

# Óbudai Egyetem Anyagtudományok és Technológiák Doktori Iskola

# Bioanyagok és kompozitok fejlesztése és lézeres megmunkálása

Habilitációs tézisfüzet

Szerző:

# Dr. Bitay Enikő

egyetemi docens Sapientia Erdélyi Magyar Tudományegyetem, Marosvásárhelyi Kar, Gépészmérnöki Tanszék



Kolozsvár, 2020

# TARTALOMJEGYZÉK

I. A KUTATÁS ELŐZMÉNYEI	1
I.1. Kapcsolat a témában született korábbi eredményekkel	1
I.2. A szakirodalmi előzmények rövid áttekintése	1
I.3. A kutatási téma ismertetése	2
II. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK	3
1. Nemesíthető acélok duplex felületkezelése	3
1.1. 1. tézis	3
1.2. Rövid indoklás	3
1.3. Az eredmények részletezése	3
2. Rozsdamentes acélcsövek nagy pontosságú lézeres vágása	6
2.1. 2. tézis	6
2.2. Rövid indoklás	6
2.3. Az eredmények részletezése	7
3. Fém és polimer kompozit bioanyagok lézeres jelölése	11
3.1. 3. tézis	11
3.2. Rövid indoklás	11
3.3. Az eredmények részletezése	11
4. Járműipari villamos vezetékek PVC-szigetelésének lézeres	<b>jelölése</b> 15
4.1. 4. tézis	15
4.2. Rövid indoklás	15
4.3. Az eredmények részletezése	16
5. Duplex korrózióálló acélok varratainak ferrittartalma	19
5.1. 5. tézis	19
5.2. Rövid indoklás	19
5.3. Az eredmények részletezése	20

6. Koszorúérsztentek röntgensugaras láthatósága	26
6.1. 6. tézis	26
6.2. Rövid indoklás	27
6.3. Az eredmények részletezése	27
7. Az áthúzhatóság szerepe kompozithuzalok folyamatos gyá	irtásában.34
7.1. 7. tézis	34
7.2. Rövid indoklás	34
7.3. Az eredmények részletezése	35
III. A kutatás és a bemutatott eredmények hatása	,
VISSZHANGJA	40
IV. Szakirodalmi hivatkozások listája	42
V. A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos	
KÖZLEMÉNYEK	46
VI. További tudományos közlemények	47

# I. A KUTATÁS ELŐZMÉNYEI

#### I.1. Kapcsolat a témában született korábbi eredményekkel

A Tratament superficial cu laser al oţelurilor cu conţinut redus de carbon, angolul Laser surface treatment of low carbon steels, magyarul Kis széntartalmú acélok lézeres felületkezelése című doktori (PhD-) értekezésemet 2003-ban védtem meg a Kolozsvári Műszaki Egyetemen (Universitatea Tehnică Cluj-Napoca). Az azt megalapozó kutatómunkámat jelentős részben Magyarországon, a Miskolci Egyetemen és a budapesti Bay Zoltán kutatóintézetben végeztem. A doktori értekezésemhez kapcsolódó kutatómunka eredményeinek publikálása időben jóval túlnyúlt az értekezésem benyújtásának időpontján. Ezért, mivel ezek a közlemények mégiscsak annak a doktori kutatási időszaknak az eredményei, a habilitáció elnyeréséért benyújtott habilitációs téziseimnél csak mint előzményekre hivatkozom rájuk [11], [12], [15], [19].

#### I.2. A szakirodalmi előzmények rövid áttekintése

A habilitációs pályázatomat megalapozó kutatómunkámat 2006-ban kezdtem el azzal, hogy bekapcsolódtam a mai Óbudai Egyetem Anyagtechnológiai Tanszékén folyó kutatómunkába. Az itt meglévő hegesztési és tribológiai tudással jól össze lehetett párosítani az általam művelt lézertechnológiai kutatásokat. Ennek nyomán, az Óbudai Egyetemen hozzátett új eredményekkel integrálva foglaltuk össze – szakkönyvekben és szakcikkekben – a lézeres felületkezelések terén elért eredményeinket. Ezeknek az Óbudai Egyetemen végzett kutatásoknak a sorába [14], [18], [19], [20], [21], [23] illeszkedik a plazmanitridálás és a lézeres felületkezelés együttes alkalmazásával kapcsolatos elméleti és kísérleti munkánk, amelynek eredményeiből [1] a habilitációs tézisfüzet 1. tézisét is megfogalmaztam.

A kutatási téma kialakulását tekintve, a legfontosabb előzményként az MTA Anyagtudományi és Technológiai Tudományos Bizottságban kialakult kutatásszervezési együttműködések vezettek el oda, hogy 2010-ben bekapcsolódtam a BME Anyagtudomány és Technológia Tanszékén, továbbá az MTA–BME Fémtechnológiai és később Kompozittechnológiai Kutatócsoportjában folyó kutatásokba, és az ezekhez kapcsolódó mesterképzési és doktori képzési munkába. Ennek eredményeként a BME-n megvalósított korábbi és folyamatban lévő kutatások képezik az azóta közösen végzett kutatómunka szakirodalmi előzményeit is, amelyeket külön összefoglalni csak a tematikus csoportosításuk megadásával szeretném, hiszen mind a 10 mellékelt publikációmnak részét képezi, a cikk bevezetőjében, a szakirodalmi előzmények célirányos összegzése. A szóban forgó, egymáshoz többféle rendezőelv szerint kapcsolódó szakirodalmi előzményeket (a kiemelt szakirodalmi hivatkozások listáját lásd a IV. fejezetben) az itt összegzett kutatási témám fő kulcsszavaihoz – lézeres megmunkálások, bioanyagok, kompozitok – kapcsolódóan rendszerezem:

- a) Huzalból gyártott sztentek lézeres hegesztése [Szabó B., 2006].
- b) Csőből, lézeres vágással gyártott sztentek anyagai és gyártása [Szabó B., 2006], [Ginsztler J., 2007], [Meszlényi Gy., 2008].
- c) A különféle anyagú sztentek röntgensugaras láthatósága [Bán M., 2011].
- d) A sovány (lean) duplex acélok lézeres vágása és hegesztése [Dobránszky J., 2007], [Cazottes S., 2010].
- e) Fém és kerámia bioanyagok és kompozitok felületkezelése [Veres M., 2007].
- f) Járműipari villamos szigetelő polimer kompozitok lézeres jelölése [24].
- g) A fémkompozit-erősítőszálainak alkalmazhatósági korlátai a Blücher-féle folyamatos gyártási eljárásban [Blücher J. T., 2003].

#### I.3. A kutatási téma ismertetése

Az előzőekben röviden bemutatott kutatócsoportokhoz való csatlakozással meg tudtam őrizni az anyagtechnológiai – és köztük különösen is a lézeres megmunkálásokra irányuló – érdeklődésemet. A kutatás tárgyát képező anyagok és technológiák területén a BME-s kutatásokhoz való csatlakozás azonban nagyon jelentős váltást tett lehetővé, ugyanis a szóban forgó kutatások a különleges funkcionalitású anyagok fejlesztésére és azok lézersugaras megmunkálásaira irányultak: az orvostechnikai és bioanyagokra, a fém- és a polimer kompozitokra, illetve ezeknek a lézersugaras vágására, hegesztésére és jelölésére, mégpedig kifejezetten az ipari alkalmazásokra orientálódva.

Az I. fejezetben eddig leírtakkal kívántam ismertetni a habilitációs pályázatom alapjául szolgáló kutatási témát, amelyet szándékaim szerint a tézisfüzet címe is egyértelműen kifejez.

