom egy szűkült érszakasz kitágításának egy lehetséges módját, amellyel sikeresen elkerülhetőek az előbb említett károsodások.

## 1.2. Az angioplasztika eszközei – a sztent

Az angioplasztika a szűkült érszakaszt helyreállító eljárások összefoglaló neve. Több eljárás ismeretes: a szűkült érszakasz ballonnal való tágítása, bypass műtét, sztent alkalmazása és egyéb speciális módszerek. Dolgozatom témáját szem előtt tartva, csak a sztentek megoldást taglalom részletesen [11],[12].

A sztent egy bio- és hemokompatibilis fémháló, amely a szűkült érszakaszt belülről kitágítva teszi lehetővé a vér akadálymentes áramlását. (5. ábra). Beültetése – a szűkült érszakasz helyétől függően – általában a combi vagy a nyaki verőéren (*arteria*) át történik. Előzetesen a páciens vérébe a röntgensugaras láthatóságot biztosító anyagot juttatnak. Az implantátum, amennyiben az anyaga röntgensugár alatt nem látható, jelölő markerekkel van ellátva. Ezzel a műtétet végző szakorvos a műtét közben a monitoron megjelenő röntgenkép segítségével tudja elhelyezni és pozícionálni a sztentet [8],[9].

A biológia összeférhetőségen túl fontos a sztent szövettel érintkező felületének egyenletessége. Durva felületi minőséggel rendelkező implantátum a vele közvetlenül érintkező szövetet ingerli, a szervezet nem fogadja azt be, így immunreakciót fog kiváltani. Sztentek esetében nem ritka a resztenózis, vagyis a kitágított érszakasz újbóli összeszűkülése. Ekkor az implantátumot körbevevő szövet azt benövi, így nem tekinthető sikeresnek a beavatkozás. Gyakori módszer a sztent szövettel érintkező részét valamilyen „szervezet-barátabb” polimerrel bevonni, ezzel csökkentve a komplikációk valószínűségét. Bizonyos esetekben ebbe a polimer bevonatba sejtnövekedés gátlót (heparin, sirolimus, everolimus) tesznek, a resztenózis kialakulásának valószínűségének csökkentése érdekében.

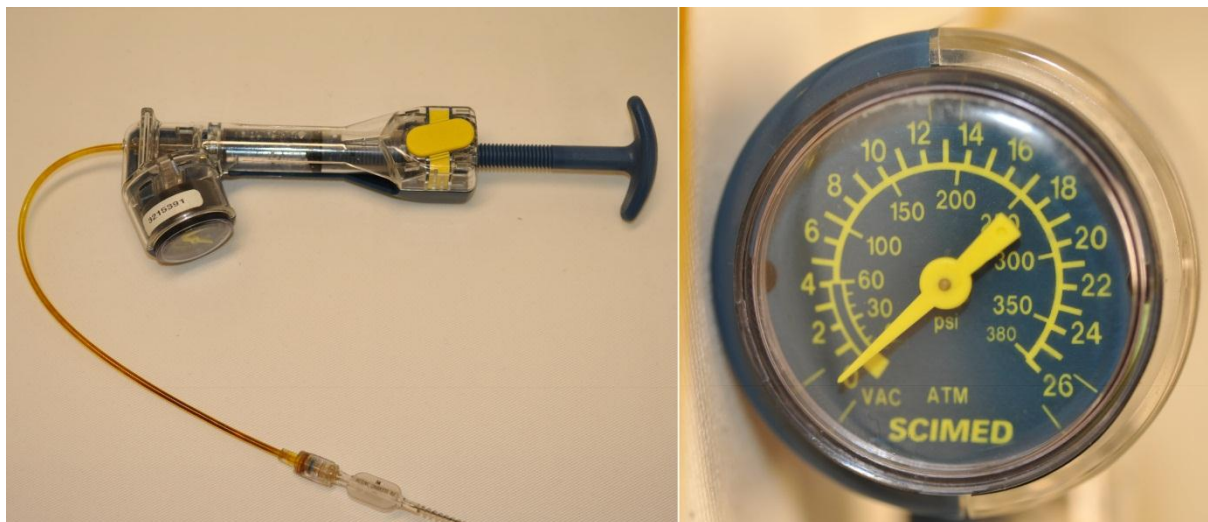


5. ábra. Értágító sztent [4]

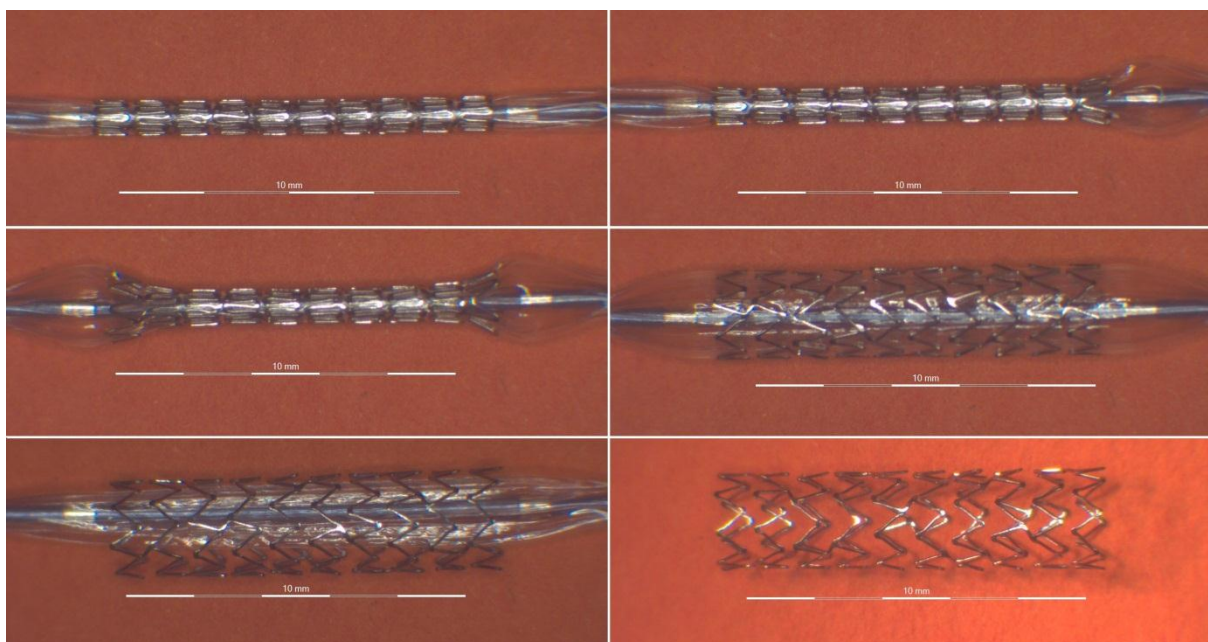
A tágítandó értől függően a sztentek két nagy csoportját különböztetjük meg. Az egyik az úgynevezett „ballonnal tágítható” sztentek, amelyek anyaga általában 316L ausztenites korrózióálló acél, L605 Co-Cr, Mg-ötvözet ötvözet vagy Pt-Cr ötvözet [10]. Ezeket a sztenteket leggyakrabban szív körüli erekben alkalmazzák. Itt a csontok védelme miatt nem kell tartani attól, hogy sztentet külső erő éri, amely hatására a sztent maradandó deformációt szenvedne. Ezeket a sztentek egy ballon segítségével tágítják fel. A biológiai összeférhetőség növelése érdekében gyakran alkalmaznak valamilyen polimer bevonatot. Egyes esetekben ebbe a bevonatba valamilyen hatóanyagot (heparin,

sirolimus, everolimus) is raknak, amely a szervezet által kiváltott immunreakciók csökkentését segíti [11].

Az ilyen sztentek feltágítását a ballonba pumpált fiziológiás sóoldat segítségével teszik meg a műtétet végző orvosok. Ezt egy indeflátorral végzik, amely kijelzőjén a kívánt nyomásig, így a kívánt méretig tágítják a sztentet (6. ábra.). Egy Pt-Cr sztent tágítási folyamatát a 7. ábrán láthatunk.



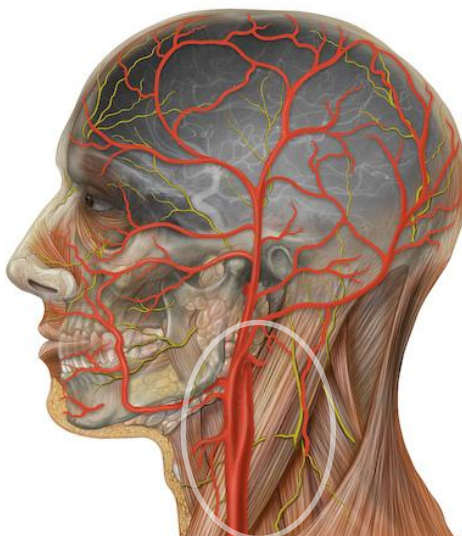
6. ábra. Az indeflátor és kijelzője



7. ábra. Egy Pt-Cr sztent tágítási folyamata

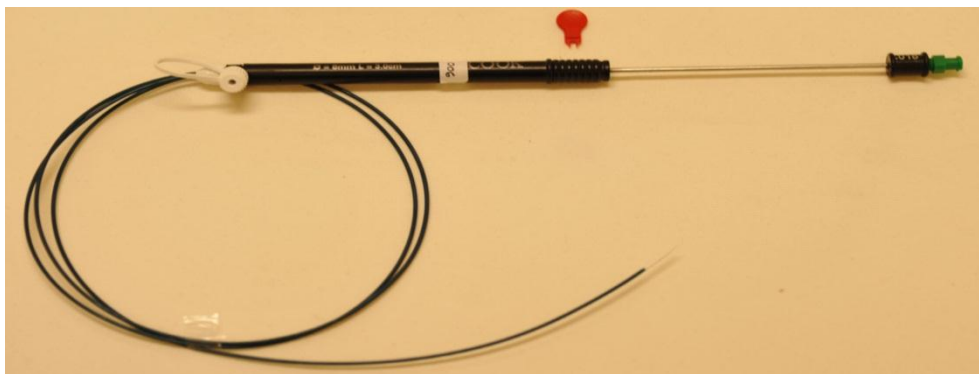
A másik nagy csoport az úgynevezett „öntáguló” sztentek csoportja. Ezeket általában perifériás, azaz csonttal nem védett ereken alkalmazzák. Ezeknél a sztenteknél a biológiai összeférhetőségen túl további követelmény a nagyfokú rugalmasság, mivel ezeket az implantátumokat érheti külső erő, aminek hatására deformálódnak. A 8. ábra.

a nyaki verőeret (*carotis*) mutatja, ahol akár egy nyakkendő meghúzása is az ér összenyomódását eredményezi. Rugalmasság hiányában a deformációt kiváltó erő megszűnése után a sztentek nem nyernék vissza eredeti alakjukat, így nem tudnák betölteni értágító funkciójukat. Ezért az ilyen típusú sztenteket valamilyen alakemlékező ötvözetből készítik el. Ilyen célra alkalmas anyagok többek között a nikkel-titán, az úgynevezett nitinol ötvözet, Nb-ötvözet vagy Ta-ötvözet [13].



8. ábra. Nyaki verőér (*carotis*) {7}

Ezeket a sztenteket a ballonos tágításúakkal ellentétben nem ballonnal tágítják, hanem saját alakemlékező tulajdonságukat használják ki a feltágulás eléréséhez. Ezen mechanizmus működését a 9. ábra, 10. ábra és 11. ábra mutatja.



9. ábra. Egy nitinol sztent katétere



10. ábra. Egy nitinol sztent katétere



11. ábra. A csőből kinyomódó sztent feltágulása

A rúd benyomásával az ellenkező oldalon lévő katéter vég kitolása érhető el, amelyen egy fém ütköző (piros körrel jelölt) segítségével egyúttal az összeszorított állapotban lévő sztentet is a vezető cső vége felé tolja. Ezt elérve megszűnik a cső szorító ereje, így az implantátum vissza tudja nyerni eredeti alakját, vagyis kitágul.

Gyártásmód szerinti csoportosításról is beszélhetünk, ekkor ugyancsak két csoportot különböztetünk meg. Az egyik nagy csoport a hegesztett sztentek csoportja. Ekkor huzalok egymásra fektetésével és azok ponthegesztésével alakítható ki a kívánt hálós szerkezet. Ezen technológia előnye, hogy az így készített sztentek csekély utókezelést igényelnek. Hátránya viszont, hogy korlátokat állít mind az anyag, mind pedig a méret tekintetében. A másik nagy csoport a lézervágott sztentek. Ennél a technológiánál lézersugár segítségével egy csőből vágják ki a kívánt mintázatot. Ezen eljárás előnye, hogy nagyobb szabadságot enged mind a méretek, mind pedig a kivágandó mintázat tekintetében. Hátránya viszont, hogy utómunkálatokat igényel a keletkezett sorja, és anyagbeli elváltozások miatt [14],[15].

