



M Ű E G Y E T E M 1 7 8 2

BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM  
GÉPÉSZMÉRNÖKI KAR DOKTORI TANÁCSA  
DOKTORI TÉZISFÜZET

Írta:

Nagy Péter

okl. gépészmérnök

okl. EWE, IWE hegesztő szakmérnök

# **Fémes bioanyagok és implantátumok mikromegmunkálása**

című témakörből,  
amellyel a PhD fokozat elnyerésére pályázik

Budapest

2014

## A kutatások előzménye, aktualitása

---

Európában a szív- és érrendszeri megbetegedések és halálesetek száma jelentősen nőtt az elmúlt évtizedben. Magyarországon az '90-es évek elején kezdtek el alkalmazni a sztenteket. Jelenleg tizenkét városban összesen tizenhat szívkatéteres központ működik.

A Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Gépészmérnöki Karának Anyagtudomány és Technológia Tanszékén 1997 óta végeznek kutatásokat sztentekkel és sztentrendszerrel kapcsolatban. Számos TDK-dolgozatban, szakdolgozatban, diplomamunkában és PhD-értekezésben vizsgálták többek között a sztentek geometriai kialakítását, gyártástechnológiáját, felületkezelését és bevonatait, valamint röntgensugaras láthatóságát és kapcsolatukat az emberi szervezettel.

A dolgozatomban leírt vizsgálataimhoz kapcsolódó szakirodalmat az alábbi szempontok szerint dolgoztam fel:

- Az angioplasztika eszközei, amelynek része a sztent.
- A sztentek típusait és fémes alapanyagait. A sztenteket működésük és bevonatuk alapján csoportosítottam. Működésük szerint két fő csoportra osztottam, úgymint ballonos tágítású, illetve öntáguló. A sztentek leggyakrabban alkalmazott fémes alapanyagai az ausztenites korrózióálló acél, a Co-Cr, a Pt-Ir és a Ni-Ti ötvözetek [1-3];
- A sztentek lézersugaras gyártástechnológiája. Az impulzusüzemű Nd:YAG szilárdtest lézersugaras berendezések alkalmasak sztentek lézersugaras vágására és hegesztésére. Az előgyártmány alakjától függően - leggyakrabban cső vagy huzal - a sztenteket lézersugaras vágással vagy hegesztéssel készítik. A lézersugaras vágások minőségét a folyamat közben kialakult vágási felület érdessége, illetve egyes esetekben mikroszkópos felvételek alapján értékelték [4-6];
- A sztentek kémiai maratása. Lézersugaras vágást követően gyakran a sorja eltávolításához kémiai maratást alkalmaznak. Ausztenites korrózióálló acél alapanyag kémiai maratásához gyakran HCl és/vagy HNO<sub>3</sub> komponensű maratópácokat alkalmaznak. Ni-Ti ötvözet kémiai maratásához HNO<sub>3</sub> és/vagy HF tartalmú maratópácokat alkalmaznak a sorja eltávolításához [5-7];
- A markerek típusai, alapanyagai és gyártástechnológiái. Kezdetben a markerek fonatolással, krimpeléssel vagy sajtolással készültek, majd megjelentek a lézersugaras mikrohegesztéssel rögzítettek. Szabadalmakban található több különböző fémből, lézersugaras átolvasztással készülő sztent. A sajtolással készített markereknél egyes esetekben mikrorepedések keletkeztek a markertárolókon. A lézersugaras mikrohegesztéssel rögzített markerek esetében bizonyos anyagpárosításoknál korrózió lépett fel. A lézersugaras átolvasztással készíthető sztentek alapanyagában lévő komponensek egyike a röntgensugár-elnyelés fokozását biztosító markeranyag. Előnyük, hogy nem szükséges a sztenteken külön markertároló egységek kialakítása [8-12];
- A röntgensugaras láthatóság vizsgálati módszerei. A szakirodalomban található olyan módszer, amely alkalmas a sztentek röntgensugaras láthatóságának számszerű meghatározására, amely módszer alapjául szolgál a kutatómunkámnak [13-15].