A fentiekből egyenesen következik, hogy a habilitációs pályázatomban erre a legutóbbi kutatási periódusban született 10 publikációra alapozva foglalom össze tézisekben a tudományos munkásságom eredményeit.

# II. ÚJ TUDOMÁNYOS EREDMÉNYEK

A doktori iskola szabályzatának előírásait kívánván követni, azt a módszertani megoldást alkalmazom, hogy az egyes tézispontokon belül először megfogalmazom a tudományos eredményt tartalmazó állítást (tézist), majd rövid indoklást, magyarázatot adok hozzá a tézis alapjául szolgáló tudományos publikációk alapján.

# II. 1. Nemesíthető acélok duplex felületkezelése

# 1.1. 1. tézis

A nitridálás és a felületi edzés együttes alkalmazása megnöveli a kezelt réteg termikus stabilitását.[1]

# 1.2. Rövid indoklás

A tézisfüzetemben duplexnek nevezett – vagy másként hibrid – felületkezelés egyik előnye a gyorsabb kezelés, a másik előny, hogy a felület edzése előtt nitridálással létrehozott réteg termikus stabilitása javul. A lézeres edzést a nitridálás előtt alkalmazva az edzett zónába a megeresztése közben nitrogén jut be. A kéregvastagság ugyan csökken, viszont nagyobb lesz a keménységmaximum, és a nitridált réteget egy növelt keménységű nemesített réteg támasztja.

Ha a növelt keménységű kéreg nagyobb mélysége mellett utómegmunkálási (vagy egy esetleges "bejáratási") ráhagyás válik indokolttá, akkor előnyösebb a lézeres edzést a plazmanitridálás után végezni.

# 1.3. Az eredmények részletezése

E kutatás során arra törekedtünk, hogy kimutassuk, a duplex felületi kezelés eredményeképpen nagymértékben javulnak az alkatrészek mechanikai tulajdonságai, mint például a felületi terhelhetőség vagy a kopásállóság. Ezeknek a tulajdonságoknak a javítása ilyen mértékben nem lehetséges csupán plazmanitridálással vagy lézeres felületkezeléssel.

Duplex kezelésnek azt nevezzük, amikor kombináltan alkalmazzuk a hagyományos termokémiai eljárásokat (mint amilyen a nitridálás vagy cementálás), és a nagy energiabevitellel járó, gyors hevítési módszereket (indukciós vagy lézeres hevítés). Ezeket az eljárásokat azért alkalmazzuk, hogy javítsuk bizonyos anyagok, illetve az azokból készült termékek károsodásállóságát. A nitrocementálást normalizált vagy nemesített alapanyagon végzik 570 °C hőmérsékleten, 4–8 órán át, gáz közegben, ami lehet például 56,3% NH<sub>3</sub>; 34–41% H<sub>2</sub>; 1,3–2,0% CO<sub>2</sub>. Ezt követi a lézeres felületi kezelés szén-dioxid lézerrel, a szükséges teljesítmény, defókusz és előtolási sebesség mellett. A felületedzést nitridálással is kombinálják.

Az alkalmazhatóságra vonatkozó kérdés az, hogy hoz-e jelentős előnyt a kétlépcsős – és emiatt drágább – kezelés ahhoz képest, amit külön-külön lézeres kezeléssel vagy nitridálással érhetünk el? Arra is kerestünk választ, hogy melyik a helyesebb sorrend: előbb nitridálás, majd lézeres felületi edzés, avagy fordítva? Végül pedig megvizsgáltuk, milyen az ilyen kezelések következtében kapott felületi réteg megeresztésállósága.

Ezeket a technológiai megoldásokat különböző, korábbi kutatások során már leírták, a duplex változatokat [Davies D. P., 1991], [Bloyce A., 1992], [Wong Y. C., 1999], matematikailag is modellezték [Bell T., 1999], és a felületi kezelés tágabb ágazatába való integrálásuknak is van irodalma [Bell T., 1990].

Alkalmazási példaként a közepes és nagyméretű műanyagfröccsöntő szerszámok, illetve az általános gépészeti szerkezeti anyagául használt, 40CrMnMo7 jelű szerszámacélt használtuk. A keresett előnyös tulajdonságok: javított forgácsolhatósági jellemzők, jó polírozhatóság, fotomarathatóság, kiváló szívósság [EQUIST, 2000].

A lézeres felületedzés technológiája ismert [Bergmann, H. W., 1994]. A munkadarabok oldalfelületeit "Graphite 33" abszorpciónövelő bevonattal láttuk el, majd a következő paraméterekkel végeztük a lézeres felületedzést: felületi fókuszfoltméret d<sub>f</sub> = ,2 mm; a sugárrezgetés frekvenciája f<sub>s</sub> = 100 Hz, illetve amplitúdója A<sub>s</sub> = 0,5 mm, míg jelalakja  $\Delta$ ; a P lézerteljesítmény 1250, 1850, 2500 és 3150 W; a munkadarabok v<sub>r</sub> relatív (lézernyalábhoz viszonyított) sebessége 400, 600, 800. Ebből az utóbbi két paraméterből származik a fajlagos hőbevitel, amely ebben az esetben 126 és 187,5 J/mm között változott.

Hőn tartásról nem beszélhetünk, mivel a kezelt anyag nagyon gyorsan hevül fel ausztenites hőmérsékletre, de ugyanolyan gyorsan ki is hűl. A karbidok teljesebb oldódása márpedig időigényes folyamat, ezért szükséges, hogy a hőciklus szükséges hőmérsékletek feletti időtartama hosszabb legyen, emiatt a célhőmérséklethez képest 200–300 °C-kal melegebbre kell hevíteni a kérget. A hőmérséklet lehet kisebb is, nemesített acélok esetében, ahol a szövetszerkezetben a karbidok finom mérettel és diszperz eloszlásban vannak jelen. A lézeres felületi edzés és az ötvözőbevitellel járó termokémiai kezelés között lényeges különbség az, hogy az előbbi esetében a kéreg és a mag kémiai összetétele azonos, tehát kisebbek a maradó feszültségek. Emellett a hőbevitel nagyon koncentrált, aminek következtében kisebbek a termikus feszültségek és az ezekből következő esetleges maradó alakváltozások is. A plazmanitridálást a következő paraméterek szerint végeztük: vákuumtér nyomása 0,62 mbar = 62 Pa; maximális feszültség 900 V; maximális áramerősség 40 A; gázösszetétel (plazmaalkotók) 25% N<sub>2</sub> + 75% H<sub>2</sub>; gáznyomás (plazmaalkotók) 5 mbar = 500 Pa; felhevítés sebessége 500 °C/óra; felhevítés időtartama 1,15 óra; hőn tartás hőmérséklete: 520 °C; hőn tartás időtartama 20 óra.



**1. ábra.** Duplex felületkezelés: lézeres felületedzés és az azt követő nitridálás eredményezte keménységeloszlási görbék [1]



**2. ábra.** Duplex felületkezelés: nitridálás, majd az ezt követő lézeres felületedzés eredményezte keménységeloszlási görbék [1]

Az eljárások alkalmazása és a munkadarab tulajdonságainak az azt követő vizsgálata nyomán a következőket észleltük: a lézeres edzést követő plazmanitridálás hatására vékonyabb lett a megnövelt keménységű réteg, mint ha csupán lézeres kezelést alkalmaztunk volna, de a keménységmaximum a külön-külön alkalmazott eljárásokhoz képest növekedett. Ha a lézeres hőbevitelt kb. 30–60 J/mm-rel csökkentettük, a keménységprofil romlott, de a plazmanitridálás lényegesen javított rajta. Ha előbb végeztünk lézeres felületkezelést és utána plazmanitridálást, a kezelt területek termikus stabilitása is minősíthető lett, a nitridálás ugyanis gyakorlatilag egy hosszú időtartamú megeresztés. A kialakult keménységprofil nagyon jó termikus stabilitást eredményez, mivel közvetlenül a felszín alatt növekedik a keménység és csak az alatt van megeresztő hatás, ez utóbbi edzett kéregben jelentős, nemesített alapanyagban elhanyagolható mértékű.