## 2. Célkitűzések

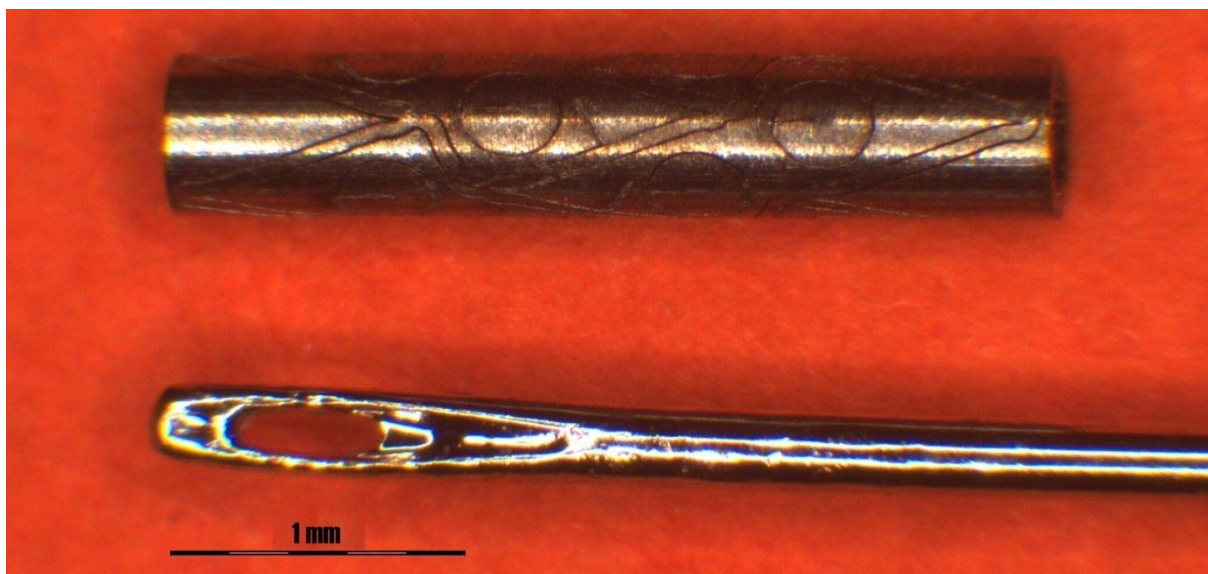
A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Anyagtudomány és Technológia Tanszékén már több mint 12 éve folynak orvostechnikai kutatások.

A tanszéken 2010 szeptemberében indult egy új kutatási irány, amelynek keretében olyan sztentek fejlesztése és gyártása a cél, amelyek patkányok nyaki artériájába implantálhatóak és a felületi, illetve egyéb jellemzőinek a változtatásával meghatározható, hogy az ér visszaszűkülését mely paraméterek és hogyan befolyásolják. Ezen implantátumok alapanyagaként egy nikkel-titán, úgynevezett nitinol ötvözetet használunk. TDK munkám ennek a kutatásnak egy műveleti fázisa, nevezetesen a nitinol sztentek kémiai maratása.

A kutatómunkánk egyik nehézsége, hogy az általunk használt alakemlékező anyagról, vagyis a nitinolról, az abból készült sztentek készítési folyamatáról, és az egyes eljárásokban tapasztalt viselkedéséről nagyon kevés irodalom található. Ennek fő oka, hogy ennek az anyagnak az ilyen célú felhasználása nem tekint vissza nagy múltra.

A kutatás során együttműködő partnerünk egy heidelbergi orvos-kutatócsoport, akik a patkányok nyaki érébe ültetik a mintákat és szövettani vizsgálatokat is végeznek.

Ezeknek az ereknek az átmérője körülbelül tizede az emberi nyaki ütőér átmérőjének, így ehhez mérten a kifejlesztett és legyártott sztentek is jóval kisebbek (12. ábra), mint egy emberbe beültetendő értágító implantátum.



12. ábra. Az általunk készített sztent méreteinek demonstrálása egy közönséges varrótűvel

Kutatómunkám célja tehát a tanszéken nitinol ötvözetből készített sztentek maratási fázisának reprodukálható, biztonságos megvalósítása, és az optimális maratási paraméterek, elsősorban a maratás optimális idejének meghatározása.

### 3. Témaorientált irodalom áttekintése

A nikkel-titán ötvözet alakemlékező tulajdonságnak felfedezése az 1962-es évre tehető. Ekkor bukkantak rá az Amerikai Egyesült Államok tengerészeti kutatóintézetében Buechler és társai ennek az ötvözetnek a különleges alakemlékező tulajdonságára. A nitinol nevet a Nikkel Titanium Naval Ordnance Laboratory angol szavakból rakták össze [16].

Az alakemlékező tulajdonság egy ausztenit-martenzit fázisátalakulásnak köszönhető, amely hőmérséklet, bizonyos esetekben pedig külső erő hatására jön létre. Nitinol ötvözet esetében két fő típusról beszélhetünk: az egyutas és a kétutas alakemlékező tulajdonságról [17]. Az egyutas alakemlékező tulajdonsággal rendelkező nikkel-titán ötvözeteket egy bizonyos hőmérséklet alá lehűtve azokat képlékenyen tudjuk alakítani. Ezután azt ezen hőmérséklet fölé melegítve visszanyeri eredeti alakját. Olyan ötvözetekkel is találkozhatunk, amelyeknél a visszaalakulás irreverzibilitása miatt az anyag némi maradó deformációt szenved, azonban ez egy idő után telítődik, amivel egy újabb alak „betanítása” lehetséges. Ez az úgynevezett kétutas alakemlékező tulajdonság [18].

Ez az anyag számos új lehetőséget kínált fel a kutatók számára, annak alkalmazása terén, azonban értégtő implantátumként való alkalmazása csak az 1990-es évektől volt megfigyelhető. Az anyag bio- és hemokompatibilitása megengedte annak szervezetbe való implantálását, alakemlékező tulajdonsága pedig az olyan erekben való alkalmazását, ahol az ausztenites acél vagy más nem alakemlékező anyagból készült sztent nem felelne meg az adott rugalmassági követelményeknek.

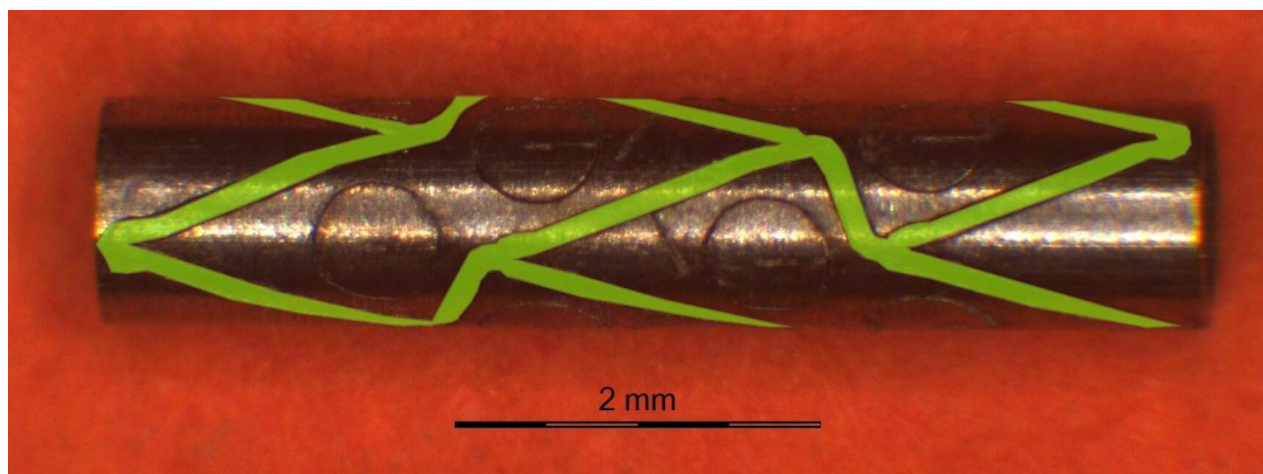
Az ilyen nikkeltitán ötvözetből készített sztentek gyártásának első lépcsője egy lézersugaras vágás. Ezután a keletkező sorja, a durva felületi minőség, valamint a vágási egyenetlenségek megszüntetése céljából azokat kémiai maratásnak kell alávetni [19],[20].

Shabalovskaya és társai által végzett kísérletekben ilyen nikkeltitán ötvözetet és annak a különböző kezelésekre adott válaszát vizsgálták. Úgy találták, hogy a kémiai maratáshoz a hidrogén-fluorid és salétomsav vizes oldatát használva elérhetik a kívánt hatást, vagyis a vágás során keletkező sorja eltüntetését és a finomabb felületi minőség elérését. Továbbá sikeresen csökkentették a felületen lévő nikkeltartalmat, amelyet vízben forralás, hőkezelés és a kémiai maratás alkalmazásával értek el. Az esetleges kioldódó nikkelt a szervezetben toxikus reakciókat válthat ki, amely a test immunreakcióit vonzza magával [21],[22].

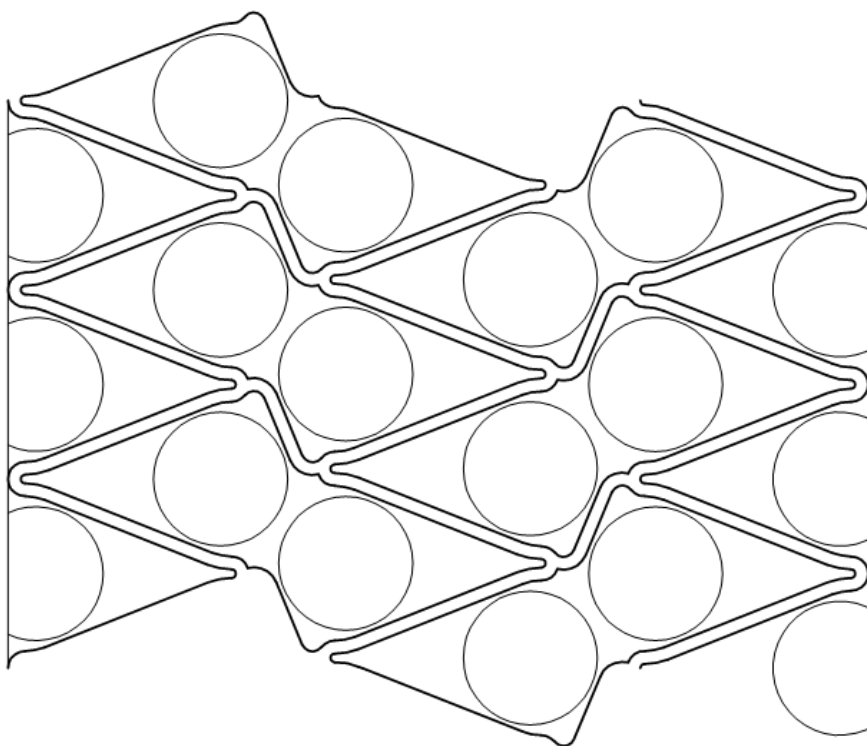
## 4. Kísérleti munka

### 4.1. Lézersugaras vágás

A sztentek gyártásának első lépcsője a kívánt hálós szerkezet létrehozása. Az általunk elkészíteni kívánt sztent méreteiből adódóan ezt lézersugaras vágással értük el. Kísérleteinkhez egy 1,041 mm belső átmérőjű és 0,1 mm falvastagságú nitinol csövet használtunk. Ebből egy Nd:YAG (neodímmal adalékolt ittrium-alumínium-gránát) szilárdtest lézert segítségével vágtuk ki a tervezett mintázatot (13. ábra és 14. ábra). A lézer vágási mechanizmusa, azon alapszik, hogy a neodímmal adalékolt ittrium-alumínium-gránát kristályból gerjesztés hatására egy koherens, monokromatikus (1064nm hullámhosszúságú) lézersugár lép ki. Ez a vágandó munkadarabbal érintkezve, az érintkezés helyén lokálisan felmelegíti és megolvasztja az anyagot. A lézersugaras vágás során alkalmazott védőgáz ezt az ömledéket kifújja a vágás részéből, így hozva létre a vágott felületet [23],[24].



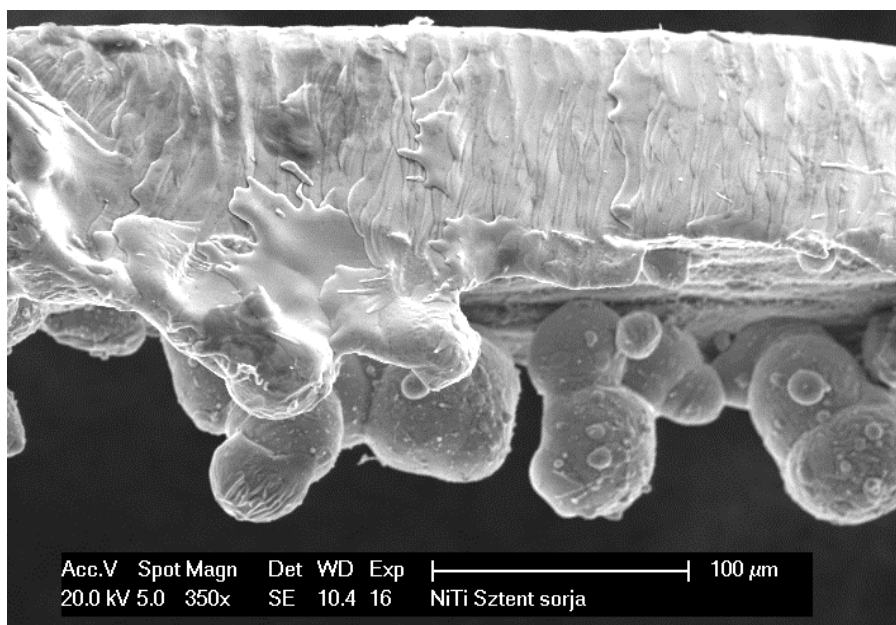
13. ábra. Az általunk készített sztent mintázata a valóságban és síkba terítve



14. ábra: Az általunk készített sztent mintázata a valóságban és síkba terítve {5}

A vágás minőségét számtalan paraméter határozza meg, amelyek előzetes optimalizálásával megfelelő vágás érhető el (Melléklet: 1. táblázat) [23],[24].

Az optimális paraméterekkel való vágás ellenére a sztenten sorja keletkezett, valamint nem esett ki maradéktalanul minden darab (15. ábra). Ezzel az implantátum nem tesz eleget az élő szervezetbe való beültethetőség kritériumainak, így azokat kezelni kell. Ez indokolja a következő alfejezetben részletesen bemutatott kémiai maratás szükségességét.