## A szakirodalommal kapcsolatos megállapítások

---

Szakirodalmi kutatásom alapján azt állapítottam meg, hogy a csőből készülő sztenteket lézersugaras vágással állítják elő és vágás közben sorja keletkezik, amelynek eltávolítása az alkalmazhatóság szempontjából elengedhetetlen. Több olyan módszert is megismertem, amelyek a sorja eltávolítására, illetve annak a méretének minimalizálására alkalmas. A lézersugaras vágás közben keletkező sorja jelentős mennyiségének eltávolítása megvalósítható folyadékfelszín alatti lézersugaras vágással, illetve vágás közben a cső belsejében áramoltatott folyadékkal. Ezekkel a technikákkal és a technológiai hatástényezők helyes megválasztásával - a berendezés fizikai korlátainak figyelembe vételével - csökkenthető a kialakuló sorja mennyisége. A vágás minőségének számszerűsítésére a szakirodalomban a vágási felület érdessége, valamint a sorja - vágási síktól mért - magassága szolgál. Egyes szerzők a sorját alakja, makro- és mikroszkópos felvételeken mért geometriai méretei alapján rangsorolták.

A szakirodalom megismerését követően egy olyan mérési és összehasonlítási módszer dolgoztam ki, amely a sorja és az alapanyag méretviszonyát, ezáltal a vágás minőségét számszerűen értékeli. A módszer alkalmas a lézersugaras vágások minősítésére és rangsorolására is, amelynek alapját a keletkező sorja mérete képezi.

A sztentekről és markereikről készített szakirodalmi összefoglalásban megállapítottam, hogy napjainkban is jelentős mennyiségben készítenek markerekkel rendelkező sztenteket. A markerek rögzítési technikái jelentős változásokon mentek keresztül a lézersugaras technológiák fejlődésével. Napjainkban Ta, Pt és Au markereket alkalmaznak. A lézersugaras mikrohegesztéssel rögzített markerek bizonyos anyagpárosításánál (Ni-Ti alapanyag és Pt marker) pittingkorrózió, illetve galvánkorrózió lépett fel. Az aranyréteggel bevont és aranymarkerrel rendelkező sztentek jelentősen növelték az erek visszaszűkülését. Az egyedi gyártástechnológiák között kiemelkedő műszaki megoldás a fémmátrixú sztentek előállítás. A fémmátrixú sztentek gyártástechnológiáját kizárólag szabadalmakban találtam meg. Ezek vizsgálataira vonatkozóan nem találtam leírást.

A sztentmarkerek fejlesztésében új lehetőségként jelent meg az a lézersugaras gyártástechnológia, amellyel a sztent alapanyagába ötvözik a röntgensugár-elnyelést fokozó markert. Ezzel az eljárással növelik a sztentek proximális és disztális gyűrűinek röntgensugár-elnyelő képességét, ezáltal segítik a beavatkozást végző orvos munkáját és a sztentek relatív pozíciójának meghatározását.

Számos olyan markerrögzítési technikát alkalmaznak, amellyel a sztentbordához rögzítik vagy különböző kialakítású rezervoárban helyezik el a röntgensugár-elnyelést növelő markereket. Az általam kifejlesztett új típusú markeres sztent előnye, hogy a markert a sztentborda belsejében helyezem el. Ezzel a technikával elkerülhető a véráramban fellépő galvánkorrózió jelensége, illetve nem szükséges a rezervoárok kialakítása sem.

A markerrel rendelkező sztentek röntgensugár-elnyelő képességének objektív számszerűsítésére találtam vizsgálati és értékelési módszert, de ennek használhatóságát

sztentbordába ötvözött markereken még nem igazolták. A markerek mennyiségének és azzal elérhető röntgensugár-elnyelés fokozásának mértékére vonatkozóan fontosnak tartottam egy olyan új vizsgálati és értékelési módszer kidolgozását, amely alkalmas ezek számszerűsítésére.

## Célkitűzések

---

A szakirodalom-kutatás összegzésekképpen egyértelművé vált számomra, hogy kutatómunkám célkitűzéseiben olyan tudományos értékű feladatot fogalmazzak meg, amely tisztázza az érintett szakterületek számára fontos problémákat. Az elvégzendő kutatási feladatokat ezek tükrében terveztem az alábbiak szerint:

1. Patkányok nyaki verőérébe lézersugaras vágással és azt követő kémiai maratással készülő Ni-Ti alapanyagú perifériássztentek érfallal érintkező felületének változtatása, vizsgálata és hatásának elemzése. Lézersugaras vágáskor keletkező sorja mennyiségének minimalizálása és az elméleti maximális sorjaméret meghatározása.
2. Ni-Ti alapanyag lézersugaras vágáskor keletkező sorjamennyiség meghatározása.
3. Ni-Ti alapanyagból lézersugaras vágással készített sztentek vágási minőségének megítélésére és rangsorolására alkalmas mérőszám bevezetése.
4. Sztentek és markereik röntgensugár-elnyelő képességének elemzése, valamint ezek objektív és számszerű értékelése klinikai és laboratóriumi körülmények között készített felvételek alapján.
5. Sztentek és markereik mennyiségi viszonyát leíró függvény meghatározása, amellyel már a tervezési fázisában megbecsülhető a sztent röntgensugár-elnyelő képessége.