A duplex kezelés következtében a nagy keménységű zóna mélyebb, mint amit külön, csak lézeres edzéssel vagy plazmanitridálással érhetünk el.

Az eljárás egyik nagy előnye a gyorsabb kezelés, hiszen ha csak nitridálást alkalmaznánk, a szükséges kéregvastagságot csak hosszú diffúziós idő alatt érnénk el. Ugyanakkor a nitridálás hozzáadása a folyamathoz, az anélküli felületi kezeléshez képest kedvezőbb termikus stabilitást eredményez a kéregben.

Mindkét sorrendnek megvannak a maga előnyei: ha a lézeres kezelést végezzük előbb, akkor a kemény kéreg valamivel vékonyabb lesz ugyan, de jobb lesz a termikus stabilitás. Amennyiben viszont a plazmanitridálást végezzük el előbb, az növeli a kemény kéreg vastagságát, de nagyobb a valószínűsége annak, hogy maradék ausztenit forduljon elő benne. Így tehát, ha nincs szükség utólagos felületi megmunkálásra, akkor ajánlatos előbb a lézeres edzést elvégezni, ha viszont ellenkezőleg, utólagos abrazív megmunkálás lesz szükséges, akkor előnyösebb, ha előbb a plazmanitridálást végezzük el. Mindkét esetben figyelmet kell fordítani a lézeres edzés fajlagos hőbevitelére, de a lézeres edzést követő plazmanitridálás duplex eljárás kevésbé érzékeny ennek az értéknek a beállítására.

#### II. 2. Rozsdamentes acélcsövek nagy pontosságú lézeres vágása

#### 2.1. 2. tézis

A koszorúérsztentek vékony falú csőből, oxigén vágógázzal végzett lézersugaras vágása során a keletkező tapadósalak méretére hatással lévő technológiai változók közül a lépésköz a legerősebb hatástényező; csökkenő lépésköz hatására nő több, míg növekvő lépésköz esetén kevesebb tapadósalak és sorja keletkezik.[2]

#### 2.2. Rövid indoklás

A koszorúérsztentek lézersugaras vágását többlépcsős felületkezelés követi: rezgetéses, csiszolószemcsés mechanikai csiszolás, revétlenítés, elektropolírozás, amelyek eredményességét alapvetően meghatározza a lézeres vágás során képződő tapadósalak és sorja mennyisége és tapadása. Emiatt kell a lézeres vágást a tapadósalak eltávolíthatóságára optimalizálni. A tézisben megfogalmazott eredményre vezető kutatásban azt figyeltük meg, hogy a csökkenő lépésköz a tapadósalak méretének növekedésének irányába úgy hat, hogy az átlapolásos vágás nagyobb (0,03–0,04 mm) lépésközeihez tartozik a legkisebb tapadósalakméret, amire az impulzusfrekvencia szinte semmilyen hatást nem gyakorol.

Az impulzusteljesítmény hatása sem jelentős, de az optimumtól a növekvő teljesítmények felé elmozdulva egyértelműen erősebben növekedik a tapadósalak-képződés, mint a kisebb teljesítmények irányába módosítva a változót.

#### 2.3. Az eredmények részletezése

E kutatás során azt vizsgáltuk, hogy a gyógyászatban használt eszközök és az orvosi implantátumok lézeres vágása esetén a vágás technológiai tényezői miként befolyásolják a folyamat eredményességét és a termék minőségét. A lézeres vágás technológiai jellemzőit már korábban is vizsgálták, különösen annak energiagazdaságosságát [Buza G., 2010], illetve azt, hogy miként lehet a folyamatot online diagnosztizálni [Sklánitz A., 2001]. Mi a különböző tényezőket két különböző berendezésen végzett mikromegmunkálás esetén vizsgáltuk.

Magyarországon a Sanocor sztentek jelentős helyet foglalnak el a humán célú koronaér-tágító fejlesztések között. A mintázatok kialakításakor szem előtt tartották néhány fontos tényező optimalizálását is, mint amilyen a sztentek krimpelhetősége (összenyomhatósága), feltágíthatósága, a különböző tágulási alakváltozások, a vágási technológia vagy az ezzel kapcsolatos radiális tartóerő. A fejlesztés új irányt vett 2005-ben, amikor felismerték a feltágításkor fellépő egyenetlen alakváltozás hátrányos hatásait. A lényeg az, hogy krimpeléskor a sztentbordák egy része nem egységesen nyomódik össze, a koronák deformálódnak, kitérnek a hengerpalást síkjából, elcsavarodnak, ezek a kedvezőtlen hatások még hangsúlyosabbak lesznek az érbetétek feltágításakor.

Több lehetőség is felmerült a probléma orvoslására. Az egyik az volt, hogy csökkentsék a bordák és a hidak szélességét. Bár ennek pozitív hozadéka a kívánt fémmel fedett felület, mivel a keresztmetszetet meghatározza az eredeti cső falvastagsága, így kötött, és nem előzi meg az aszimmetrikus tágulást. A második lehetőség, a hidak helyének megváltoztatása a krimpelhetőség figyelembevételével megoldja ugyan az alapproblémát, de nagy hátránya, hogy bármilyen módosítás esetén mindent újra kell tervezni, ráadásul a korábban szerzett tapasztalatokat sem mindig lehet felhasználni a tervezés, illetve a gyártás folyamata során.

A harmadik lehetőség az, hogy átalakítjuk az alakváltozó zónák geometriáját. Ez annyiban okoz nehézséget, hogy új, még felderítetlen terület, továbbá hogy várhatóan csökken a radiális erő még akkor is, ha a bordák vastagsága nem változik. Viszont javul a flexibilitás, az alakváltozás során kisebbek lesznek az inhomogenitások, és az alakváltozás nem egy helyre korlátozódik, hanem eloszlik a mintázat több pontja között. Ezen előnyök miatt döntöttünk a harmadik lehetőség mellett.

Kétféle változatot dolgoztunk ki, mindkét esetben keskenyítve a borda, illetve a korona kapcsolódási övezetét, hogy ezáltal csökkentsük a keresztmetszet torzulását, csavarodását. Így, mivel ugyanaz az alakváltozás egyszerre két helyen jelenik meg, kettéoszlik a terhelés. Mivel a sztent eredeti, parányi mérete miatt igen nehezen vizsgálható, a kísérleteket tízszeresen felnagyított próbatesteken végeztük, és fizikailag is modelleztük azokat a jelenségeket, amelyek összenyomás, illetve tágulás során jelentkeznek, ezen tapasztalatok alapján fejlesztettük tovább a mintázatot.

Előbb a Sanocor Stent F-0 sorozat már meglevő geometriájú próbatesteken kísérleteztünk. Két típusú próbatestet használtunk, az egyiken hídcsatlakozási pont is volt, a másik csupán egy bordapárból, egy ívből és két fogáspontból állt. Azért volt szükség kétfélére, mert a híd megléte vagy hiánya befolyásolja a sztent kihajlását, ahol híd van, ott a korona nem tud kifordulni.

A 15 mm átmérőjű, 1 mm falvastagságú, 1.4304 anyagú, hosszvarratos csőből kivágott próbatesteket előbb 1100 °C hőmérsékleten hőkezeltük, majd vízben hűtöttük, mielőtt ZWICK Z005 típusú szakítógéppel teszteltük. A kísérletek során változó húzósebességet alkalmaztunk, az elmozdulás hét milliméternyi volt.