15. ábra. Az lézersugárral kivágott mintán keletkező sorja

## 4.2. Kémiai maratás

A kémiai maratás egy olyan felületkezelő eljárás, amely során a kezelendő munkadarabot nem éri semmilyen külső mechanikai vagy elektromos energia. Így ezzel az eljárással akár nagyon kis minták is kezelhetőek. Esetünkben a kis méretek miatt ez az egyetlen szóba jövő eljárási módszer a lézersugaras vágás során keletkezett sorja eltüntetésére.

A kémiai maratás során a kezelendő anyag és az alkalmazott maratópác, amely minden anyag esetében más, kémiai reakcióba lép egymással. Ennek eredményeképp a kezelendő darabunk felületén lévő atomok és a maratópác komponensiből egy új vegyület képződik, amely egyúttal a munkadarabunk „fogyását” eredményezi. A kémiai maratás intenzitását a következő paraméterek befolyásolják: maratás időtartama, maratószer típusa, a marandó anyag típusa és a maratószer hőmérséklete.

Kísérleteimhez sósavból és salétromsavból álló maratópácot alkalmaztam. Ez egy általánosan használt maratószer, amely nem igényel különleges biztonsági felszereléseket, ellentétben a hidrogén-fluorid tartalmú maratószerrel (a hidrogén-fluorid ugyanis a bőrre kerülve nem okoz szúró, égő érzést így nem feltűnő annak bőrre jutása. A bőrön át egészen a csontig bediffundálva ott fejti ki hatását, nevezetesen a csont kalcium tartalmával lép reakcióba). Kísérleteimhez továbbá ultrahangos tisztító berendezést is alkalmaztam (16. ábra). Ez a maratás közben a ki nem esett darabok, valamint a sorja leesését segítette elő. A maratáshoz a maratópácot egy műanyag főzőpohárba öntöttem, amelyet ezután a vízzel teli ultrahangos tisztító berendezésbe helyeztem. Ezzel a tisztító berendezés fém kádjának maratószerrel való érintkezését, így annak károsodását akadályoztam meg.

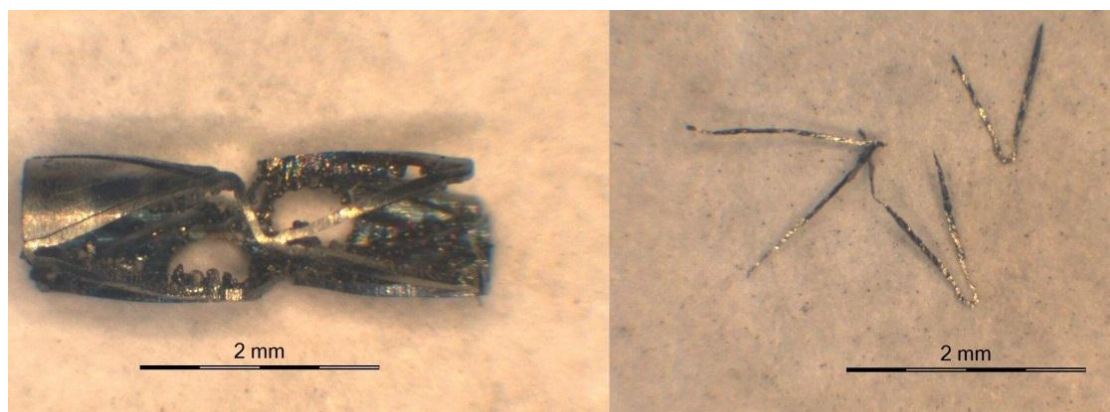
A maratás legfontosabb paramétere maga a maratás időtartama, így elsődleges célom ennek meghatározása volt. Ezt kísérleti úton, különböző ideig maratott sztentek különböző vizsgálataival állapítottam meg.



16. ábra. A kémiai maratáshoz használt berendezés

A maratást akkor tekintettem sikeresnek, ha a lézersugaras vágás során keletkezett sorja maradéktalanul eltűnt, a segédvágások maradéktalanul kiestek, valamint a sztent nem szenvedett olyan károsodást, amely kizárná azt a további felhasználásból.

Előzetes kísérleteim alapján a maratás idejét 180 és 300 másodperc között változtattam. Ezt az indokolja, hogy 180 másodpercig tartó maratás alatt a sztentről nem tűntek el a lézersugaras vágás során keletkezett sorja, 300 másodpercig tartó maratás fölött pedig a sztent nagyfokú károsodásokat szenved. A 17. ábrán ilyen sztenteket láthatunk [25].



17. ábra. 180 másodperc alatt (bal) és 300 másodperc fölött (jobb) maratott sztent

A 180 és 300 másodperc között 20 másodperces lépcsőkben változtattam a kémiai maratás hosszát. Ezt az indokolja, hogy a kisebb lépték választása esetén jóval több sztentre lenne szükség a kísérletek elvégzéséhez. Nagyobb lépték választása esetén pedig esetlegesen „átugorhatnánk” az optimális maratási időt. Ezen megfontolás alapján kísérleteimhez 21 darab sztentet használtam fel, amelyeket 7 csoportba rendeztem. Az azonos csoportban lévő implantátumokat azonos ideig marattam, így meg tudtam figyelni a kémiai maratás reprodukálhatóságát. A csoportok és az azokhoz tartozó maratási időket az 1. táblázat mutatja.

| Minta sorszáma     | 1   | 2 | 3 | 4   | 5 | 6 | 7   | 8 | 9 | 10  | 11 | 12 | 13  | 14 | 15 | 16  | 17 | 18 | 19  | 20 | 21 |
|--------------------|-----|---|---|-----|---|---|-----|---|---|-----|----|----|-----|----|----|-----|----|----|-----|----|----|
| Csoport sorszáma   | 1   |   |   | 2   |   |   | 3   |   |   | 4   |    |    | 5   |    |    | 6   |    |    | 7   |    |    |
| Maratási idő (sec) | 180 |   |   | 200 |   |   | 220 |   |   | 240 |    |    | 260 |    |    | 280 |    |    | 300 |    |    |

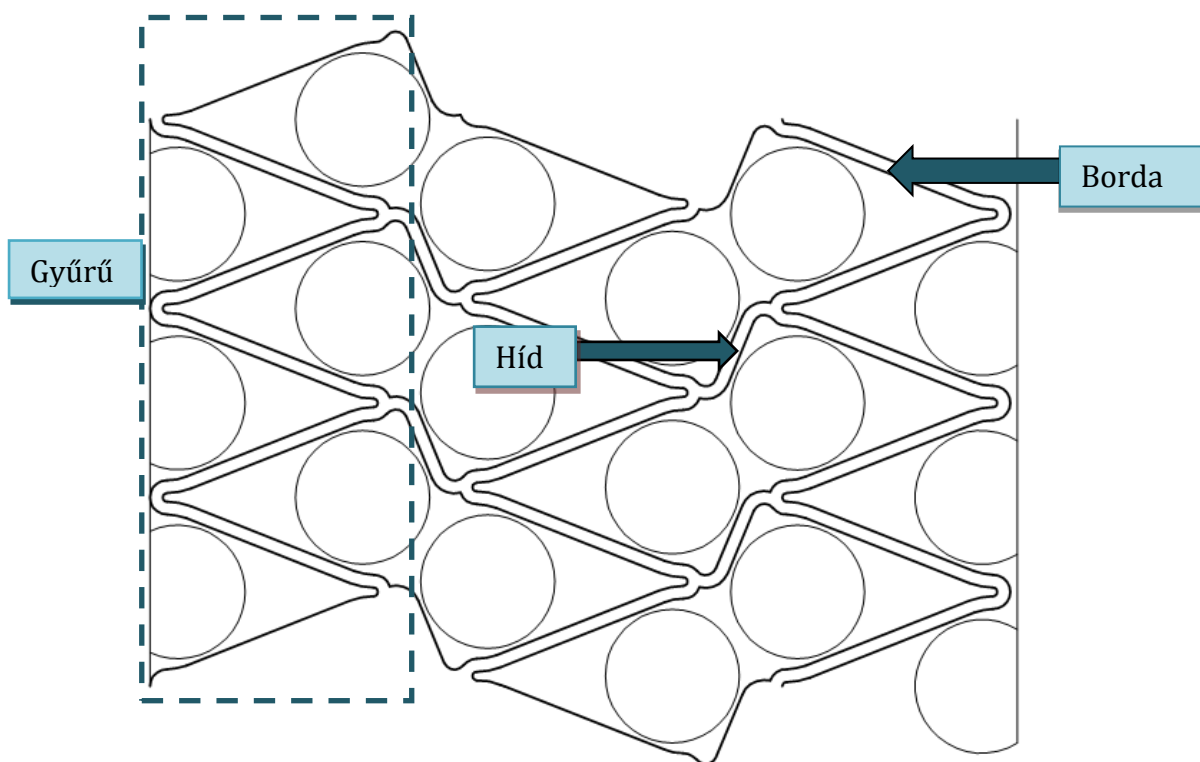
1. táblázat. A csoportokba rendezett minták és maratási idők

A sztenteket a maratás előtt és után is egyaránt alkohollal mostam le az esetleges zsír és egyéb szennyeződések, valamint a maratópác sztentről való eltüntetésé végett.

A kémiai maratást követően a kezelt sztenteket különféle vizsgálatoknak vetettem alá. Ezek elemzésével megfigyelhető a kémiai maratás idejének a sztent funkcionális részeire gyakorolt hatása. A következőkben részletesen bemutatom ezen vizsgálati módszereket és eredményeiket.

### 4.3. Kutatómunka

#### 4.3.1. Bordaszélesség változása



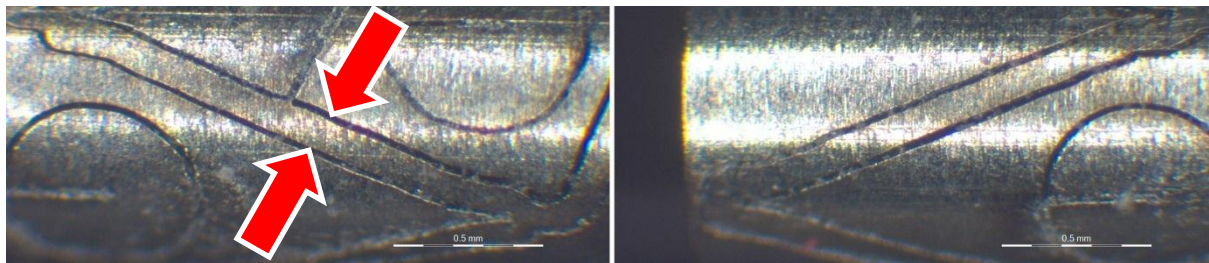
18. ábra. A sztent főbb részegységei

A szív lüktetése, ritmikus összehúzódása az érfalakon hullámként tovaterjedve erőt fejt ki a beültetett implantátumra. Egy sztentnek ellen kell tudni állni az ilyen jellegű fárasztó igénybevételek, ezért struktúrájának, szerkezeti felépítésének az optimumra kell törekedni. Ennek hiányában a sztent olyan károsodást szenvedhet, amely akár a páciens számára halálos kimenetelű lehet.

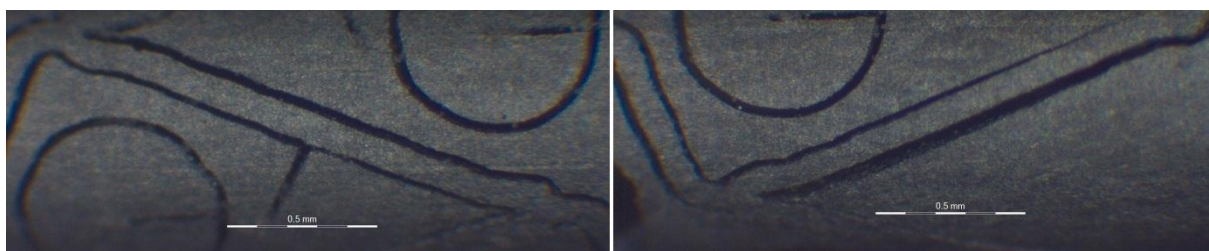
Egy adott mintázatú és anyagú sztent esetében a külső erőkkel szembeni ellenálló képességet elsősorban a bordák tulajdonságai határozzák meg. Egy fontos paraméter e részek szélessége. Ez a mechanikai tulajdonságokon túl nagy szerepet játszik az in vivo környezetben tanúsított viselkedésben is. Ugyanis ez határozza meg a sztent élő szövettel közvetlenül érintkező felület nagyságát, vagyis az úgynevezett fémmel fedett felületet (MSA- Metallic Surface Area).

A bordák szélességeinek meghatározásához sztereo mikroszkóppal képeket készítettem a kémiai maratás előtt és után is a sztent bordáiról. Az elkészített képekről egy JMicroVison nevű számítógépes szoftver segítségével lemértem a bordák pontos szélességét. A méréseket egy adott sztent két különböző bordáján végeztem el, bordánként 4-4 pontban. Ezt az összes sztenten elvégeztem a maratás előtt és után

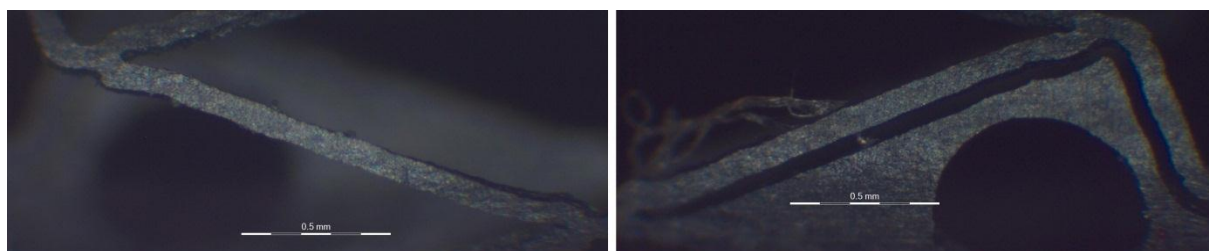
egyaránt. Ezzel a vizsgálattal megállapítható, hogyan változik a borda szélessége a különböző ideig tartó kémiai maratás hatására. A sztent bordáinak változása a 19-26. ábrákon láthatóak (csoportonként 1 sztent bordái láthatóak). Az 19. ábrán piros nyilakkal jelöltem a vizsgálandó szélességet.