## A kutatómunka ismertetése

---

Kutatómunkám szakmai programját két nagyobb egységre osztottam. Az elsőben patkányok nyaki verőérében elemzésre kerülő Ni-Ti ötvözetből lézersugaras vágással készített sztenteken végzett fejlesztési eredményeimet mutatom be. A másodikban sztentbordába ötvözött markerekkel rendelkező sztentek fejlesztését tárgyalom.

### ***Ni-Ti sztentek előállítását lézersugaras vágással***

A Ni-Ti ötvözetből készített sztentek lézersugaras vágáskor célom, hogy minimalizáljam a hőhatásövezet kiterjedését és a keletkező sorja mennyiségét. Kísérleti munkámban optimális hatástényező-tartományt határoztam meg Ni-Ti cső lézersugaras vágáshoz, valamint a vágás közben keletkező sorja eltávolításához alkalmazott kémiai maratáshoz. Kísérleteimet 1,24 mm külső átmérőjű és 0,1 mm falvastagságú Ni-Ti csövön végeztem.

A gyártási folyamatot két fő részre tagoltam. Az elsőben csőszeleteket készítettem, amíg a másodikban sztenteket. Fontosnak tartottam a csőszeletek és a sztentek lézersugaras vágását elkülöníteni. Ezt a döntésemet indokolta, hogy nem álltak rendelkezésemre ilyen méretű Ni-Ti cső lézersugaras vágásához optimális hatástényező, így szándékomban állt kísérleti úton meghatározni ezeket. A csőszeletek vágásához meghatározott hatástényezőket adaptáltam sztentekhez.

### ***Lézersugaras vágás közben keletkező sorja méretének meghatározása***

Kutatómunkámban fontosnak tartottam, hogy a vágások minősége rangsorolható, illetve elemezhető legyen. Egy olyan új mérési módszert dolgoztam ki, amely alkalmas a lézersugaras vágások osztályozására, továbbá a gyakorlat számára is hasznos eredményeket szolgáltat, ezzel elősegítve az optimális hatástényező-tartomány megválasztását. Az osztályba sorolás alapját a keletkező sorja mennyisége alapján végeztem el.

A mérési módszer első elemeként definiáltam a lézersugaras vágás közben keletkező elméleti sorjátérfogat paramétert, amely azt a maximálisan képződő sorjátérfogatot jellemzi, amely akkor alakulna ki, ha a teljes vágási térfogathoz sorja keletkezne, veszteség nélkül. A mérési módszer következő elemeként bevezettem a valós sorjátérfogat paramétert, amely kvantitatívan és kvalitatívan jellemzi a lézersugaras vágáskor kialakult sorját.

Az egyes lézersugaras vágások közben kialakult valós sorjátérfogat paraméterének meghatározásához új mérési módszert dolgoztam ki. Ennek igazolását véletlenszerűen kiválasztott Ni-Ti csőszeleteken végeztem, amelyek egy-egy vágási felületét elemeztem. A kiválasztott minták értékelését röntgenmikroszkópos (XRM) felvételeken végeztem. A mérési módszer egyes lépéseit az alábbiakban ismertetem:

1. Az alkalmazott Ni-Ti ötvözet röntgensugár-elnyelő képességének meghatározása az anyagvastagság függvényében 8 bites szürkeárnyalatos XRM felvételen, kalibrálás szürkeségi szint alapján.
2. Röntgenmikroszkópos felvételek készítése csőszeletekről, amelyek eltérő mennyiségben tartalmaznak sorját (kalibráláskor alkalmazott vizsgálati paraméterek).
3. A sorja területének definiálása 3 módszerrel (manuális, automatikus, szürkeségi hisztogram elemzése) és az optimális módszer kiválasztása.
4. A valós sorjátérfogat paraméter meghatározása az egyes mintákon a sorjaterület és a sorjavastagság ismeretében.

### ***Lézersugaras vágások minőségének osztályozása***

Az elméleti és a valós sorjátérfogat ismeretében bevezettem egy új jósági tényezőt, amely alkalmas a lézersugaras vágások minőségi megítélésére és rangsorolására.