A vágás során fontos megtámasztani a csövet, mert a vágógáz a maga 3 bar nyomásával belengeti azt. Égetéses lézersugaras vágást eszközöltünk a Sanocor sztenteken, amelyek 1,8 mm külső átmérőjű, 150 mikrométer falvastagságú, 316 LVM anyagú csőből készültek. Az eljárásnak vannak előnyei is és hátrányai is. Előnye, hogy mind a vágás sebessége, mind az átvágható anyag vastagsága nagy. Hátránya, hogy a hőhatásövezet is nagy és az élek oxidálódnak, széles bordák alakulnak ki.

A vizsgálatok során a Corina rendszerben a LASAG KLS-246 lézeres berendezést használtuk, 8-as nyalábtágítási értékkel, így a lehető legkisebb vágási rést kaptuk, jól megtámasztott csőnél akár 25–30 mikrométert is. A vágógáz oxigén volt. Nitrogénnel szebb élek alakulnak ugyan ki, de lassul a folyamat, oxigén esetén utókezeléssel a nagyobb mennyiségű sorja is eltüntethető. Ami a paramétereket illeti, a legjobb eredményeket akkor értük el, amikor az impulzus időtartama 0,002 ms volt, 1500 Hz frekvenciával, az átlagos teljesítmény 4 W, a sebesség pedig 3 mm/s volt.

Két esetben javulhat a vágás minősége. Az egyik, ha a frekvenciát 3000 Hz-re növeljük, ebben az esetben viszont csökkenteni kell az impulzusidőt. A másik, ha tisztább vágóoxigént használunk. A lézersugaras vágás esetén a gáz tisztaságának a kérdéskörével már korábbi kutatások is foglalkoztak [Mohácsi G., 2003].

Az új mintázat kifejlesztésénél is növelt léptékű modellekkel dolgoztunk. Számos új megoldás született, ezek közül néhány valóban meghatározó volt céljaink szempontjából: a sztentek mechanikai tulajdonságainak és a gyógyszerbevonatokkal kapcsolatos tulajdonságok javítása. Ezek a FMCX, hasított íves bordájú sztent, valamint a FMCL, lyukacsos bordájú sztent, amelyeket ki is dolgoztunk.

Az alakváltozás erőhatásait csökkenti az, ha a sztent koronájának az ívén hosszanti bevágást ejtünk. Ezáltal csökken az alakváltozó keresztmetszet és elosztódnak az alakváltozási helyek. A keménységmérés során kiderült, hogy az FMCX sztenteknél kisebb a keménységnövekedés, mint az eredeti geometria esetében. Ez a mintázat a gyógyszerkibocsátó sztentek céljára készült, és mivel a bordákon és íveken egy századmilliméter átmérőjű rezervoárokat kell kialakítani, szélesebb, 0,2 mm bordaszélességre van szükség.



3. ábra. Az FMCX-15 sztent 3D-s modellje és terítéke [2]



4. ábra. Maratott állapotú FMCX-15 sztent és egy bordaív-híd csomópontja [2]



5. ábra. Az FMCL jelű sztent 3D-s modellje, terítéke és egy részlete [2]

A húzóvizsgálatok és a keménységvizsgálatok azt mutatták, hogy az FMCX-mintázatnak jobbak a mechanikai tulajdonságai, mint az eredeti Sano-cor-mintázatnak.

A lézeres vágás csaknem 20 technológiai tényezőjét átfogó kísérletek során vizsgáltuk, hogy megállapítsuk, melyek gyakorolnak jelentős befolyást a vágás minőségére, milyen összefüggések működnek közöttük, s ezáltal optimalizálni tudjuk a vágást. A kísérleteket a Camo Unscrambler szoftverrel terveztük meg, amely kísérlettervezésre, többváltozós analízisre használható, így alkalmas volt a kísérletek matematikai, statisztikai megtervezésére. A minőségi tényező a sorja mérete és mennyiségének csökkentése volt.

Következtetéseink szerint a legfontosabb tényező, amely leginkább befolyásolja a vágási minőséget, az a lépésköz; ha ezt csökkentjük, nő a sorja- és tapadósalak-képződés, ha növeljük, akkor csökken. A teljesítmény kisebb mértékben befolyásolja a végeredményt, a frekvencia pedig nincs jelentős hatással a vágás minőségére.



6. ábra. A húzópróbatestek egyenértékű alakváltozásának modellje [2]



7. ábra. A húzópróbatestek erő-elmozdulás diagramja [2]

# II. 3. Fém- és polimer kompozit bioanyagok lézeres jelölése

### 3.1. 3. tézis

A titán lézersugaras gravírozása során a fókuszeltolás és a nyalábsebesség együttes növelésével elkerülhető a beolvadási csatorna mélyén a felület roncsolódása és a csatorna felületének bezáródása. [3], [4]

# 3.2. Rövid indoklás

A lézersugaras jelölés gravírozási változatában a felület megolvad. Ekkor nagy mennyiségű olvadék és Ti-oxid jön létre a felületen és a beolvadási csatornában. Emiatt fennáll a kockázata a beolvadási csatorna mélyén a salak bezáródásának, ami meggátolja a megfelelő polírozást és sterilizálást. A kutatásban alkalmazott technológiai feltételek között a változók hatását értékelve megállapítottuk, hogy a szokásos, 1–2 mm helyett 4–5 mm fókuszeltolással a lézersugár kevésbé ron-csolja a beolvadási csatorna mélyebb rétegeit, a pásztázási sebesség növekedése pedig csökkentette a kialakult barázdák mélységét.

# 3.3. Az eredmények részletezése

Bár szűk két évtizeddel ezelőtt a lézeres megmunkálások rutinszerű alkalmazása még kuriózumnak számított, gyors fejlődése, széles körű alkalmazhatósága és számos előnye miatt igen gyorsan elterjedt. Kiterjedt alkalmazási területeinek köszönhetően a mai időkre radikális technológiaváltásokhoz vezetett, és a kutatók előtt is új területet nyitott meg.

A lézersugaras megmunkálás igen gyorsan teret hódított a járműiparban, az elektronikai iparban, a gyógyászati iparban, a gyártási eljárások területén és sok más ágazatban. Olyan folyamatok alapjául szolgál, mint amilyen a vágás, a jelölés, a hegesztés vagy a precíziós vágás. A nagy pontosságú vágásra irányuló kutatómunkában mi is részt vettünk, a különböző, koronáritágító implantátumokkal kapcsolatos vizsgálatainkat több publikáció is jelzi [7], [8].

A lézersugaras jelölés igen fontos alkalmazási terület, az idetartozó eljárások leggyakoribb célja az, hogy a termékek a gyártási folyamat közben és azután, felhasználás során is könnyen beazonosíthatóak, nyomon követhetőek legyenek. Olyankor is alkalmazzák, amikor a termékek felszínére egyszerű esztétikai céllal kívánnak valamilyen mintát juttatni, és akkor is, amikor a termékek funkcionális célja kapcsán valamilyen mintát, feliratot kell juttatni a felszínére. Ilyenek a mérőműszereken az egységek feliratai, a fecskendőkön az űrtartalmat mutató vonalak stb.

A lézersugaras jelölésnek számos előnye van. Ezek közé tartozik a nagyfokú pontosság, a nagy sebesség, a kiváló minőség és felbontás, az, hogy nincs szükség elő- és utómunkára, az érintésmentes munka, amely akár nehezen hozzáférhető helyeken is alkalmazható. Nem utolsósorban ez egy környezetbarát technológia. Ezen előnyei okán több ágazatban a lézeres jelölés kiszorította a régebbi technológiákat, a mechanikai gravírozást, nyomtatást stb.