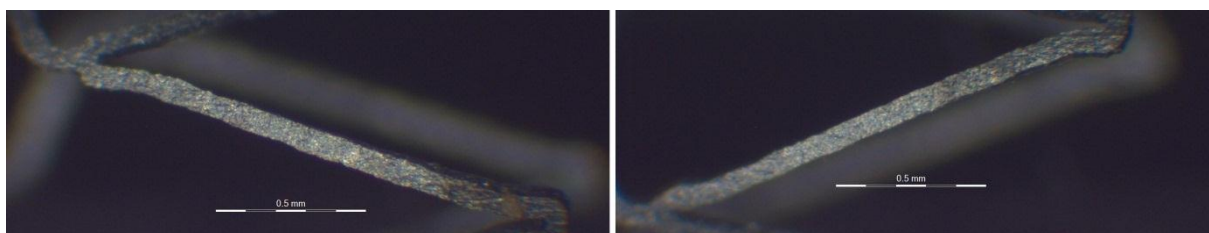
**19. ábra. Lézervágott sztent bordái**



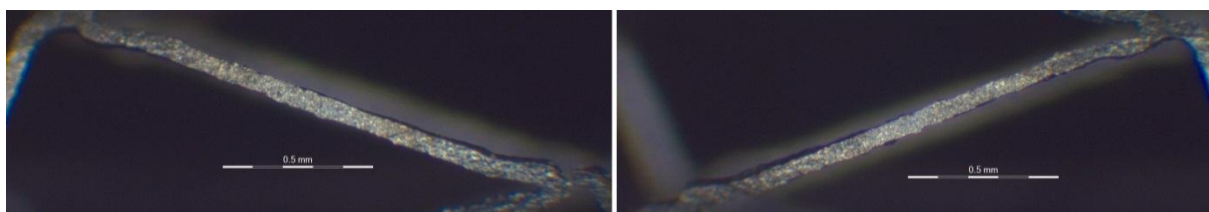
**20. ábra. 180 másodpercig maratott (1. csoport) sztent bordái**



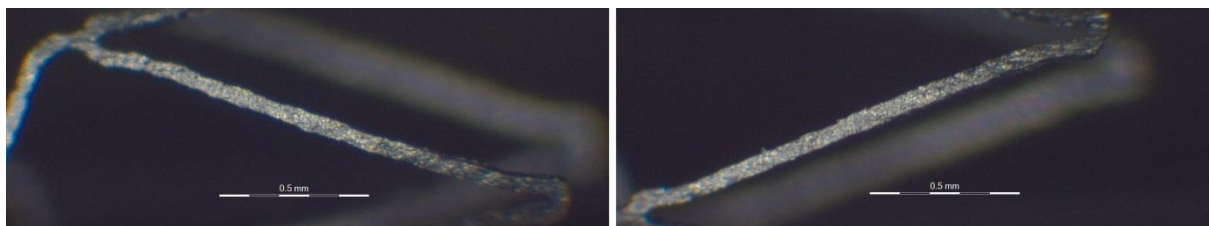
**21. ábra. 200 másodpercig maratott (2. csoport) sztent bordái**



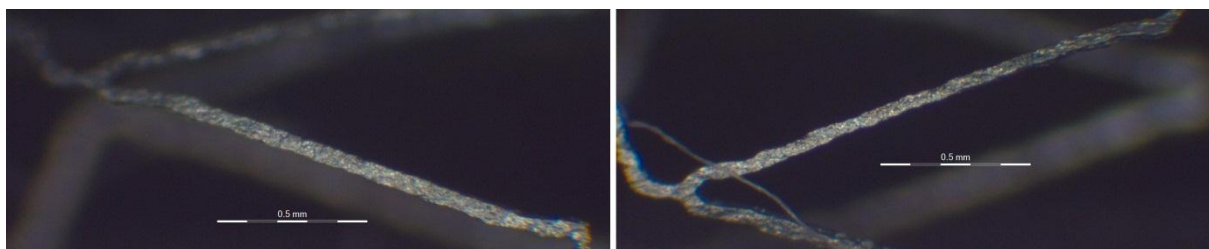
**22. ábra. 220 másodpercig maratott (3. csoport) sztent bordái**



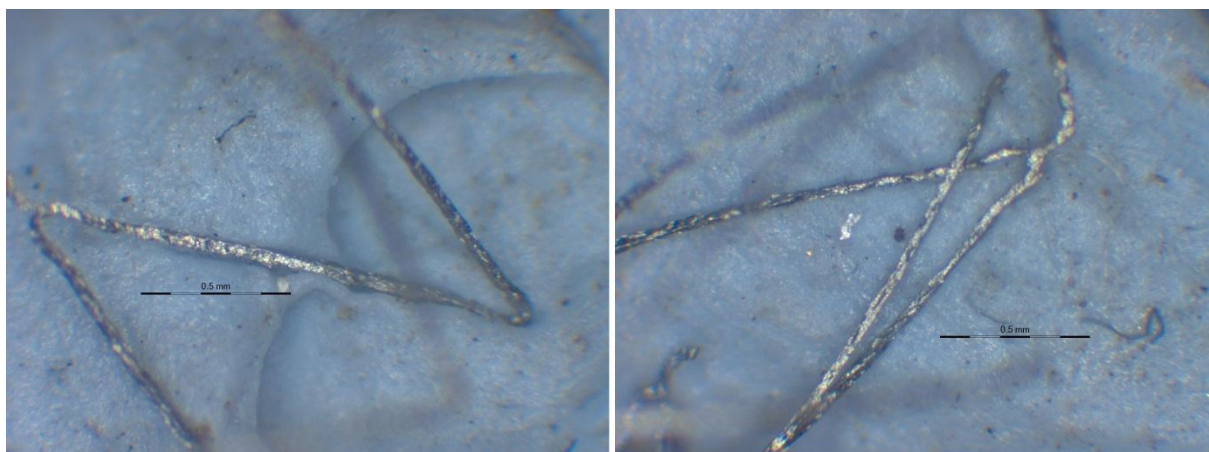
**23. ábra. 240 másodpercig maratott (4. csoport) sztent bordái**



24. ábra. 260 másodpercig maratott (5. csoport) sztent bordái



25. ábra. 280 másodpercig maratott (6. csoport) sztent bordái

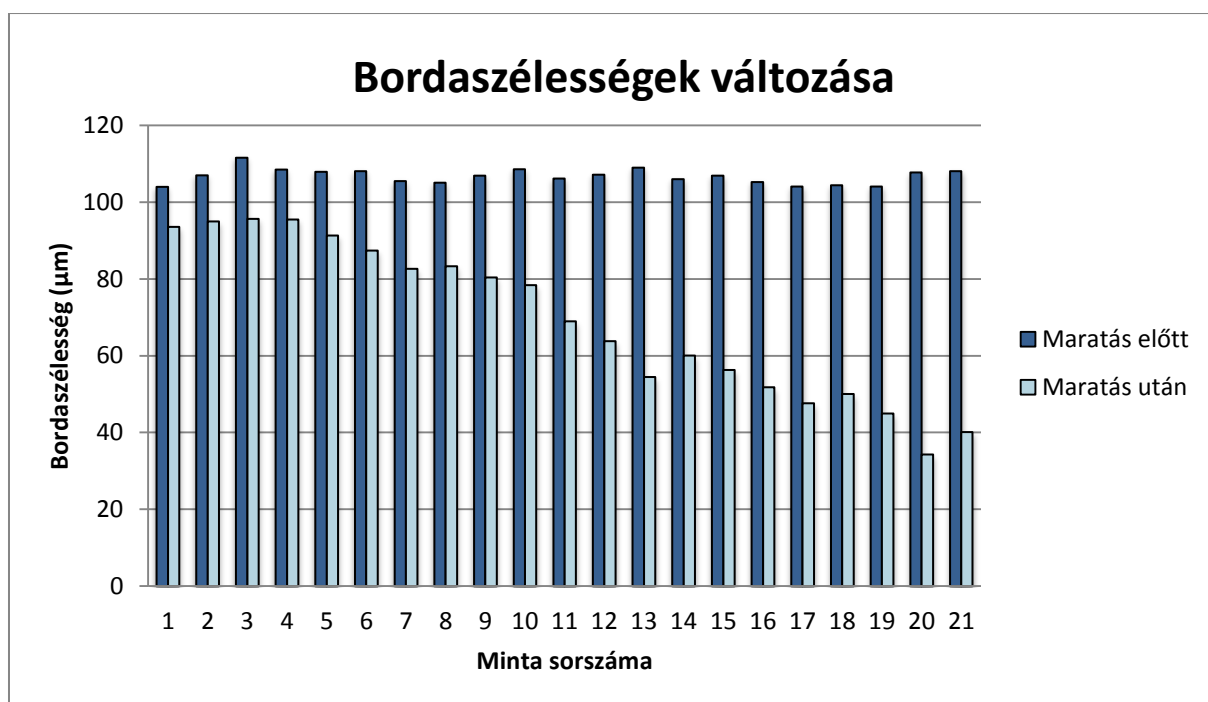


26. ábra. 300 másodpercig maratott (7. csoport) sztent bordái

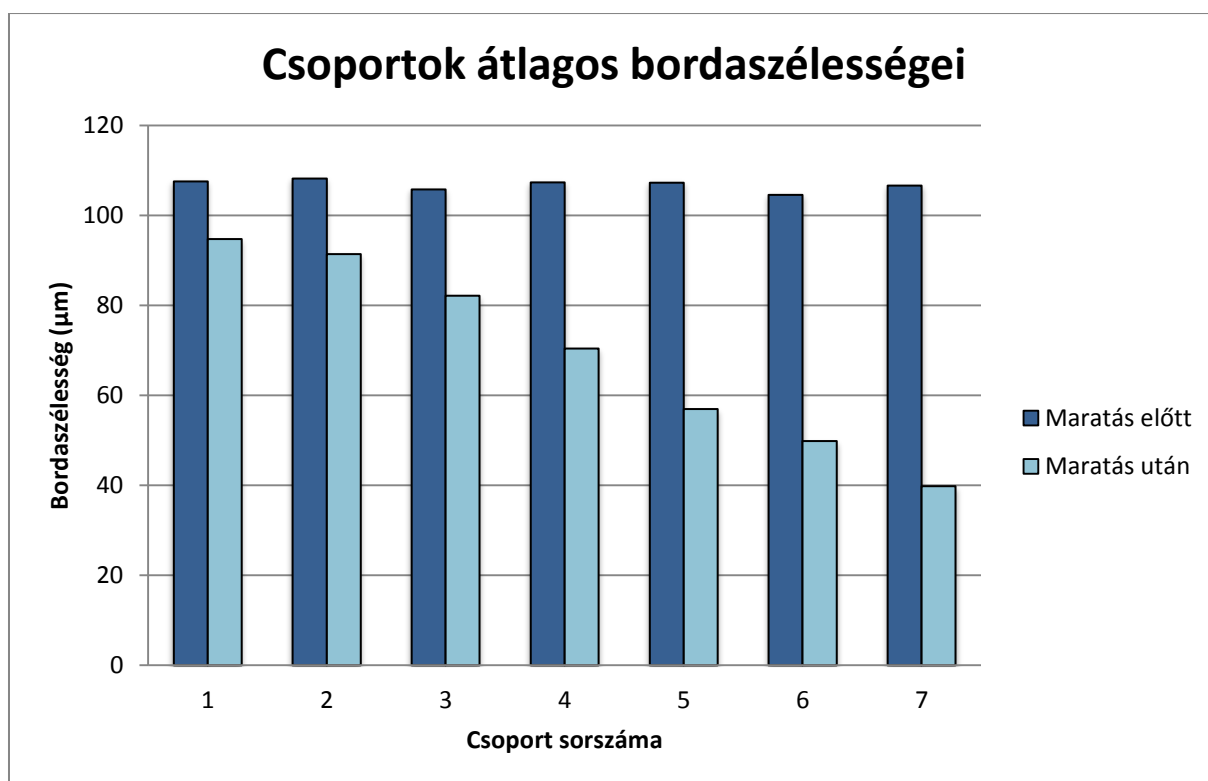
Megfigyelhető, hogy 200 másodpercnél rövidebb ideig tartó kémiai maratás esetében nem esetek ki maradéktalanul a segédvágások, valamint, hogy 300 másodpercig tartó maratás esetében a sztent bordái a maratás következtében eltörtek.

A mérések számszerű értékeit a *Melléklet: 2 és 3. táblázata* mutatja.

A képeket elemezve és a számszerű értékeket diagramon ábrázolva jól látható a bordák szélességeinek csökkenése a hosszabb maratási idő irányában (1. diagram). Szembetűnő, hogy a bordák szélessége már vágás előtt sem volt teljesen azonos. A legnagyobb mért érték 116,7 mikrométer, a legkisebb pedig 95,4 mikrométer volt, az átlagos bordaszélesség pedig 106,7 mikrométerre adódott. Ennek magyarázata a lézersugaras vágásban keresendő. Ilyen kisméretű vágás esetén a legapróbb pontatlanság is észlelhető változást okoz a kivágott mintában, így a kivágott sztent bordáinak szélességében. Nagyobb minták esetében ez a hiba kisebb változásokat okozna a sztent teljes egészéhez viszonyítva.