A vágás minősége annál jobb, minél nagyobb az általam definiált jósági tényező értéke. Megvizsgáltam azt a két szélsőértéket, amikor a jósági szám értéke 0% vagy 100%. A 0%-os érték azt jelenti, hogy a vágás közben keletkező sorja valós térfogata megegyezik az elméleti sorjátérfogattal. A 100%-os érték azt fejezi ki, hogy nem keletkezett sorja, azonban a mérési módszer korlátját jelenti a csőfal síkjában elhelyezkedő sorja elemzése. Megállapítottam, hogy a mérés pontosságának növelése érdekében a mintát minden esetben a vizsgálati síkra merőlegesen szükséges elhelyezni.

### ***Kémiai maratás***

A sztentek lézersugaras vágása közben keletkezett sorja eltávolítását ultrahangos tisztítóberendezésben végeztem. A maratópác összetételét és hőmérsékletét a Ni-Ti alapanyagokhoz alkalmazott maratópácok szakirodalmi adatait felhasználva határoztam meg.

Kémiai maratáskor változtatható a maratópác összetétele, hőmérséklete és a kezelés

ideje. Kísérleteimet állandó hőmérsékleten és különböző ideig végeztem. A kísérleteimhez összesen 18 darab sztentet használtam fel. A maratási folyamatot 60 s-mal kezdtem és minden egyes mintánál 30 s-mal növeltem ezt az időt.

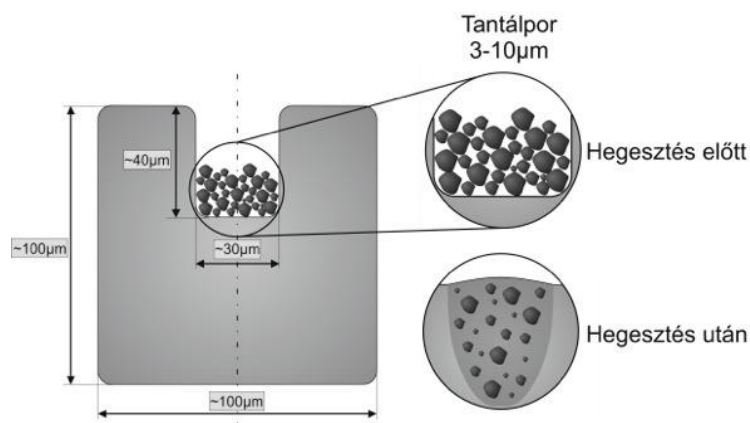
A maratást akkor tekintettem sikeresnek, amikor a vágás közben keletkezett sorját teljes mértékben el tudtam távolítani. A kísérletek elvégzését megelőzően és azt követően a mintákról sztereomikroszkópos felvételeket készítettem. Ezeket megvizsgálva azt tapasztaltam, hogy a 180 s-nál kevesebb maratási idő nem elegendő, ugyanis ekkor a lézersugaras segédvágások által kialakított csőrészek nem estek ki a sztentbordák közül. A 300 s-nál több maratási idő a sztentet olyan mértékben roncsolta, hogy az a későbbiekben nem lenne felhasználható, ekkor ugyanis a hidak és sztentbordák túlságosan elvékonyodtak, egyes esetekben pedig el is fogytak. Az optikai mikroszkópos vizsgálatok alapján arra az eredményre jutottam, hogy a sztenteket 240 s-ig szükséges maratni. Ez a kezelési idő elegendő a sorja teljes mértékű eltávolításához a szerkezet olyan elvékonyodása nélkül, amely a későbbi felhasználást lehetetlenné tenné.

### **Szentbordába ötvözött markerek gyártástechnológiája**

Kutatómunkám második részében sztentbordába ötvözött markereket készítettem. Kísérleti munkámban külön folyamatként elemeztem a lemezeken, illetve a sztenteken végzett kísérleteimet. Ezt a döntésemet az indokolta, hogy a lemezeken végzett kutatásaimhoz Ta-huzalt és port egyaránt alkalmaztam, amíg a sztentekhez kizárólag Ta-port. A lemezen végzett kísérletek az ötvözött markerek gyártástechnológiájának igazolására szolgáltak. Az elért eredmények tükrében, azokat felhasználva dolgoztam ki a sztentbordába ötvözött markerek komplex gyártástechnológiáját. A sztentbordába ötvözött markerek gyártástechnológiájának egyes lépéseit az alábbiak szerint definiáltam, úgymint:

1. lézersugaras ablálás, rezervoárok kialakítása;
2. kémiai maratás: lézersugaras abláláskor keletkezett sorja eltávolítása a rezervoárokból;
3. Ta-por elhelyezése a rezervoárokbán;
4. lézersugaras hegesztés: rezervoárok lezárása;
5. sztent lézersugaras vágása;
6. kémiai maratás: a vágási éleken keletkezett sorja eltávolítása.