Alapelve a következő: A lézerforrásból kilépő lézernyaláb két mozgatható tükrön megtörik, majd az eltérített nyalábot egy lencse fókuszálja a jelölendő felületre. A jelölés elsősorban termikus hatás révén jön létre, eredményessége az anyagnak az abszorpciós képességén alapul, de a technológiai tényezők is kulcsszerepet játszanak. Az abszorpció függ az anyag szerkezetétől, a hullámhossztól és a beesési szögtől. Fémes anyagok esetében a nagy hőhatás következtében az anyag igen rövid idő alatt (nanoszekundumok) felforr, az olvadt anyag lerobban a felszínről, így mélyedés keletkezik.

Kísérleteinket titánlemezeken végeztük változó technológiai tényezők mellett. Többféle berendezés használható erre a célra [Bakó L., 2013], mi a TruMark 3000 típusú lézerrel dolgoztunk, 1064 nm hullámhossz, 5,5 W teljesítmény és folyamatos üzemmód biztosításával. A következő tényezőkön változtattunk: pásztázási sebesség: v = 10–80 mm/s, fókuszeltolódás: 1–5 mm.

A technológiai tényezők és a felület tulajdonságai közötti összefüggések felderítése érdekében a felületet több módszerrel is vizsgáltuk: elektron- és optikai mikroszkópos felvételeket készítettünk, EDS-elemzést és röntgendiffrakciós fázisanalízist végeztünk, a mikrogeometriai jellemzők számszerű jellemzésére pedig tapintócsúcsos érdességmérőt használtunk.



8. ábra. A felületi érdesség mérési eredményeinek összehasonlítása [4]

Megállapítottuk, hogy a fókuszpont távolodásával a mélyebb rétegek roncsolódása csökkent, illetve ha növeltük a pásztázási sebességet, csökkent a barázdák mélysége.

A mikroszkópos vizsgálatok a kezelt felületen oxigén és nitrogén jelenlétét mutatták ki. A felforrt anyagból kisebb darabok váltak le, és visszafröccsenve az alapanyaghoz tapadtak. A képekből (**9. ábra**) a lézersugár haladási iránya is egyértelműen látszik.

A röntgendiffrakciós vizsgálat kimutatta a titán-dioxid két változatának, a rutilnak és az anatáznak a jelenlétét, valamint nemegyensúlyi kristályos fázisokat a gravírozott felületen (titán-nitrid, illetve a titán  $Ti_2O$  oxidja).

2 mm vagy nagyobb fókuszeltolás esetén a minta felülete kevésbé roncsolódik, mint ha 1 mm eltolást használunk, ugyanakkor nagyobb pásztázási sebességnél kisebb mélységre hatol be a sugár (DEF = 1, v = 80 mm/s esetén a behatolási mélység átlagosan 36  $\mu$ m, míg kisebb, 10 mm/s sebességnél ez az érték 155  $\mu$ m).

Ha a kezelés hatására a felület megolvad, a nagyobb mennyiségű titán-oxid kristálytani változatainak köszönhetően különböző színek jönnek létre, ezek jól



9. ábra. A felületi érdesség összehasonlítása képeken [4]



**10. ábra.** Gravírozott titánlemez csiszolata: DEF =1 mm; v = 10 mm/s (a), v = 80 mm/s (b)[4]

hasznosíthatók a jelöléstechnikában. A próbadarabokon lézersugaras hőszínezést végeztünk különböző paraméterek mellett. Az állandó paraméterek a lézer teljesítménye (95%), a frekvencia (30 kHz) és az impulzusszélesség (12  $\mu$ s), a változók pedig a pásztázási sebesség (10, 20, 30 mm/s) és a defókusz (+2, +3, +5) voltak. A kísérletsorozatot azonos beállítások mellett ~0,5 mm vízfilmmel borított felületen is elvégeztük. Az EDAX-vizsgálat kimutatta, hogy a vízfilmmel végzett hőszínezés esetén a felületi rétegben lényegesen kevesebb oxigén van jelen.



**11. ábra.** Titán próbadarabok felületének lézersugaras hőszínezése száraz, illetve vizes közegben (a, b), valamint az EDAX-vizsgálati eredménye (c, d) [4]

Lézersugaras gravírozási kísérleteket biokompozit anyagokon is végeztünk, titánötvözet, stabilizált cirkónium-dioxid, rozsdamentes acél, illetve kerámia és keményítő alapú anyagokkal. Ez a technológia is intenzíven foglalkoztatja a szakmát [Bella Sz., 2014], [Juhászné Reisz J., 2009]. Ezekben az esetekben a gravírozás célja az azonosítás, a felületmódosításé viszont valamely funkcionális jellemző elősegítése – ilyen jellemző lehet a biokompatibilitás, a lebomlási tulajdonságok vagy a csontképződés elősegítése. Mi a különböző hullámhosszú és energiájú lézerekkel való kezelés hatását vizsgáltuk a felületi állapotra, a hőbomlás folyamataira és a mechanikai tulajdonságokra.

A **12. ábra** mutatja a felület enyhe megömlesztésével járó kezelés hatását a keményítőalapú biokompozit-mintákon.



**12. ábra.** Biokompozit-lemez felülete a lézersugaras kezelés előtt (a, b), valamint az 1064 nm hullámhosszúságú lézersugárral végzett kezelés után (c, d) [4]

#### II. 4. Járműipari villamos vezetékek PVC-szigetelésének lézeres jelölése

#### 4.1. 4. tézis

A járművillamossági vezetékek lézeres jelölés során a kifehéredést biztosító pigmentekkel adalékolt PVC-szigetelésen is fekete jelölés keletkezik akkor, ha az alap szigetelőrétegre egy transzparens védőréteget is felvittek. [5]

#### 4.2. Rövid indoklás

A járműipari kábelek szigetelésének lézeres jelöléseit a felületi és a keresztmetszeti mikroszerkezet vizsgálatával jellemeztük. A lézeres jelölésnek nemcsak a vizuális jellemzői, hanem a felületi morfológiája is irányítható technológiaváltozókkal. A jelölés behatolási mélysége jelentősen függ a kábelek szigetelésének színétől. Az általánosan elfogadott jelölhetőségi színskálához képest a kutatómunkában vizsgált PVC-anyagok között a piros színű szigetelés jelölése mélyebb, mint a feketéé, és a zöld színű anyagba is kevésbé mélyen hatolt be a lézersugár, mint a sárgába. A felület vizuális vizsgálata alapján viszont valóban a sárga szigetelés jelölhetőségét értékeltük a leginkább problémásnak. A transzparens réteggel fedett piros szigetelésen a piros anyag kifehéredése ellenére is sötét (fekete) jelölés keletkezik. Ennek az a magyarázata, hogy a piros réteg határfelületén fejlődő hő visszafelé hevítve feketére színezi a transzparens réteget. Az ilyen koextrudált szigeteléseken számítani kell a rétegek szétválására.

### 4.3. Az eredmények részletezése

A járművekhez használt kábelek számos kihívást jelentenek az iparnak, hiszen roncsolódás nélkül ezek ki kell bírják a motorházban uralkodó hőmérsékleti viszonyokat. Ezért alapvető kérdés, hogy milyen típusú szigetelést használnak, és ennek a kérdésnek fontos részlete a jelölésük, illetve annak láthatósága.

A jelölés, hatásmechanizmusát illetőleg többféle technológiával történhet, mint például gravírozással [Angelova Y., 2017], ablálással, hőkezeléssel [Wang H., 1996], habosítással [Savu I. D., 2014], [Lazov L., 2015], [Käpylä E., 2012], [Lavieja C., 2017] vagy hőszínezéssel. Az autóipar esetében ezek közül csak a hőszínezés alkalmazható, mivel ez az egyetlen, amely nem okoz olyan mértékű anyagszerkezeti változást, amely befolyásolná a kábel eredeti rendeltetését.