1. diagram. A bordák szélessége a kémiai maratás előtt és után



2. diagram. A csoportok átlagos bordaszélességei a kémiai maratás előtt és után

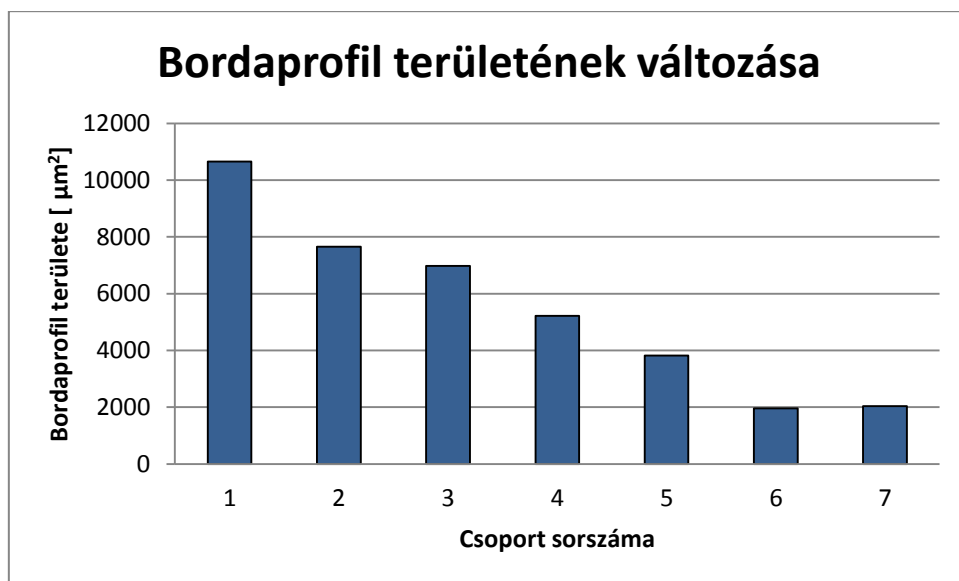
#### 4.3.2. Bordaprofil változása

A bordák profiljának változása is fontos szempont az adott sztent mechanikai tulajdonságaira nézve. Lényeges, hogy a borda kerülete mentén egyenletesen fogy-e a kémiai maratás hatására, vagy van-e olyan kitüntetett irány, amely irányába nagyobb fogyás tapasztalható. Amennyiben ez utóbbi következik be, akkor lesznek a sztent szerkezetében gyengébb pontok, amelyek használatuk alatt, potenciális törési pontként viselkedhetnek. Ezért fontos a maratott sztentek borda profiljának vizsgálata is.

Ehhez a vizsgálathoz a már megmaratott mintákból, csoportonként egy sztentet műgyantába ágyaztam a fémmikroszkópos vizsgálatok elvégzéséhez. A 7. csoport mintáit nem tudtam beágyazni azok károsodása miatt. A mintakészítésnél kritikus pont a sztentek elhelyezése, ugyanis, ha azok nem tökéletesen függőlegesek, akkor egy torzított, a valóságnál nagyobb profil fogunk látni a fémmikroszkópos vizsgálat során.

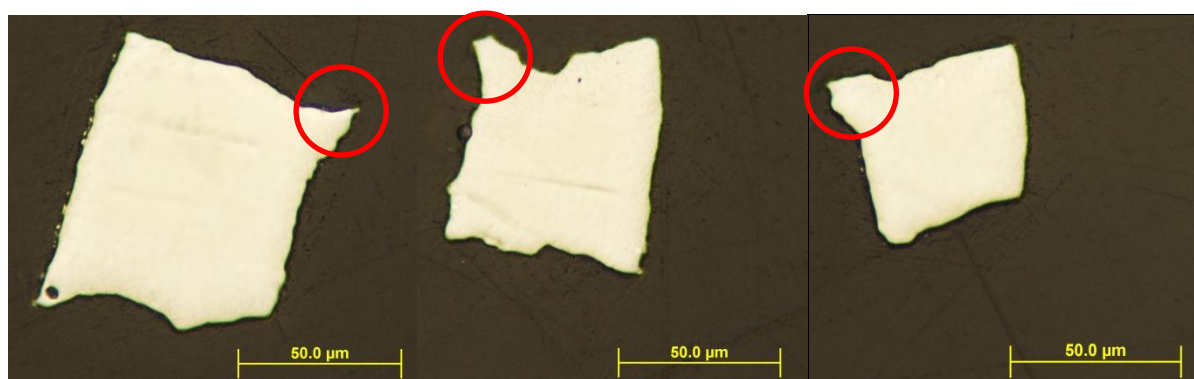
A sztentek keresztmetszeteit a 28. ábrán, a sztent egy adott borda keresztmetszetének képét pedig a 29. ábrán láthatjuk.

A bordák keresztmetszeteink területét a JMicroVision nevű program segítségével mértem le egy adott csoport egy sztentjének összes metszetben látható bordáján. A számszerű értékeket a *Melléklet: 4. táblázata mutatja*. Az eredményeket átlagolva és azokat ábrázolva a 3. diagram mutatja.

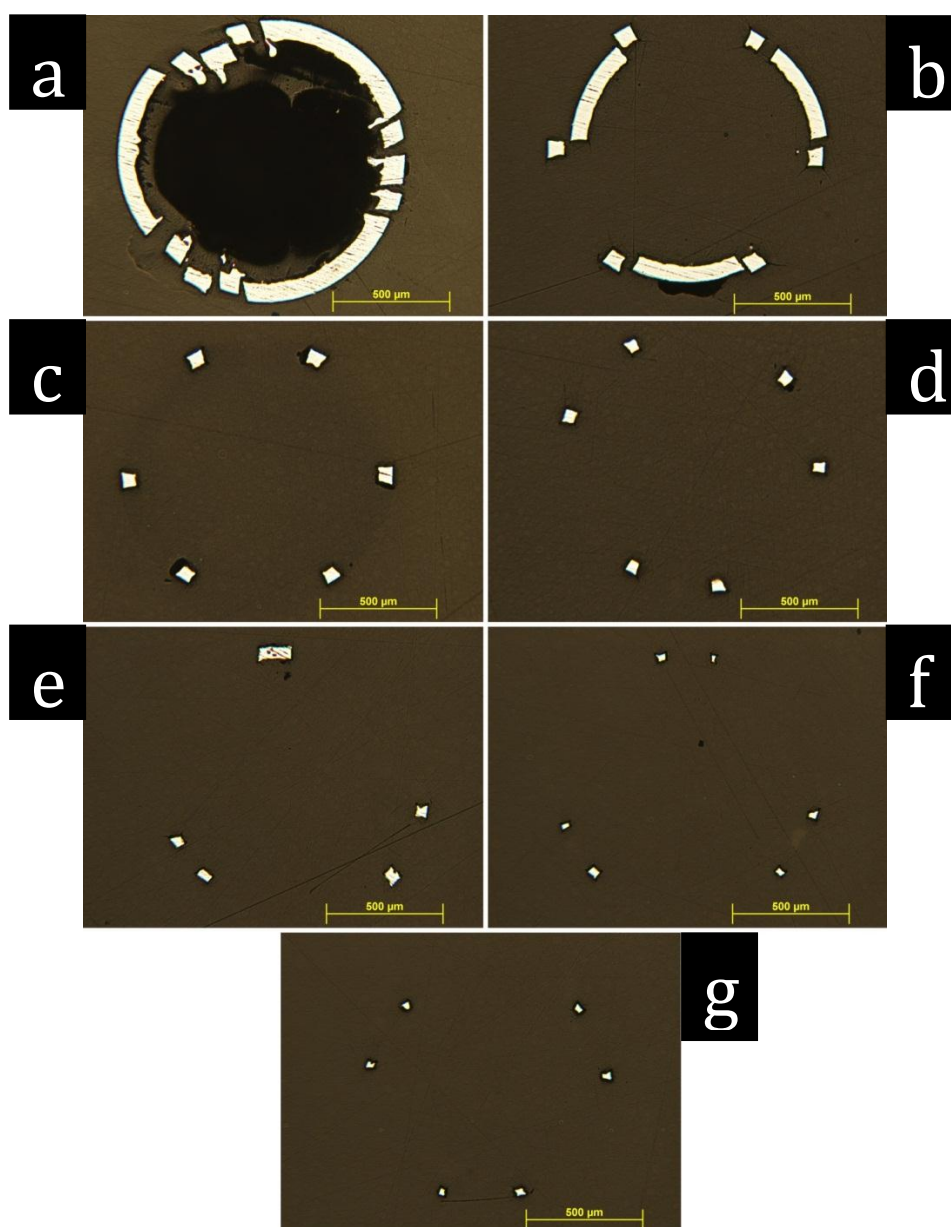


3. diagram. A csoportok átlagos bordaprofil területeinek változása

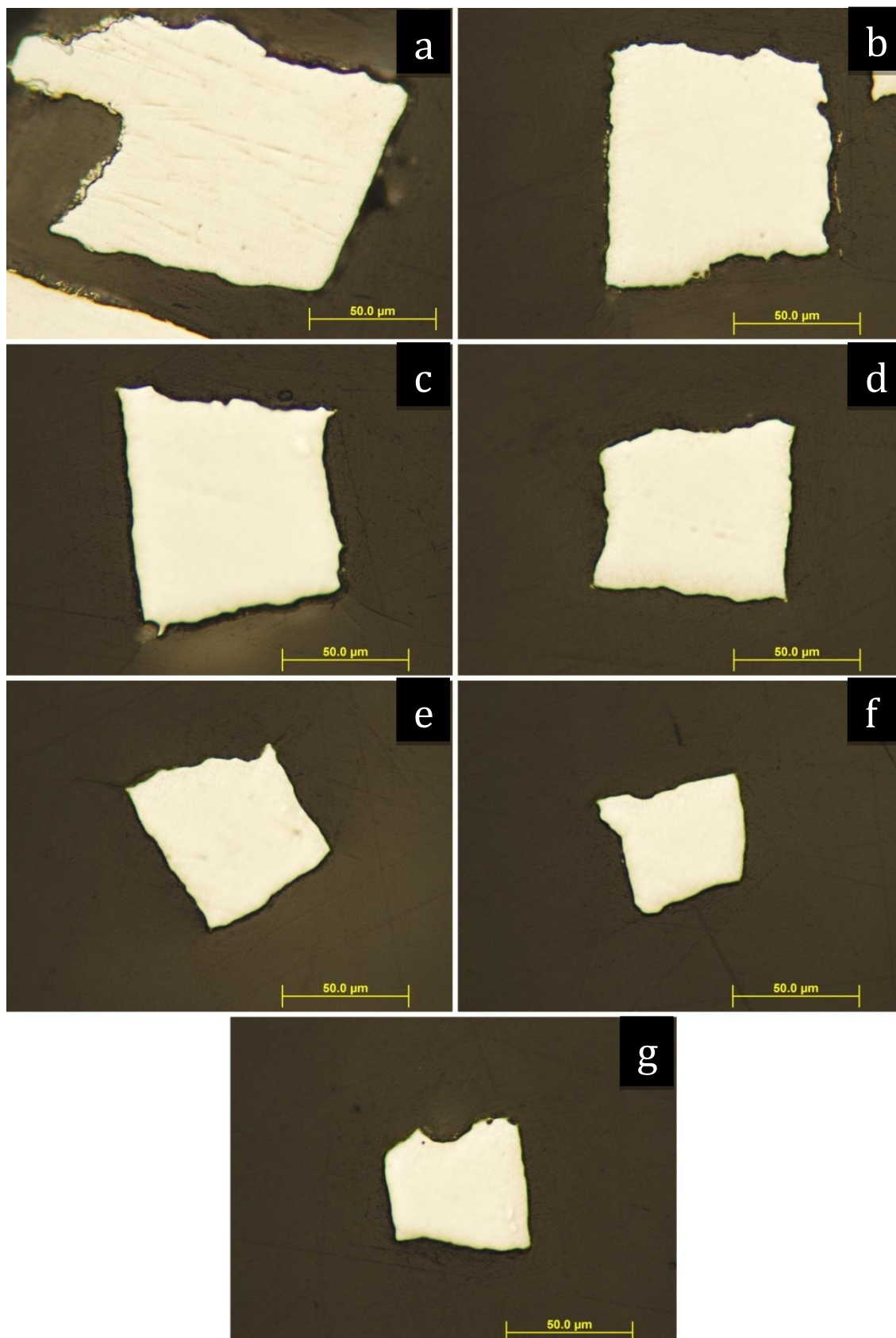
A keresztmetszetet vizsgálva az tapasztalható, hogy a maratás kerület mentén viszonylag egyenletes, azonban esetenként éles, kiugró csúcsokat figyelhetünk meg (27. ábra). Ezen csúcsok jelenléte potenciális veszélyforrást jelent az élő szövet számára, mivel ez könnyen sérüléseket okozhat a beültetés alkalmával, vagy a használat során. Ezért ezeket utólagos kezeléssel el kell tüntetni, hogy az implantátum szervezetbe ültethető legyen.