A sztentbordába ötvözött markerek gyártástechnológiájának egyes elemeit az 1. ábra szemlélteti.



**1. ábra Szentborda keresztmetszete rezervoár kialakítását követően; a Ta-por elhelyezése, valamint a rezervoár hegesztés utáni állapota**

### ***Röntgensugaras vizsgálatok***

A szakirodalomban nem találtam olyan mérési metodikát, amely a markerek röntgensugaras láthatóságát, valamint a sztentbordába ötvözött markereket objektíven minősíti és számszerű eredményt ad, illetve különböző méretű és geometriájú, szabálytalan alakú markerek röntgensugaras láthatóságát egyaránt jellemzi. Új vizsgálati és értékelési módszert dolgoztam ki, amely alkalmas a sztentbordába ötvözött markerek elemzésére.

A mérési módszer egyes elemeit a lemezekben elhelyezett Ta-markerek vizsgálatain keresztül mutattam be, majd ezt követően alkalmaztam a sztentbordába ötvözött markerekkel rendelkező sztenteken. A mérési metodika kidolgozásának első elemeként röntgenmikroszkópos felvételeket készítettem a mintát nem tartalmazó háttérről, illetve külön az alapanyagokról. A felvételek elkészítését követően kidolgoztam a képi elemek röntgensugaras láthatóságának értékelésére szolgáló módszert. Definiáltam az úgynevezett láthatósági ablakot, amelynél figyelembe vettem a markerek elhelyezkedését, típusát, geometriáját, valamint azt, hogy a röntgensugaras láthatóság egyaránt függ a környezettől és a háttértől.

A markerek és alapanyagok releváns összehasonlítása érdekében bevezettem a lokális relatív láthatósági index paramétert. Megállapítottam, hogy a felvételek összehasonlíthatóságához azonos átvilágítási feltételeket kell biztosítani.

A lemezmintáknál bemutatott metodikával azonosan elvégeztem a sztentbordába ötvözött markerekkel rendelkező sztentek röntgensugaras vizsgálatait. A sztentekről lézersugaras vágást és kémiai maratást követő állapotukban röntgenmikroszkópos felvételeket készítettem, majd összehasonlítottam a markert nem tartalmazó és a markeres sztenteket.

A mérések eredményeiből azt a következtetést vontam le, hogy a sztentbordában lévő Ta-por növeli a sztentborda röntgensugár-elnyelő képességét.

### ***Sztent és marker mennyiségi viszonya***

Meghatároztam a lemezbe és sztentbordába ötvözött markerek röntgensugár-elnyelés növelésének mértéke és az alkalmazott alap- és markeranyagok mennyiségi viszonya közötti kapcsolatot. Új mérési módszert dolgoztam ki, amellyel objektíven és számszerűen meghatározható, hogy az alkalmazott markeranyag mennyisége milyen mértékben változtatja a röntgensugár-elnyelő képességet.

Kidolgoztam azt a vizsgálati és értékelési módszert, amely alkalmas a markeranyag mennyiségének meghatározására. Definiáltam a valós markertérfogat paramétert, amely kifejezi a sztentbordában lévő markeranyag mennyiségét. Ennek ismeretében meghatározható egy új mérőszám, amely a valós markertérfogat és a valós sztenttérfogat hányadosaként értelmezhető.

## A tézisek ismertetése

---

### 1. tézis [NP1-8]

Kidolgoztam egy új vizsgálati és értékelési módszert, amely alkalmas a sztentek alapanyagaként alkalmazott Ni-Ti cső lézersugaras vágásokor kialakuló sorja mennyiségének meghatározására. Definiáltam a  $V_{TB}$  (Theoretical Burr Volume ( $\text{mm}^3$ )) elméleti sorjatérfogat paramétert, amely azt a maximálisan képződő sorjatérfogatot jellemzi, amely akkor alakulna ki, ha a teljes vágási térfogatból sorja keletkezne, veszteség nélkül.

### 2. tézis [NP1-2] [NP5-8]

Kidolgoztam egy új vizsgálati és értékelési módszert, amely alkalmas a sztentek alapanyagaként alkalmazott Ni-Ti alapanyagú cső lézersugaras vágásokor kialakuló sorjatérfogat mennyiségi meghatározására. A módszer egyes elemeként röntgenmikroszkópos felvételeken meghatároztam a lézersugaras vágás közben képződő sorja térfogatát, amelyet a  $V_{EB}$  (Effectiv Burr Volume ( $\text{mm}^3$ )) effektív sorjatérfogat paraméter fejez ki.