Erre a célra különböző típusú és hullámhosszú lézereket lehet használni, a gépjárműiparban a leggyakrabban a következőket használják:

- 10 640 nm hullámhosszú, CO<sub>2</sub> gáz lézer (távoli infravörös);
- 308 nm hullámhosszú, XeCl excimer gáz lézer (ultraibolya);
- 1064 nm hullámhosszú, YAG szilárdtest lézer (közeli infravörös);
- 1060 nm hullámhosszú itterbium szál lézer (közeli infravörös);
- 532 nm hullámhosszú, frekvenciakétszerezett Nd:YVO4 lézer (látható, zöld);
- 355 nm hullámhosszú frekvenciatriplázott Nd:YVO<sub>4</sub> vagy Nd:YAG szilárdtest lézer (ultraibolya);

Ismeretes, hogy a különböző típusú hőre lágyuló, töltőanyag vagy pigmentek nélküli polimerek, amelyekből ezeknek a kábeleknek a szigetelését gyártják, nem egyformán alkalmasak a lézeres jelölésre. Ebből a szempontból három csoportot különböztetünk meg:

- 1. csoport: A lézersugárzást jól elnyelő polimerek, mint például a poliészterek és a poliszulfonok.
- 2.csoport: A lézersugárzást kiszámíthatatlanul elnyelő polimerek, mint például a polisztirolok vagy a sztirol-akrilnitril (SAN) és az akrilnitril-butadién-sztirol (ABS) – ez utóbbi kettő habosítható polimer. Ugyanebbe a csoportba tartoznak a sztirol- és poliészteralapú gyanták. Megfelelő pigmentek alkalmazásával ezek az anyagok egyenletesebben jelölhetők, ezt korábbi tanulmányok igazolják [Glaser S., 2006], [Wissemborski R., 2010].

3.csoport: A lézersugárzást nagyon kicsi vagy elhanyagolható mértékben elnyelő műanyagok, mint például a PA, POM, PP, PE, illetve PPS polimerek. Ezeket színezetlen állapotban nem lehet lézerrel jelölni, de sötét színű pigment adagolásával lehetséges lesz világos színű jelölés készítése.

A különböző töltőanyagok és adalékok is erősen befolyásolják a jelölhetőséget.

A lézeres jelölés fő jellemzőit, feltételeit és kritériumait már korábbi kutatások kellőképpen definiálták. Ezek a láthatóság, az olvashatóság, a tartósság és a jelölhetőség [EN 2346-005, 2014], [EN 4650:2010, 2010], [EN 3475-706, 2006], [EN 3838, 2010].

A kutatás során különböző átmérőjű, színű, illetve szerkezeti felépítésű PVC-szigetelésű hőre lágyuló autóipari villamos kábeleket vizsgáltunk. A szigetelésen négy sorozatból álló kísérleti program szerint TRUMPF VectorMarc VMc5 és VMc4 munkaállomásokon készítettünk lézeres jelöléseket. Az így megjelölt kábeleket előbb vizuálisan, majd egyes reprezentatív minták esetében mikroszkóppal is vizsgáltunk. A felületi jellemzőket Nikon SMZ-2 sztereobinokuláris mikroszkóppal és Jeol JSM-6380 pásztázó elektronmikroszkóppal, a huzalokból készült keresztcsiszolatot pedig Olympus PMG-3 fémmikroszkóppal vizsgáltuk. A lézersugár behatolási mélységét Image-Pro-Plus képelemzővel határoztuk meg a mikroszerkezeti fotókon.

A vizsgálatokat a következő színű szigeteléssel ellátott kábeleken végeztük: sárga, piros, piros + fekete, zöld + sárga, fekete és sötétbarna. Mivel a kutatás egy autógyártó fejlesztési programjának része volt, elsősorban a láthatósági jellemzőket igyekeztünk meghatározni: a jelölés színét, a kontrasztot, a homogenitást és a karcolással szembeni ellenállást.



**13. ábra.** A 2,0 × 0,6 mm területű lézeres jelölések a különböző színű kábelek szigetelésén [5]



**14. ábra.** A teljes lézeres jelölés (a) és annak egyes részletei a sötétbarna szigetelésen, a jelölés közepén (b) és a jelölés szélén (c) [5]

Az általános értékelés a jelölőrendszerek alkalmasságára, illetve a jelölési paraméterekre is vonatkozik. Mindkét rendszert kipróbáltuk nagy sebességen (5000 m/s) illetve kis sebességen is (500 m/s). A következtetések:

- A VMc5 kis sebességen a sárga kivételével valamennyi anyagot jó kontraszttal jelöli.
- A VMc5 nagy sebességen csak a fekete, a barna, illetve a zöld/sárga szigetelést jelöli jó kontraszttal.
- A VMc4 kis sebességen a sárga kivételével valamennyi szigetelést jól jelöli, nagy sebességen viszont valamennyi anyagon alig hoz létre kontrasztot.

Hogy a lézersugár behatolását mikroszkóppal vizsgálhassuk, a kábelekből keresztmetszeti próbatesteket ágyaztunk Duracryl műgyantába, majd egyre finomabb SiC-szemcsés csiszolópapírral nedvesen csiszoltuk.

Az eredmények szerint:

- 1. A lézeres jelölésnek nemcsak a vizuális jellemzői, hanem a felületi morfológiája is irányítható technológiai változókkal.
- 2. A barna szigetelésen a lézeres jelölés különleges felületi textúrát hoz létre, 30 mikrométer átmérőjű apró krátereket rácsszerű elrendezésben. A kráterek belsejében, valamint szomszédságukban a lézeres kezelés hatására az anyag megolvadt, majd gyorsan kihűlt és újraszilárdult.
- 3. A sárga szigetelés jelölése támasztja a legtöbb nehézséget.
- 4. Az 1064 nm hullámhosszú lézer kis sebességen a sárga kivételével valamennyi színű szigetelést jól jelöli. Nagy sebességen csak a fekete, a barna és a zöld szigetelésen hoz létre jó kontrasztot.
- 5. Az 533 nm hullámhosszú lézer kis sebességen a sárga kivételével valamenynyi színt jól jelöli, nagy sebességen viszont alig hoz létre kontrasztot.
- 6. A barna és a fekete szigetelésen habosodásra utaló jeleket észleltünk, ami nem kívánatos.
- 7. A szigetelés színe nagyban befolyásolja a behatolási mélységet. Az 1064 nm hullámhosszú lézer mélyebben hatol a piros szigetelésbe, mint a feketébe, a zöldbe viszont kevésbé hatol bele, mint a sárgába.

8. Ha a piros szigetelést áttetsző réteg borítja, a jelölés fekete színű lesz annak ellenére, hogy a piros anyag kifehéredik. Ennek oka az, hogy a visszasugárzott nagy hő hatására a két polimer réteg közötti fázishatáson az áttetsző réteg megfeketedik. Az ilyen koextrudált szigeteléseken számítani kell a rétegek szétválására.