27. ábra. A bordaprofilon lévő kiugró, éles csúcsok



28. ábra. A vizsgált sztentek keresztmetszeti képei: lézervágott sztent (a), 180 másodperig maratott sztent (b), 200 másodperig maratott sztent (c), 220 másodperig maratott sztent (d), 240 másodperig maratott sztent (e), 260 másodperig maratott sztent (f), 280 másodperig maratott sztent (g),

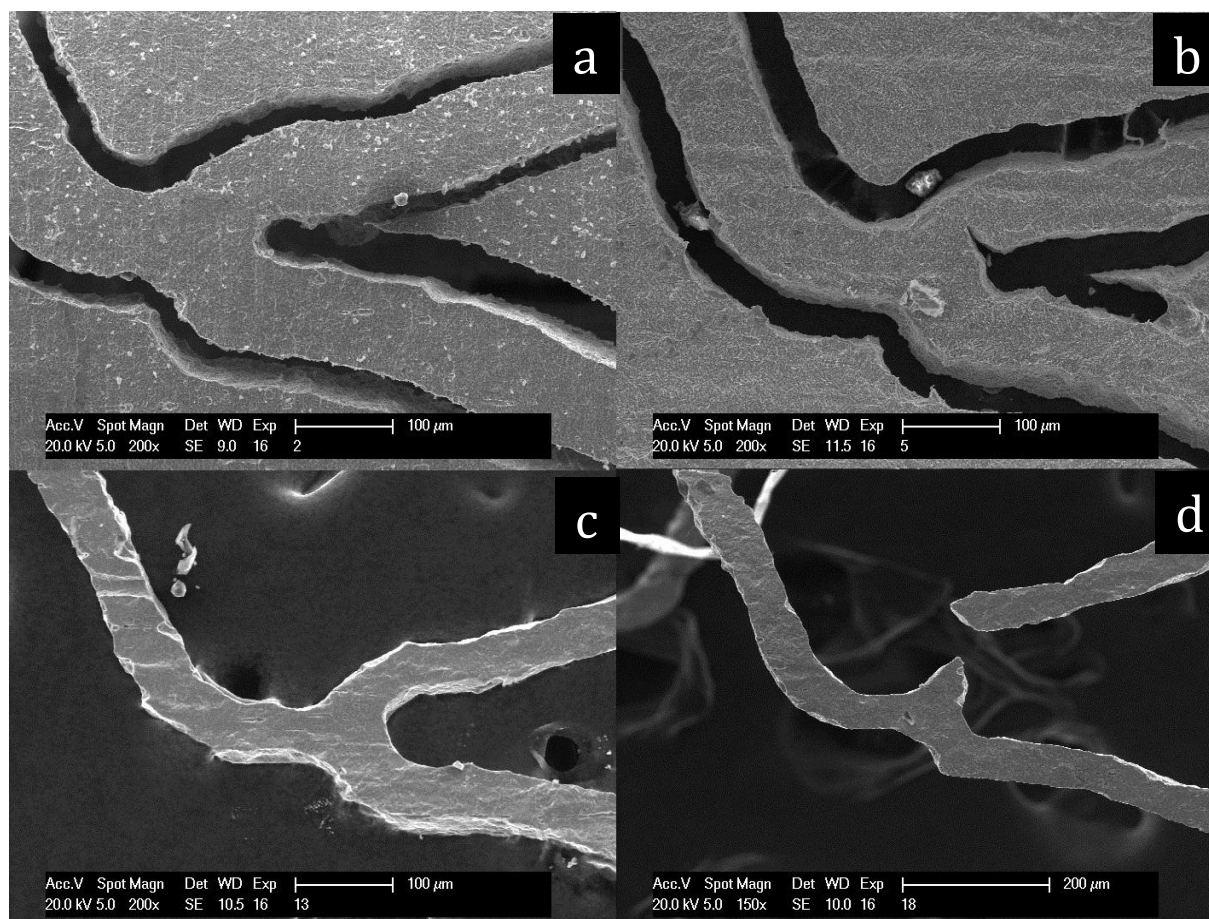


**29. ábra.** A vizsgált sztentek bordájának keresztmetszeti képei: lézervágott sztent (a), 180 másodperig maratott sztent (b), 200 másodperig maratott sztent (c), 220 másodperig maratott sztent (d), 240 másodperig maratott sztent (e), 260 másodperig maratott sztent (f), 280 másodperig maratott sztent (g).

#### 4.3.3. Felületi minőség vizsgálata

Az immunreakciók csökkentéséhez, a resztenózis és az implantátummal érintkező szövet ingerlésének elkerüléséhez fontos, hogy az implantátum megfelelő felületi minőséggel rendelkezzen.

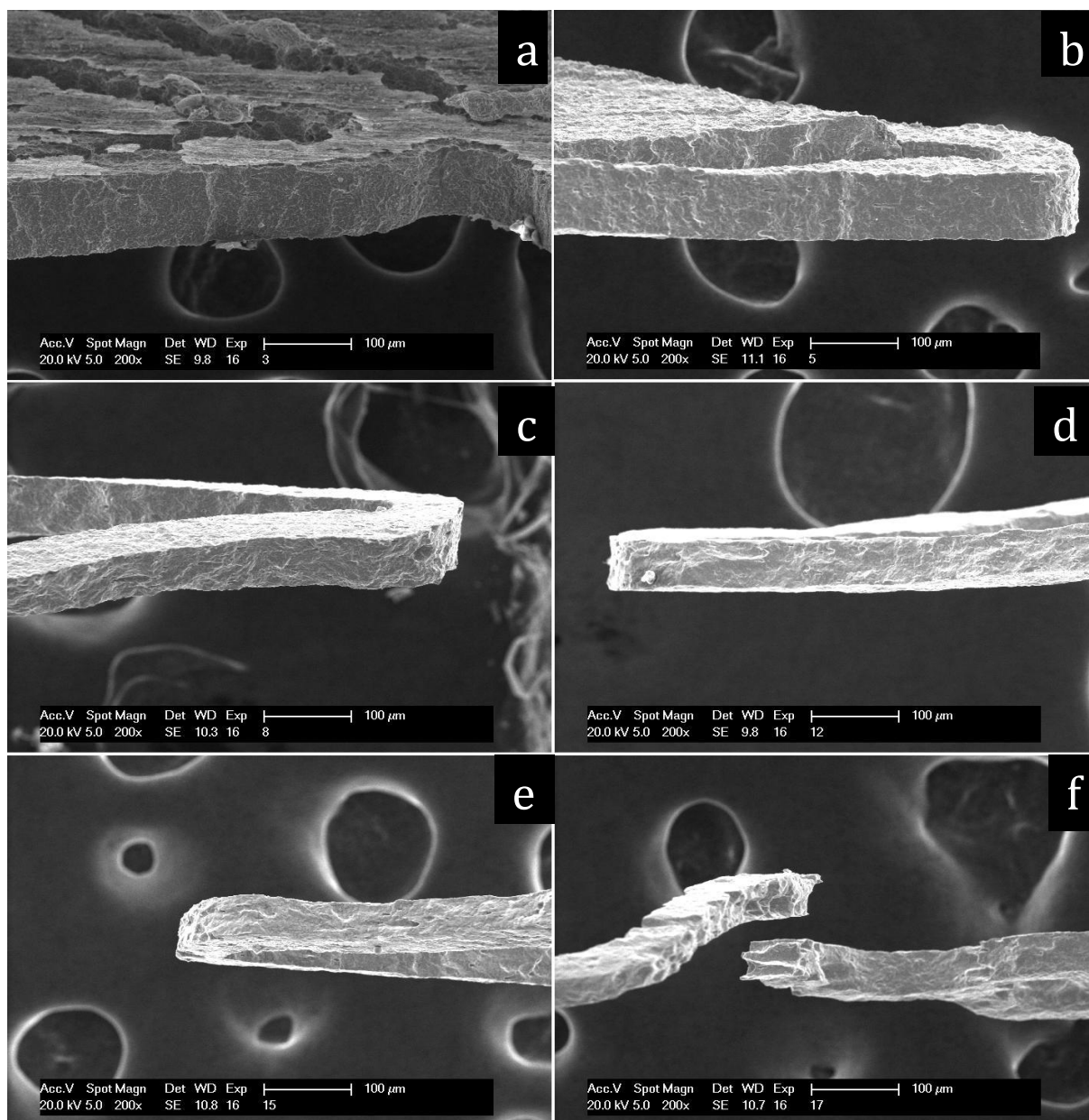
A felületi minőség vizsgálatához két módszert alkalmaztam. Az egyik elektronmikroszkópos vizsgálat volt, amely során szemrevételezéses vizsgálattal értékeltem a felületet. Ez egy szubjektív, a különböző ideig maratott sztentek egymáshoz képesti összehasonlítását lehetővé tévő módszer. A sztenteket a vizsgálat előtt megtisztítottam, fém mivoltuk miatt nem igényeltek különleges felületbevonó, és így elektronmikroszkóppal vizsgálható felületi bevonatot (arany- vagy szén bevonat). Az így elkészült képeket a 30. ábrán és 31. ábrán láthatjuk.



30. ábra. A vizsgált sztentek elektronmikroszkópos képei: 180 másodpercig maratott sztent (a), 200 másodpercig maratott sztent (b), 260 másodpercig maratott sztent (c), 280 másodpercig maratott sztent (d).

A képeken megfigyelhető, hogy a növekvő maratási idő egyúttal a felület finomodását is eredményezi, azonban még jelen vannak éles sarkok, kisebb kiálló csúcsok. Ezek veszélyforrást jelenthetnek a későbbi felhasználás során, így azokat el kell távolítani.

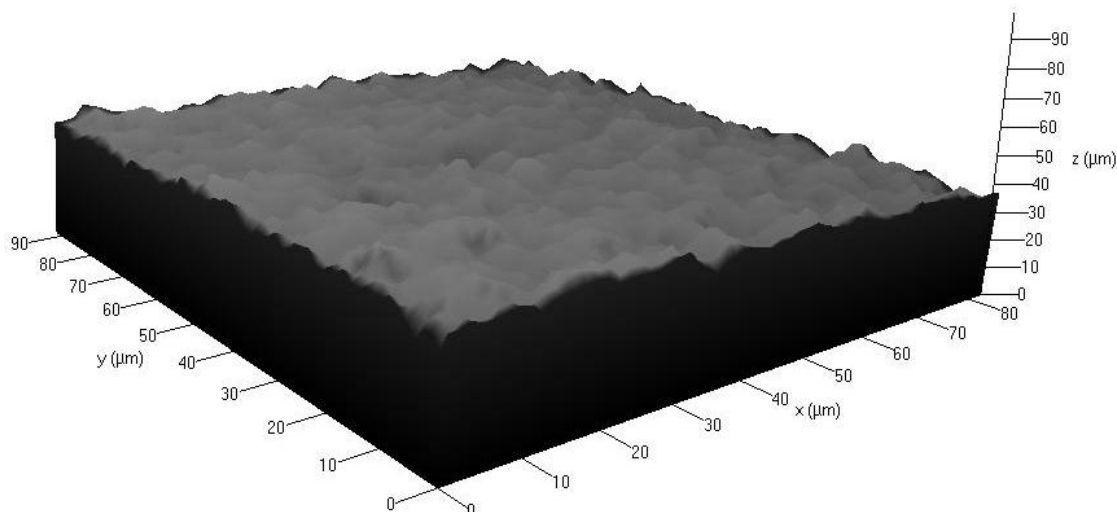
továbbá megfigyelhető, hogy a maratószer a felület mentén egyenletesen mar, sehol nem eredményez gödröket, alámarásokat.



**31. ábra.** A vizsgált sztentek elektronmikroszkópos képei: 180 másodpercig maratott sztent (a), 200 másodpercig maratott sztent (b), 220 másodpercig maratott sztent (c), 240 másodpercig maratott sztent (d), 260 másodpercig maratott sztent (e), 280 másodpercig maratott sztent (f).

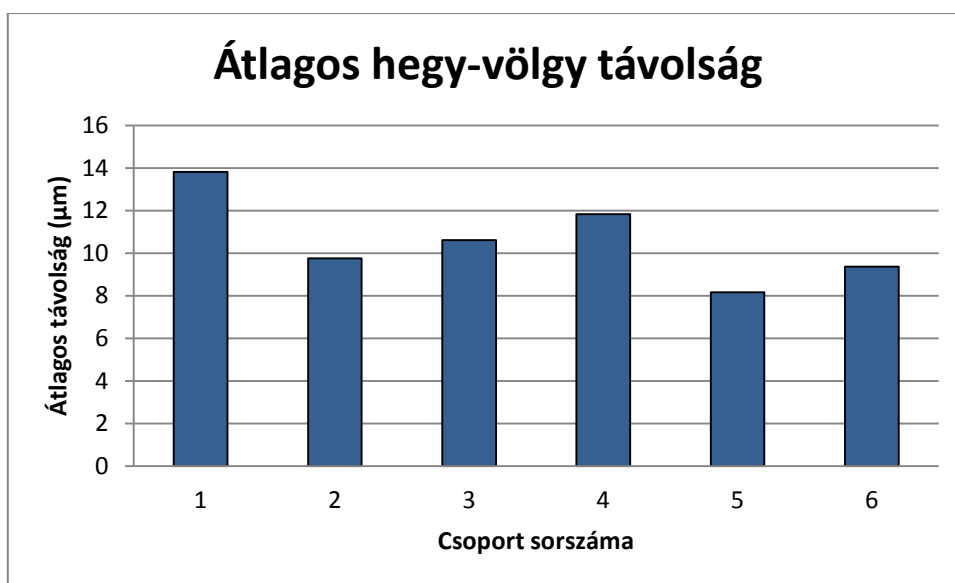
Másik felületi minőséget vizsgáló módszerem a kémiai maratásnak alávetett implantátumok felületi érdességének számszerű mérése volt. Ilyen kis minták esetében a mechanikus úton végzett felületi érdesség mérése kivitelezhetetlen, ezért egy másik módszert kellett alkalmazni.

Konfokális mikroszkóppal végzett méréssel, ilyen kis minták esetében is lehetséges a felületi érdesség közvetett mérése. Ez a mikroszkóp egy lézersugár segítségével pontról-pontra végigpásztázza a felületet, majd a visszaverődő sugarakat detektálva megalkotja a felület 3 dimenziós képét. Egy ilyen képet láthatunk a 32. ábrán.