### 3. tézis [NP1-2] [NP4-5] [NP7-8]

Kidolgoztam azt a jósági tényezőt, amely alkalmas a sztentek alapanyagaként alkalmazott Ni-Ti cső lézersugaras vágási minőségének megítélésére és objektív mérési eredményeken alapuló rangsorolására. A jósági tényezőt az effektív ( $V_{EB}$ ) és az elméleti ( $V_{TB}$ ) sorjatérfogat hányadosaként definiáltam:

$$Q_{LC} = \left(1 - \frac{V_{EB}}{V_{TB}}\right) \cdot 100 (\%)$$

A 0%-os  $Q_{LC}$  érték azt fejezi ki, hogy a vágás közben keletkező sorja effektív térfogata megegyezik az elméleti sorjatérfogattal ( $V_{EB}=V_{TB}$ ). A 100%-os  $Q_{LC}$  érték azt fejezi ki, hogy nem keletkezett sorja.

### 4. tézis [NP9-12]

Definiáltam a sztentrendszer részét alkotó markerek lokális relatív röntgensugaras láthatósági index paraméterét (Local Relative Visibility Index,  $XRV_{LREL}$  (%)), amely egy új funkcionális tulajdonság. Ez a paraméter objektíven és számszerűen kifejezi, hogy a markert is tartalmazó röntgensugaras felvétel mennyivel látható jobban a mintát nem tartalmazó (üres) háttérképhez képest. Ez a paraméter alkalmas azonos átvilágítási feltételekkel készített felvételeken a sztent felületén elhelyezett és a sztentbordába ötvözött markerek jellemzésére.

### 5. tézis [NP9-12]

Kidolgoztam azt a vizsgálati és értékelési módszert, amely alkalmas a markeranyag mennyiségének meghatározására. Definiáltam a  $V_{EM}$  (Effective Marker Volume ( $\text{mm}^3$ )) effektív markertérfogat paramétert, amely kifejezi a sztentbordában lévő markeranyag mennyiségét. A  $V_{EM}$  paraméter ismeretében meghatározható az  $R_{M/TS}$  (Rate of Marker/Total Strut (%)) paraméter, amely az effektív markertérfogat ( $V_{EM}$ ) és az effektív sztenttérfogat  $V_{ES}$  (Effective Stent Volume ( $\text{mm}^3$ )) hányadosaként értelmezhető:

$$R_{M/TS} = V_{EM}/V_{ES} \cdot 100(\%)$$

## Az eredmények hasznosítása

---

A kutatásaimban elért eredményeim egyaránt rendkívül fontosak a sztentek tervezésével és gyártásával foglalkozó mérnököknek, illetve a sztentek beültetését végző orvosoknak és a felhasználóknak. A Ni-Ti ötvözetből lézersugaras vágással készített sztentek vágási minőségének megítélésére kidolgozott új mérési módszer, valamint a sorjaeltávolítás folyamatának megismerése hozzájárul a jövőbeni gyártástechnológiai paraméterek meghatározásához. A sztentbordába ötvözött markerek gyártástechnológiájának kidolgozásával új típusú sztentek készíthetők, amelyek segítik az orvosok munkáját beavatkozás közben és azt követően.

A lézersugaras vágások minőségi megítélésének elősegítése érdekében kidolgoztam egy olyan összehasonlítási eljárást, amely számszerűen minősíti az alapanyag és a vágás közben keletkező sorja mennyiségi viszonyát. Ezek az eredmények nagymértékben hozzájárulnak a jövőbeni lézersugaras vágások minőségi rangsorolásához.

A sztentbordába ötvözött markerek fejlesztése újabb előrelépést jelenthet a sztentgyártóknak és az orvosoknak egyaránt. A sztentek jobb pozícionálhatóságát és azok relatív helyzetének megítélését jelentős mértékben elősegítik ezek az egyedi markerek.

A röntgensugaras vizsgálati eredményeim nagymértékben hozzájárulnak a sztentek alapanyagainak és markereinek tervezéséhez és kialakításához. Ezekhez szorosan kapcsolódnak a laboratóriumi körülmények között és a klinikai gyakorlatban alkalmazott berendezéseken végzett kutatásaim eredményei.

A sztentek fémmel fedett felületének és az elhelyezett markerek helyzetének, alapanyagának és mennyiségének előzetes tervezéséhez nyújtanak segítséget a röntgensugaras felvételek alapján kidolgozott képelemző-szoftveres fejlesztéseim.

Kutatási eredményeim összegzésként elmondhatom, hogy a sztentgyártók és az orvosok igényeivel összhangban álló kísérleti eredményeim nagymértékben hozzájárulnak a jövőbeni sztentek tervezéséhez, gyártásához és felhasználásához.