**15. ábra.** A vörös szigetelésű kábelek keresztmetszeti képe; a) a fehér jelölés metszete, b) a fekete jelölés metszete, c) a kifehéredett vörös réteg és a felette lévő átlátszó réteg szétvált határa [5]

**1. táblázat.** A jelölések behatási mélysége metrikus értékben és a szigetelés vastagságának százalékában megadva [5]

Szín	Lézer	Behatolás [µm]	%
Sárga	532 nm	159	39,0
(Zöld )Sárga	1064 nm	45	11,0
Zöld( Sárga)	1064 nm	32	7,9
Piros	1064 nm	88	21,2
Piros-Fekete	1064 nm	67 (+50)	23 (40,3)
Fekete	1064 nm	72	18,4
Sötétbarna	1064 nm	66	15,7

#### II. 5. Duplex korrózióálló acélok varratainak ferrittartalma

#### 5.1. 5. tézis

A duplex korrózióálló acélok hegesztett kötéseiben a varratfém ferrittartalmának meghatározására a ferritszkópos mérés jelentős pontatlansága miatt a metallográfiai vizsgálatot kell alkalmazni.[6]

# 5.2. Rövid indoklás

A tézis alapjául szolgáló kutatásban lézersugaras hegesztéssel, illetve TIG-hegesztéssel készült tompakötések szövetszerkezetét vizsgáltuk metallográfiai vizsgálattal és ferritszkópos méréssel. A kétféle mérési módszer eredményei jelentősen eltérnek, ezért nem lehet azokat összehasonlítani egymással. A metallográfiai vizsgálat megmutatta, hogy a lézersugaras hegesztési varratok ferrittartalma a hőhatásövezetben is és a varratfémben is lényegesen nagyobb, mint a TIG-hegesztési varratnál. Az 1.4462 és 1.4162 acélminőségek hozaganyag nélküli vegyes kötéseit tekintve, az elvégzett korróziós vizsgálatok alapján megállapítottuk, hogy az 1.4162 acél oldali hőhatásövezet lyukkorróziós kockázata a legjelentősebb.

# 5.3. Az eredmények részletezése

A duplex acélok hegesztése során felmerül egy jellegzetes probléma, éspedig az, hogy a hegesztés során bevitt hő, majd az azt követő gyors hűlés hatására megváltozik a kötésben a ferrit-ausztenit arány. Emiatt a kötések mechanikai tulajdonságai és a korrózióval szembeni ellenállás jelentős mértékben eltér az alapanyagétól. Kísérleteink során ezért igyekeztünk meghatározni azokat a technológiai tényezőket, amelyek LDX 2101, illetve 2205 típusú duplex acélok lézersugaras, illetve volfrámelektródás, védőgázos hegesztése során a leginkább befolyásolják a ferrit-ausztenit arányt, a megfelelő fázisarány kialakítása céljából.

A duplex acélok sajátossága az, hogy közel fele-fele arányban tartalmaznak delta-ferritet, illetve ausztenitet. Létrejöttük az 1920-as évekre tehető, előnyük, hogy erősen korrózióálló acélok, amelyek jobban megfelelnek bizonyos ipari igényeknek, különösen a vegyiparban, ahol a nyersanyagok gyakran erősen korrozív közeget alkotnak. Fő ötvözőik a króm, a nikkel, a nitrogén és a molibdén. Gyenge pontjuk a hegesztési varratok kis szívóssága volt. A hetvenes években nitrogén adagolásával javítottak ezen, egy évtizeddel később pedig nagyon pontosan szabályozott összetételű duplex acélokat sikerült előállítani [Gunn R. N., 1999].

Manapság gyakran folyamodnak lézeres hegesztéshez, amely igen nagy hőbevitellel jár, ami viszont megváltoztatja a hegesztett duplex acélok fázisarányát, ezért fontos az olyan hegesztési technológia, amely által ez a hátrány kiküszöbölhető.

A kísérletek során LDX 2101, illetve 2205 típusú acélból vágtunk ki 1,5×40×100 méretű mintadarabokat, majd a hosszanti oldalukon összeillesztve őket argon védőgázos, volfrámelektródás ponthegesztéssel egymáshoz hegesztettük. Figyelembe vettük a szakirodalom ajánlását, miszerint hegesztőpálcát kell alkalmazni, és a hegesztendő élek között két milliméteres rést kell hagyni [Szúnyogh L., 2007]. A védőgázhoz néhány százaléknyi nitrogént adagoltunk, ennek mennyiségén változtattunk. Összesen három próbadarabot készítettünk, a próbadarabokat leszorító állványra helyezve, vízszintezve és rögzítve, poradagolással, illetve anélkül. Itt is figyelembe vettük a szakirodalom ajánlását, és olyan port használtunk (Metco 41C), amelynek nikkeltartalma 2–4 százalékkal nagyobb, mint az alapanyagé[Gunn R. N., 1999]. Miközben a védőgáz összetételét változtattuk, a többi tényező azonos maradt.

A lézersugaras hegesztés során két tényezőt változtattunk, a védőgáz összetételét, valamint az előtolási sebességet.

A hegesztési varratok tanulmányozásához a varratokra merőleges keresztcsiszolatokat készítettünk. A ferrit és az ausztenit fázis megkülönböztethetősége céljából színes maratást alkalmaztunk.

A vizsgálatokat Fischer FMP 30 ferritszkóppal végeztük, a korona-, illetve a gyökoldalon három-három pontban megmérve a varratok ferrittartalmát. Mindegyik pontban háromszor mértünk, majd ezek átlagát tekintettük az illető pontban ferrittartalomnak. A következőket állapítottuk meg:

- 1.volfrámelektródás, védőgázos hegesztés esetén a varratok ferrittartalma kisebb, mint lézersugaras hegesztésnél;
- 2.lézersugaras hegesztésnél a porszórással készített varratok esetében kevesebb a ferrit, mint a porszórás nélkül hegesztettekben;
- 3.a mért értékek szórása meglehetősen nagy, néhány esetben meghaladta az 5%-ot, amit annak tulajdonítunk, hogy a varratok geometriája miatt a mérés pontatlan; ajánlatos a varratdudorokat lemunkálni.



**16. ábra.** TIG-hegesztéssel készült varrat koronaoldala (a), gyökoldala (b), illetve keresztmetszete (c) [6]



**17. ábra.** Lézersugaras hegesztéssel készült varrat koronaoldala (a) gyökoldala (b) és keresztmetszete (c) [6]

A metallográfiai vizsgálat céljaira keresztcsiszolatokat készítettünk, színes maratást alkalmazva, hogy megkülönböztessük a ferritet az ausztenittől. Megfigyeltük, hogy a kétféle duplex acél esetében eltérő a hőhatási zóna szövetszerkezete. A 2205 típusú acélban kevesebb ausztenit képződött, a LDX 2101-ben ezzel szemben a ferritszemcsék határában és azokon belül is képződött ausztenit. Ugyanakkor a 2205 típusú acélban megfigyeltük a ferritszemcsék durvulását, aminek az az oka, hogy az ausztenit, amely delta-ferritből szilárd fázisban alakul ki nagy hőmérsékleten a szemcse határain, kisebbeken viszont a szemcséken belül is képződik – ezt már korábban kimutatták [Muthupandi V., 2003], [Hertzman S., 2011].

A varratfémben Widmanstätten-mintázatú ausztenitszemcséket figyeltünk meg, az ausztenit képződése a szemcsehatáron indul meg, növekszik, és eközben behatol a ferritszemcse belsejébe.

A lézersugaras hegesztés következtében létrejött varrat ettől jelentősen eltérő képet mutat. A ferritszemcsék hosszanti irányban megnyúltak, orientációjuk követi a hőmérsékleti gradiens irányát, határaikon pedig vékony ausztenitháló alakul ki, amely néhány helyen megszakad. A ferritszemcséken belül is megfigyelhettünk különálló ausztenitszemcséket, ez hasonló ahhoz, amit a szakirodalom az elektronsugaras hegesztéssel készült varratokról leír [Muthupandi V., 2003].