32. ábra. A vizsgált sztentek konfokális mikroszkóppal készített felületi domborzati képe

Ezzel az eljárással csoportonként egy sztent egy adott részletéről kaptunk domborzati képet. Ezt követően az így elkészített képeket egy erre a célra kifejlesztett szoftver segítségével elemezni tudtuk, és megkaptuk a felületet leíró jellemzők számszerű értékeit. Az értékeket ábrázolva a 4. diagram mutatja.



4. diagram. A konfokális mikroszkóppal mért átlagos hegy-völgy távolságok a különböző mintákon

A kapott eredmények azzal indokolhatók, hogy a csövön lévő gödrök nagyban befolyásolták a mérést. Ennek kiküszöbölésével és több minta mérésével jó eredményeket kaphatunk a sztentek felületi minőségéről.

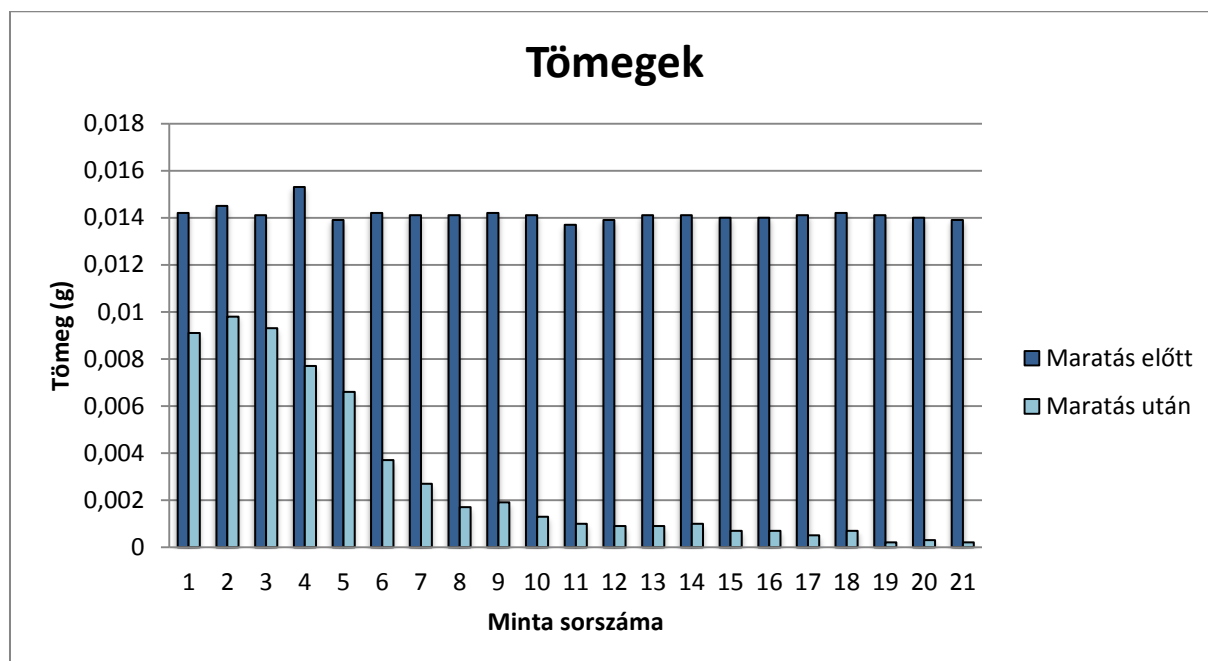
#### 4.3.4. A tömeg csökkenésének vizsgálata

Az implantátumok tömege befolyásoló tényező lehet a szervezetben kiváltott hatásokra, reakciókra. Ezt szem előtt tartva fontosnak tartottam az általunk készített sztentek tömegének mérése és annak kémiai maratás általi változásának megfigyelése.

A sztentek tömegeinek mérését a kémiai maratás előtt és után is egyaránt elvégeztem. Ehhez az implantátumokat alkohollal megtisztítottam, az esetleges zsír, egyéb szennyeződések és a maratópác maradványainak eltávolítása végett. Az így előkészített mintákat ezután egy analitikai mérlegre helyeztem. A mérleg 0,0001g pontossággal, valamint a mérendő anyagot környezettől elhatároló, így a környezeti hatásoktól megóvó üveg kerettel rendelkezett. Ez utóbbi fontos ilyen kis minták esetében, mivel akár egy apró fuvallat is hibát okoz a mérési eredményben. A tömegek számszerű értékeit a *Melléklet: 5. táblázata* mutatja. A sztentek tömegeinek változását a *5. diagram* ábrázolja.

A 4. minta maratás előtt szemmel láthatóan nagyobb tömeggel rendelkezett a többi mintánál. Ez azzal magyarázható, hogy ez a sztent a cső végéből lett kivágva így rajta egy plusz toldalék volt található.

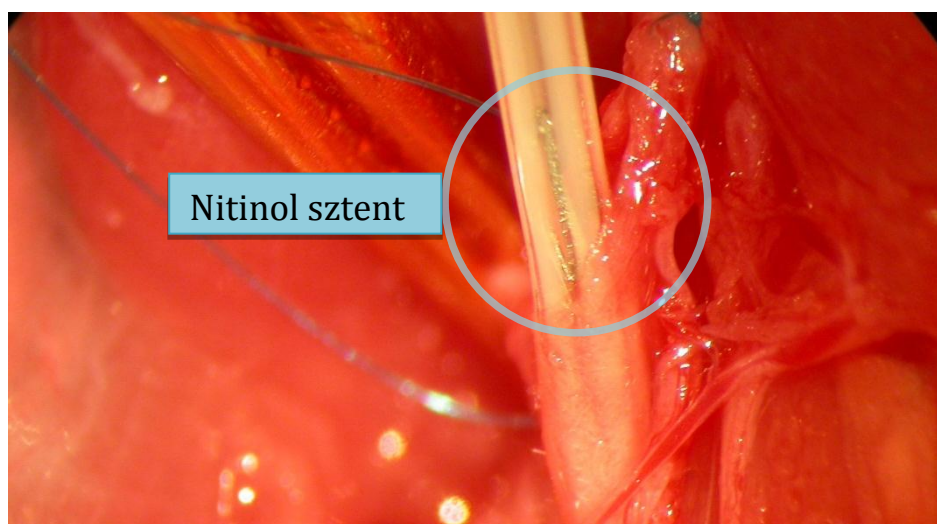
Megfigyelhető a sztentek tömegeinek csökkenése a maratási idő növekedésével. Lévén, hogy az implantátumok tömege közel esik a mérleg mérési pontosságához, így az eredmények csak tájékoztató jelleggel bírnak. Az értékek pontosabb méréséhez egy nagyságrenddel pontosabb mérlegre lenne szükség.



5. diagram. A vizsgált sztentek tömegének változása

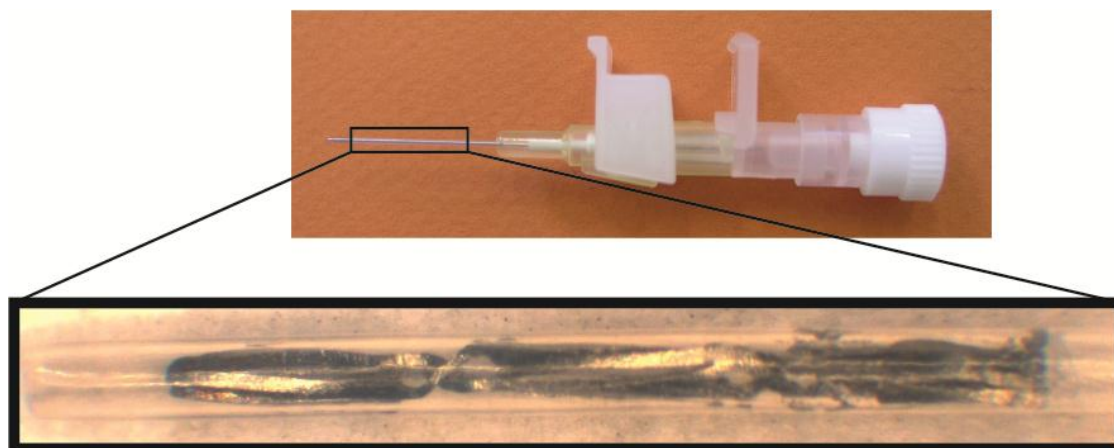
## 5. In vivo környezetben végzett vizsgálat

A heidelbergi orvoskutatócsoport patkányokba ültette be az általunk készített sztenteket (33. ábra). Az állatok vérrögzítő szereket kaptak, amelyek így mesterséges érszűkületeket hoztak létre. Egy ilyen szűkült érszakaszba ültették be a sztenteket, ahol azok elláthatták rendeltetésszerű funkciójukat.



33. ábra. A vizsgált sztent patkányba való beültetésének egy mozzanata

A beültetés egy véna kanülön, azaz branülön keresztül történt. Ehhez az általunk készített sztentet egy 0,3 mm belső átmérőjű csőbe kellett behelyezni, ahonnan az orvosok kinyomták azt. Egy erre a célra kidolgozott módszer segítségével ezt a branülbe való beültetést sikeresen el tudtuk végezni (34. ábra) [26].

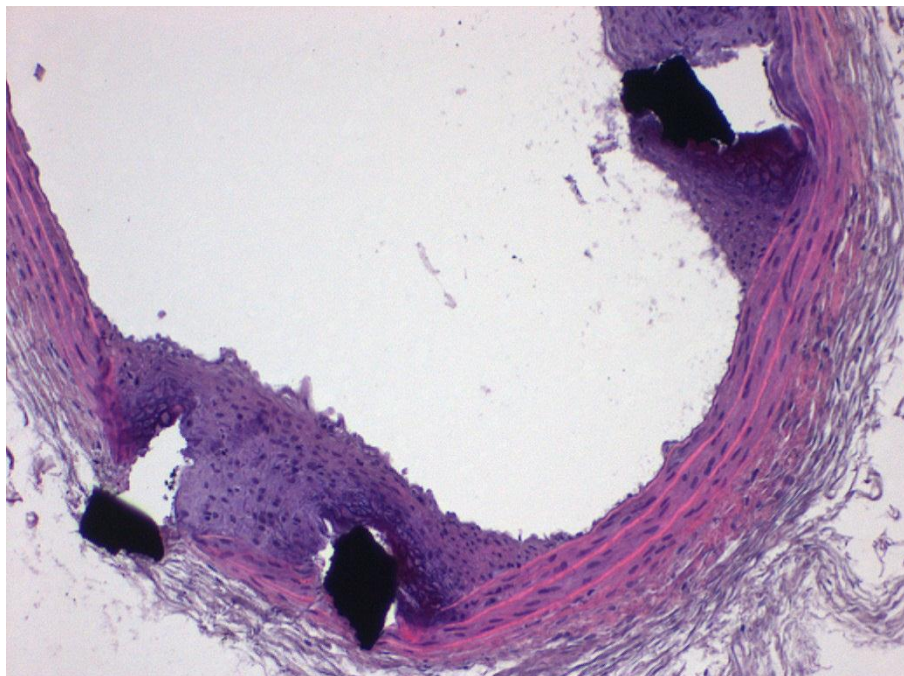


34. ábra. A véna kanülbe behelyezett sztent

Az így előkészített sztenteket az orvos kutatócsoport már sikeresen be tudta ültetni. Az implantátumok 28 napot töltöttek in vivo környezetben, azután az állatokat

mesterséges úton elaltatták, hogy az implantátumokat ki lehessen belőlük venni a vizsgálatok céljából.

A kivágott érszakaszokból szeleteket készítettek, amelyek biológiai mikroszkópos képeit és egy rövid értékelést kaptunk kézhez.



35. ábra. A beültetett sztent biológiai mikroszkópos képe, in vivo környezetből való eltávolítása után

Az orvos kutatócsoport elsősorban a fémmel fedett felület (MSA) resztenózisra gyakorolt hatását vizsgálta. Az eredmények további, részletes értékelése jelenleg még folyamatban van.

## 6. Összefoglalás

A vizsgálatok alapján megállapítottuk, hogy az optimális paraméterek eléréséhez szükséges maratási idő intervallum 200-240 másodperc. Ez az idő függ a lézersugaras vágás egyenletességétől, másrészt a kémiai maratópác hőmérsékletétől. Ez utóbbi értéket a kísérleteim során állandónak tekintettem, azonban az ultrahangos tisztító berendezés rezgése okozta maratópác melegedés befolyásolta a maratás idejét. Ez ilyen kis minták esetében jelentős, azonban nagyobb, emberi szervezetbe készült minták esetében –véleményem szerint- elhanyagolható.

Kémiai maratással felületi minőség javítható a lézersugaras vágás után kialakulthoz képest. Ez azonban nem elegendő a szervezetbe való beültetéshez, így további kezelés szükséges. Az elektropolírozás megoldást nyújthat ennek a problémának a megoldására.

## 7. További kutatási tervek

Maratott minták érdekességének további vizsgálata, részletesebb, több mintán történő mérése. A biológiai összeférhetőség növelése érdekében célszerű lenne polimer bevonatot alkalmazni az általunk készített sztenteken. Ezen felül fontosnak tartom a sztent radiális teherbírásának mérését a bordaprofil változásának függvényében, valamint az elektropolírozás elvégzését.

A fent említett kutatásokat szakdolgozatomban, MSc, illetve Phd tanulmányaim alatt szeretném folytatni.