## Irodalmi hivatkozások

---

- [1] J. Lévesque, D. Dubé, M. Fiset and D. Mantovani, "Materials and properties for coronary stent," *Advanced materials & processes*, vol. 162, no. 9, pp. 45-48, 2004.
- [2] K. Yang, Y. Ren and P. Wan, "High nitrogen nickel.free austenitic stainless steel: A promising coronary stent material," *Sci China Tech Sci*, vol. 55, no. 2, pp. 329-340, 2012.
- [3] G. Mani, M. D. Feldman, D. Patel and M. Agrawal, "Coronary stents: A materials perspective," *Biomaterials*, vol. 28, no. 9, p. 1689–1710, 2007.
- [4] N. Muhammad and L. Lin, "Underwater femtosecond laser micromachining of thin nitinol tubes for medical coronary stent manufacture," *Applied Physics A: Materials Science Processing*, vol. 107, no. 4, pp. 849-861, 2012.
- [5] Y. Kathuria, "Laser microprocessing of metallic stent for medical therapy," *Journal of Materials Processing Technology*, vol. 170, no. 3, p. 545–550, 2005.

- [6] Y. P. Kathuria, "The potential of biocompatible metallic stents and preventing," *Materials Science and Engineering: A*, vol. 417, no. 1-2, pp. 40-48, 2006.
- [7] S. Shabalovskaya, J. Anderegg and V. Humbeeck, "Critical overview of Nitinol surfaces and their modifications for medical applications," *Acta Biomaterialia*, vol. 4, no. 3, pp. 447-467, 2008.
- [8] M. A. Imran, „Expandable stent having radiopaque marker and method”. *CardioVasc, Inc. (Menlo Park, CA)* Szabadalom száma: 6022374, 08 02 2000.
- [9] J. J. Frantzen, „Surgical stent featuring radiopaque markers”. *Cook Incorporated (Bloomington, IN)* Szabadalom száma: 6293966, 25 09 2001.
- [10] J. D. Fulkerson, T. O. Bales és S. L. Jahrmarkt, „Vascular stent with radiopaque markers”. *SYNTHETON, LLC* Szabadalom száma: 20040015229, 22 01 2004.
- [11] D. Stoeckel, A. Pelton and T. Duerig, "Self-expanding nitinol stents: material and design," *Eur Radiol*, vol. 14, no. 2, pp. 292-301, 2004.
- [12] S. JS, "MEDICAL DEVICES INCLUDING COMPOSITES". *Boston Scientific Limited, an Irish company* Patent EP1866006, 18 04 2012.
- [13] G. Ring, Koszorúerszentek és más endoprotézisek preklinikai vizsgálata, BME Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék: Ph.D. értekezés, 2010.
- [14] J. Dobránszky, G. Ring, E. Bognár, R. Kovács and E. Bitay, "New Method for Evaluating the Visibility of Coronary Stents," *Acta Polytechnica Hungarica*, vol. 11, no. 5, pp. 81-94, 2014.
- [15] R. Steegmüller, M. Strobel, E. Flaxmeier és A. Schuessler, „Micro welding for improved radiopacity of nitinol stents,” in *SMST-2004: Proceedings of the International Conference on Shape Memory and Superelastic Technologies*, Novelty, ASM International, 2006, pp. 591-596.

## A tézispontokhoz tartozó tudományos közlemények

---

- [NP1] B. Katona, E. Bognár, B. Berta, **P. Nagy** and K. Hirschberg, „Chemical etching of nitinol stents,” *Acta of Bioengineering and Biomechanics. Vol. 15, No. 4, 2013, pp. 3-8.*
- [NP2] B. Katona, **P. Nagy**, E. Bognár and K. Hirschberg, "Development of Nitinol stents: etching experiments," *Materials Science Forum*, vol. 729, pp. 240-245, 2013.
- [NP3] G. Meszlényi, **P. Nagy**, S. Bella and J. Dobránszky, "Laser beam cutting and welding of coronary stents (Taiarea si sudarea cu fascicul laser a stenturilor coronariene)," *BID-ISIM Welding and Material Testing*, vol. 17, no. 2, pp. 17-26, 2008.
- [NP4] G. Meszlényi, **P. Nagy**, S. Bella and J. Dobranszky, „Laser beam cutting and welding of coronary stents,” in *Proc. International Conference Innovative technologies for joining advanced materials*, Temesvár, ISIM, 2008, p. 39–43.
- [NP5] **P. Nagy**, E. Bognár, G. Stefán and J. Dobránszky, „Nitinolszentek előállítására lézersugaras vágással,” in *Proc. OGÉT, Kolozsvár, EMT, 2011, p. 268–271.*
- [NP6] **P. Nagy**, B. Katona, Á. Lengyel, E. Bognár, K. Hirschberg és J. Dobránszky, „Lézersugaras technológia fejlesztése nitinol sztentek vágásához,” in *Proc. FMTÜ, Kolozsvár, Erdélyi Múzeum-Egyesület, 2011, p. 217–220.*
- [NP7] Á. Lengyel, **P. Nagy**, E. Bognár and K. Hirschberg, "Development of Nitinol stents: electropolishing experiments," *Materials Science Forum*, vol. 729, pp. 436-441, 2013.
- [NP8] **P. Nagy** and J. Dobránszky, "Laser cutting of small diameter nitinol tube," *Materials Science Forum*, vol. 729, pp. 460-463, 2013.
- [NP9] L. Pelyhe és **P. Nagy**, „Relative visibility of the diagnostic catheter,” *Acta Polytechnica Hungarica*, 2014. Megjelenés alatt.
- [NP10] **P. Nagy**, „X-ray analysis of stents and their markers,” *Periodica Polytechnica*, 2014. Megjelenés alatt.

- [NP11] **P. Nagy**, „Szentbordába integrált markerek előállítására lézersugaras mikromegmunkálással” *Anyagok Világa*, Megjelenés alatt.
- [NP12] **P. Nagy**, „X-ray examination of integrated stent markers,” *Innovation and Research in BioMedical Engineering*, Megjelenés alatt.

## További tudományos közlemények

---

- [1] J. Dobránszky, **P. Nagy** and T. Kovács, “Developments in copper to copper micro-welding technologies,” *BID-ISIM Welding and Material Testing*, vol. 21, no. 3, p. 2012, 12-16.
- [2] L. R. Balázs T, E. Bognár, S. Akman, **P. Nagy**, E. Zima, J. Dobránszky and T. Szili-Török, “Ablation time efficiency and lesion volume - in vitro comparison of 4 mm, non irrigated, gold- and platinum-iridium-tip radiofrequency ablation catheters,” *Journal of Interventional Cardiac Electrophysiology*, vol. 36, no. 1, pp. 13-18, 2013.
- [3] **P. Nagy** and L. Pelyhe, „Relationship between the kink and the structure of the guidewire,” *Periodica Polytechnica Mechanical Engineering*.
- [4] **P. Nagy**, Á. Joób-F, Á. Schindler, D. Pammer and E. Bognár, “Fogászati implantátumok felületkezelése,” *Biomechanica Hungarica*, vol. 7, pp. 42-49, 2014.
- [5] F. Joób, T. Divinyi, **P. Nagy**, D. Pammer and E. Bognár, “A fogászati implantátumok felületkezelésének csontintegrációra kifejtett hatásának új, kvantitatív mérési lehetőségei klinikai esetek kapcsán,” *Fogorvosi Szemle*, vol. 107, pp. 59-62, 2014.
- [6] E. Bognár, T. Balázs, G. Ring, B. Szabó and **P. Nagy**, “Stent Retention Measurement,” *Materials Science Forum*, vol. 659, pp. 28-3288, 2010.
- [7] **P. Nagy** and J. Dobránszky, „Laser welding of stents,” in *Proceedings of the Seventh Conference on Mechanical Engineering*, Budapest, BME, 2010, p. 738–742.
- [8] L. Nádai, B. Katona, A. Terdik, **P. Nagy**, M. Weszl és E. Bognár, „Titán kémiai maratása és elektropolírozása,” in *Proc. FMTÜ*, Kolozsvár, Erdélyi Múzeum-Egyesület, 2013, pp. 265-268.
- [9] B. Katona, L. Nádai, **P. Nagy**, A. Terdik, A. Bonyár, M. Weszl és E. Bognár, „Titán minták anodizálása és bakteriológiai vizsgálata,” in *Proc. FMTÜ*, Kolozsvár, Erdélyi Múzeum-Egyesület, 2013, pp. 181-184.
- [10] L. Nádai, B. Katona, A. Terdik, **P. Nagy** és E. Bognár, „Chemical etching of titanium samples,” in *Proc. YSESM*, 2013.
- [11] B. Katona, L. Nádai, A. Terdik, M. Weszl, **P. Nagy** és E. Bognár, „Anodic oxidation of medical grade titanium,” in *Proc. YSESM*.
- [12] B. Katona, L. Nádai, E. Bognár és **P. Nagy**, *Surface treatments in medical technology*, Budapest, Magyarország, 2013, pp. 178-187.