## Irodalomjegyzék

- [1] [http://portal.ksh.hu/pls/ksh/docs/hun/xstadat/xstadat\\_eves/i\\_wnh001.html](http://portal.ksh.hu/pls/ksh/docs/hun/xstadat/xstadat_eves/i_wnh001.html)
- [2] Ganong, William F.: Az orvosi élettan alapjai (Medicina Kiadó 1990) ISBN 963 241 783 6
- [3] Gray H: Anatomy of the human body (Bartleby.com; Great Books Online)
- [4] Kiss F: Rendszeres bonctan (Medicina Kiadó 1967)
- [5] Kiss F, Szentágothai J: Az ember anatómiájának atlasza (Medicina Kiadó 1959)
- [6] <http://www.centro-medical.hu/index.php?page=9&c=14>
- [7] <http://www.flickr.com/photos/patrylnch/450142019/>
- [8] MSZ EN 14299:2004 Nem aktív sebészeti implantátumok. Szív- és érrendszeri implantátumok egyedi követelményei. Az artériasztentek specifikus követelményei
- [9] Nelson BD: Expandable Metal Stents: Physical Properties and Tissue Responses. Techniques in Gastrointestinal Endoscopy, 3 (2001) 70-74.
- [10] Menown IBA, Noad R, Garcia EJ, Meredith I: The Platinum Chromium Element Stent Platform: from Alloy, to Design, to Clinical Practice. Adv Ther (2010) 27(3):129-141.
- [11] Bognár E.: Koszorúersztentek passzív és aktív bevonatai és bevonatolási technológiái, PhD-értekezés (2009)
- [12] Ring Gy. : Koszorúersztentek és más endoprotézisek preklinikai vizsgálata, PhD-értekezés (2010)
- [13] Dobránszky J, Magasdi A : Az alakemlékező ötvözetek alkalmazása, Jövőnk anyagai és technológiái 134. évfolyam, 11-12 .szám 2001. nov.-dec.
- [14] Lau K, Mak K, Hung J, Sigwart U: Clinical impact of stent construction and design in percutaneous coronary intervention, Am Heart J 2004;147:764-773
- [15] Bálint- Pataki Zs, Bognár E, Ring Gy, Szabó B, Ginsztler J: Koszorúersztentek vizsgálata. GÉP, 57 (2006:11) pp. 3-7.
- [16] Buechler, W, Gilfrich, J, Wiley R.: J. Appl. Phys., 34 (1963) 1475
- [17] Ryklina E, Prokoshkin S, Khmelevskaya I, Shakhmina A: One-way and two-way shape memory effect in thermomechanically treated TiNi-based alloys, Materials Science and Engineering A 481–482 (2008) 134–137
- [18] Dobránszky J, Magasdi A: Az alakemlékező ötvözetek alkalmazása, Jövőnk anyagai és technológiái 134. évfolyam, 11-12 .szám 2001. nov.-dec.

- [19] Shabalovskaya S, Anderegg J, Laabs F, Thiel P, Rondelli G. Surface conditions of Nitinol wires, tubing, and as-cast alloys: the effect of chemical etching, aging in boiling water, and heat treatment. *J Biomed Mater Res* 2003;65B:193–203.
- [20] Shabalovskaya S, Anderegg J, Van Humbeeck J: Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications, 2008 Acta Materialia Inc. Published by Elsevier Ltd.
- [21] Shabalovskaya S, Wataha J, Anderegg J, Hauch K, Cunnick J. Surface treatments and biocompatibility of Nitinol. In: *Proceedings of international conference on shape memory and superelastic technologies*, Baden-Baden, Germany; 2004. p. 367–73.
- [22] Shabalovskaya S., Rondelli G, Undisz A et al.: The electrochemical characteristics of native Nitinol surfaces, *Biomaterials* 30 (2009) 3662–3671
- [23] Nagy P, Katona B, Lengyel Á, Bognár E, Hirschberg K, Dobránszky J: Lézersugaras technológia fejlesztése nitinol sztentek vágásához
- [24] Stefán G: Önálló laboratóriumi gyakorlat
- [25] Katona B, Lengyel Á, Nagy P, Bognár E, Hirschberg K, Dobránszky J: Chemical etching of nitinol stents
- [26] Lengyel Á, Katona B, Nagy P, Bognár E, Hirschberg K, Dobránszky J: Alakemlékező nitinol sztent branülbe juttatására kifejlesztett eljárás

## Képek, illusztrációk hivatkozásai

- {1} [http://www.timmermann.hu/index.php?m=magzati\\_szivultrahang](http://www.timmermann.hu/index.php?m=magzati_szivultrahang)
- {2} [http://www.ramsni.com/information\\_links/Circulatory%20Disorders](http://www.ramsni.com/information_links/Circulatory%20Disorders)
- {3} Alexander Tsiaras : Az anatómia művésze, Digitális Fotómagazin, VII. évf., 2007. 12. 18-31.
- {4} Szilágyi Sz., Merkely B., Zima E., Róka A. , Gellér L.: A szinusz koronáriusz elektróda pozíciójának stabilizálása sztent implnatációval: új módszer a diszlokáció kezelésére és megelőzésére *Cardiologia Hungarica* 2008; 38: 30-34
- {5} Stefán G: Önálló laboratóriumi gyakorlat

## Melléklet

| Paraméter             | Választott érték                                          |
|-----------------------|-----------------------------------------------------------|
| Nyalábtágító          | 4                                                         |
| Fúvókatáv             | 0,4 [mm]                                                  |
| Vágógáz               | Argon, 6 bar                                              |
| Sebesség és gyorsulás | 4 mm/s, 5 mm/s <sup>2</sup><br>4mm/s, 1 mm/s <sup>2</sup> |
| Energia               | 4-5 [mJ] alatt                                            |

1. táblázat. Az vágás során alkalmazott paraméterek {24}

| minta sorsz. | Maratás előtt       |       |       |       |       |       |       |       |
|--------------|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|
|              | Bordaszélesség (μm) |       |       |       |       |       |       |       |
| 1            | 109,3               | 107,2 | 106,7 | 104,9 | 101,8 | 103,4 | 100,6 | 97,5  |
| 2            | 105,2               | 102,1 | 110,4 | 95,5  | 110,6 | 107,6 | 109,7 | 114,9 |
| 3            | 113,5               | 108,2 | 107,4 | 113,3 | 112,7 | 107,6 | 114,7 | 115,0 |
| 4            | 110,0               | 107,7 | 113,1 | 106,7 | 105,7 | 106,9 | 112,9 | 104,5 |
| 5            | 104,0               | 108,3 | 104,7 | 108,8 | 106,3 | 114,0 | 110,4 | 106,9 |
| 6            | 107,4               | 111,8 | 109,9 | 109,2 | 106,3 | 106,8 | 104,9 | 108,1 |
| 7            | 97,9                | 101,5 | 106,5 | 104,5 | 109,6 | 111,0 | 106,5 | 106,3 |
| 8            | 106,5               | 109,5 | 112,7 | 111,8 | 98,2  | 101,8 | 98,8  | 100,7 |
| 9            | 105,1               | 105,7 | 110,8 | 113,8 | 105,4 | 103,1 | 106,4 | 104,5 |
| 10           | 105,6               | 110,4 | 111,7 | 111,5 | 109,7 | 111,5 | 105,8 | 102,0 |
| 11           | 114,3               | 107,9 | 107,6 | 101,5 | 102,9 | 106,7 | 101,8 | 106,7 |
| 12           | 107,3               | 115,1 | 107,4 | 106,9 | 106,7 | 104,5 | 104,0 | 105,4 |
| 13           | 106,7               | 111,0 | 102,2 | 113,0 | 106,5 | 104,5 | 116,7 | 111,0 |
| 14           | 105,8               | 103,4 | 109,2 | 109,1 | 105,5 | 106,1 | 105,1 | 103,6 |
| 15           | 104,8               | 103,0 | 108,6 | 108,7 | 107,8 | 106,1 | 109,1 | 107,0 |
| 16           | 102,2               | 107,4 | 109,2 | 102,2 | 104,7 | 109,9 | 103,8 | 102,5 |
| 17           | 98,7                | 106,5 | 97,9  | 104,1 | 105,2 | 100,1 | 111,7 | 108,4 |
| 18           | 100,6               | 100,7 | 98,8  | 104,4 | 105,6 | 111,2 | 105,8 | 108,1 |
| 19           | 107,7               | 101,7 | 99,3  | 109,3 | 104,7 | 105,4 | 95,4  | 108,8 |
| 20           | 107,5               | 107,5 | 103,6 | 102,4 | 108,7 | 114,7 | 111,5 | 105,4 |
| 21           | 106,5               | 108,4 | 110,8 | 106,7 | 105,6 | 112,5 | 104,8 | 108,8 |

2. táblázat. A borda szélességek számszerű értékei maratás előtt

| minta sorsz. | Maratás után        |      |      |      |      |      |      |      |
|--------------|---------------------|------|------|------|------|------|------|------|
|              | Bordaszélesség (μm) |      |      |      |      |      |      |      |
| 1            | 100,0               | 96,1 | 99,8 | 89,7 | 84,4 | 93,6 | 92,1 | 92,7 |

|    |       |      |      |       |      |      |      |       |
|----|-------|------|------|-------|------|------|------|-------|
| 2  | 96,1  | 89,2 | 92,7 | 87,1  | 99,3 | 97,5 | 95,5 | 102,2 |
| 3  | 102,0 | 97,0 | 97,2 | 97,3  | 89,6 | 96,6 | 91,1 | 94,1  |
| 4  | 98,1  | 99,8 | 95,4 | 105,2 | 89,3 | 89,6 | 98,7 | 87,5  |
| 5  | 93,9  | 91,1 | 95,2 | 95,4  | 88,1 | 89,7 | 88,1 | 89,1  |
| 6  | 88,6  | 86,8 | 88,8 | 84,7  | 88,1 | 84,8 | 91,8 | 85,3  |
| 7  | 88,4  | 87,7 | 83,5 | 83,8  | 78,0 | 81,1 | 77,5 | 80,7  |
| 8  | 82,0  | 76,6 | 79,1 | 80,1  | 86,3 | 89,8 | 88,1 | 84,6  |
| 9  | 76,6  | 79,3 | 84,5 | 81,4  | 80,6 | 78,1 | 82,0 | 80,7  |
| 10 | 80,8  | 79,3 | 81,4 | 79,5  | 74,4 | 79,3 | 76,6 | 76,2  |
| 11 | 68,3  | 63,9 | 71,9 | 72,9  | 67,7 | 74,1 | 63,2 | 69,6  |
| 12 | 62,9  | 68,2 | 61,9 | 67,5  | 65,3 | 64,3 | 61,0 | 59,2  |
| 13 | 51,2  | 48,7 | 57,6 | 56,2  | 56,0 | 55,8 | 57,1 | 52,8  |
| 14 | 62,5  | 61,7 | 55,2 | 60,1  | 57,6 | 61,7 | 59,2 | 62,3  |
| 15 | 57,4  | 49,4 | 55,2 | 57,1  | 59,5 | 54,3 | 61,4 | 56,0  |
| 16 | 53,4  | 55,1 | 55,6 | 53,2  | 50,0 | 48,7 | 48,3 | 50,1  |
| 17 | 45,7  | 44,0 | 49,4 | 48,7  | 47,4 | 47,3 | 46,0 | 52,4  |
| 18 | 52,6  | 46,7 | 43,9 | 44,0  | 51,0 | 57,1 | 52,1 | 53,1  |
| 19 | 56,1  | 43,9 | 41,9 | 38,0  |      |      |      |       |
| 20 | 35,8  | 32,4 | 32,9 | 36,1  |      |      |      |       |
| 21 | 43,9  | 43,1 | 35,8 | 37,8  |      |      |      |       |

3. táblázat. A borda szélességek számszerű értékei maratás után

| minta | Bordakeresztmetszet területe ( $\mu\text{m}$ ) |      |       |       |       |      |
|-------|------------------------------------------------|------|-------|-------|-------|------|
| LC    | 10660                                          | 9680 | 10664 | 10939 | 11314 |      |
| 1     | 8402                                           | 6928 | 7207  | 7817  | 8058  | 7476 |
| 6     | 7341                                           | 7886 | 6204  | 6467  | 6660  | 7277 |
| 9     | 5232                                           | 5142 | 5393  | 5144  | 5594  | 4796 |
| 12    | 4741                                           | 3645 | 3434  | 3447  |       |      |
| 15    | 2828                                           | 1624 | 2199  | 1224  | 2141  | 1753 |
| 18    | 1922                                           | 1925 | 1870  | 1648  | 2425  | 2410 |

4. táblázat. A bordakeresztmetszetek területe

| minta<br>sorszám | Maratás előtt | Maratás után |
|------------------|---------------|--------------|
|                  | Tömeg (g)     | Tömeg (g)    |
| 1                | 0,0142        | 0,0091       |
| 2                | 0,0145        | 0,0098       |
| 3                | 0,0141        | 0,0093       |
| 4                | 0,0153        | 0,0077       |
| 5                | 0,0139        | 0,0066       |
| 6                | 0,0142        | 0,0037       |
| 7                | 0,0141        | 0,0027       |
| 8                | 0,0141        | 0,0017       |
| 9                | 0,0142        | 0,0019       |
| 10               | 0,0141        | 0,0013       |
| 11               | 0,0137        | 0,001        |

|    |        |        |
|----|--------|--------|
| 12 | 0,0139 | 0,0009 |
| 13 | 0,0141 | 0,0009 |
| 14 | 0,0141 | 0,001  |
| 15 | 0,014  | 0,0007 |
| 16 | 0,014  | 0,0007 |
| 17 | 0,0141 | 0,0005 |
| 18 | 0,0142 | 0,0007 |
| 19 | 0,0141 | 0,0002 |
| 20 | 0,014  | 0,0003 |
| 21 | 0,0139 | 0,0002 |

5. táblázat. A sztentek tömegeinek értékei maratás előtt és után

## Nyilatkozat

Alulírott Katona Bálint kijelentem, hogy ezt a TDK dolgozatot magam készítettem, és abban csak a megadott forrásokat használtam fel. Dolgozatomban minden olyan részt, amelyet szó szerint vagy azonos tartalommal átvettem, a forrás megadásával egyértelműen megjelöltem.

Budapest, 2011. október 28.

.....

Katona Bálint