Az ausztenitképződés sebessége a nitrogéndiffúzió sebességétől függ. Nagyobb hőmérsékleten több nitrogén oldódik fel a ferritben, tehát hűlés közben a nitrogéntartalom csökken, az így felszabadult nitrogén a szemcsehatárokra,



18. ábra. a)–d) a TIG-hegesztett kötés mikroszerkezete. A hőhatásövezet az LDX 2101 (a) és a 2205 (d) esetében, a varratfém (b) és a 2205 hőhatásövezete; e)–h) a lézerrel hegesztett kötés mikroszerkezete: varratfém (e) és a hőhatásövezet (e és f), hoszszúkás ferritszemcsék a varratfémben (g) és a 2205 hőhatásövezetében (h) [6]

az ausztenitképződés helyszínére diffundál, ezt követi a Widmanstätten-mintázatok kialakulása, végül pedig a ferritszemcséken belül is képződik ausztenit. Ezt az egész folyamatot nagymértékben meghatározza a ferritszemcse mérete, illetve a hűlési sebesség. Abból a tényből, hogy a kétféle hegesztési eljárással készült varratok képe nagyon különbözött, arra következtettünk, hogy eltérő a hűlési sebesség. A gyorsabb hűléssel járó lézersugaras hegesztés kevesebb ausztenit képződésével jár, ezt a ferrittartalomra vonatkozó eredményeink is igazolják.

A ferrittartalmat képelemző szoftverrel is meghatároztuk. A varratokat marattuk, majd fénymikroszkóppal képeket készítettünk azokról. JMicroVision program segítségével, a hátteret elkülönítve határoztuk meg a fázisarányt, és bár a két módszer között nagy eltérés van, a képelemzéses eljárás is alátámasztotta, hogy a volfrámelektródás, védőgázos hegesztés esetében a varratok ferrittartalma kisebb.

Az így, illetve a ferritszkóppal kapott értékeket a védőgáz nitrogéntartalmának függvényében ábrázoltuk, és megállapítottuk, hogy a nitrogén mennyiségének nagymértékű növelése mérhető hatással van az ausztenittartalomra.



19. ábra. A ferrittartalom értéke ferritszkóppal és képelemzővel mérve [6]

#### Korrózióvizsgálat

A korróziós teszteket az ASTM G 48 szabványnak megfelelően végeztük el, amely az acélok és varratok lyukkorróziójának vizsgálatára ír elő szigorú feltételeket. Előbb eltávolítottuk a vágóélről a sorját, majd ultrahangosan, illetve acetonnal tisztítottuk a mintákat. Analitikai mérleggel megmértük a minták tömegét, majd 48 órára 6%-os vas(III)-klorid oldatba helyeztük azokat. A 48 óra leteltével a mintákat ismét acetonnal tisztítottuk, ezután megmértük. A lézerrel és hegesztőporral hegesztett minták esetében a relatív tömegveszteség kisebb volt, mint a hegesztőpor nélkül készített mintáknál.

A lézeres hegesztés, illetve a TIG-hegesztés korróziója különbözik. Az előbbi esetben a LDX 2101 acél hőhatási övezetében apró bemaródások vannak, a lézerrel hegesztett LDX 2101 duplex acélnak mindkét oldalán nagy bemaródások látszanak, ezek sűrűsége nagyobb a hátoldalon. A 2205 típusú acél esetében mind a varratfémben, mind a hőhatásövezetben, a varrat mindkét oldalán kevés a bemaródás. Arra következtettünk, hogy a kétféle hegesztési eljárásnak különböző hatása van a duplex acélok korrózióállóságára, s hogy az LDX 2101 acél hőhatásövezete érzékenyebb a lyukkorrózióra.



**20. ábra.** Lézeresen hegesztett duplex acél hegesztett kötésén kialakult lyukkorróziós bemaródások a koronaoldalon (a), illetve a gyökoldalon (b) [6]

A maradófeszültség holografikus mérése. Két, 5 mm vastag és 300×150 méretű, LDX 2101 típusú duplex acéllemezt hegesztettünk össze MIG-hegesztéssel, a hozaganyag Avesta MIG LDX2101 volt. Mivel a lemezeket lerögzítettük, a hegesztett kapcsolat nem torzult, de feszültséget raktározott el. Ezt mértük meg a "Lézer-Sólyomszem V-H" holografikus kamerával. A rendszer képes nagy pontossággal kimutatni a lyukfúrás nyomán fellépő felületi alakváltozásokat. A **21. ábrá**n látható a hegesztett lemez lyukfúrás előtt, illetve után.

2 mm-es lyukakat fúrtunk szimmetrikusan a varrat mentén mind az elő-, mind a hátoldalon, illetve a lemez közepén is, merőlegesen a varratra. A holografikus kamera kimutatta a szubmikronos léptékű felületi alakváltozási mezőt, és a rugalmas alakváltozás szabályai alapján a rendszer kiszámította a feszültséget, amely a mért elmozdulásokat/alakváltozásokat/torzulásokat okozta. A **22. ábrá**n látható a maradófeszültség-eloszlás két irányban, a lemeznek mind az elő-, mind a hátoldalán, illetve a hegesztési varrat mentén és arra merőlegesen.



**21. ábra.** *MIG-hegesztett, 5 mm vastag lemez a holografikus maradófeszültség-mérés előtt (a), illetve után (b) [6]* 



**22. ábra.** A maradófeszültségek felületi eloszlása két irányban (a koronaoldalon és a gyökoldalon): a hegesztési varrat mentén és arra merőlegesen [6]



**23. ábra.** A maradófeszültség mélységi eloszlása 3 különböző pontban: a varratfémben, a hőhatásövezetben és attól nagy távolságra [6]

A 23. ábrán a maradófeszültség mélységi eloszlása látható három pontban: a varrat középvonalán, a hőhatásövezetben, továbbá a varratfém határától távol. Összegezve, a korróziós vizsgálati eredmények szerint a 2205 típusú acél hőhatászónája csak enyhén korrodálódott, ami arra a következtetésre vezet, hogy a ferrittartalom szintje nemcsak a korróziós tulajdonságokat befolyásolja, hanem az ötvöző elemek eloszlását a fázisokban. Ez arra enged következtetni, hogy a két 2205-es duplex rozsdamentes acél hegesztett fém- és hőhatászónája megfelelő ellenállással rendelkezik a korrózió ellen. A holografikus módszer rámutatott arra, hogy a hegesztési varrat maradófeszültség-eloszlása inhomogén, mind a mélységben, mind a hosszúságban.

#### II. 6. Koszorúérsztentek röntgensugaras láthatósága

#### 6.1. 6. tézis

A hegesztéssel és lézersugaras vágással gyártott sztentek röntgensugaras láthatóságának egyedi és összehasonlító kvantitatív jellemzésére alkalmas a szerzőtársaimmal kidolgozott eljárás. [7], [8]

#### 6.2. Rövid indoklás

A röntgenmikroszkóppal készített képek szürkeségi hisztogramjainak elemzésén alapuló számítási módszer szolgáltatja a relatív láthatósági tényezőt. Ha két különböző sztentet kell értékelni – amelyek anyaga, átmérője, mintázata különbözik –, akkor a relatív láthatósági tényezők összehasonlításához azonos átvilágítási feltételeket kell biztosítani: katódfűtés, gyorsítófeszültség, nagyítás. Az azonos megvilágítási feltételek között a nem túlzottan nagy láthatósági eltéréseket a relatív láthatóság kitűnően leírja. A mi módszerünk a szubjektív értékelések helyett olyan anyagvizsgálati módszert jelent, amely objektív méréseken alapul, és a finom eltéréseket is helyesen rangsorolja. A módszert a kidolgozása óta számos tudományos kutatómunka alkalmazta, és 2018-ban a világ egyik legnagyobb sztentgyártója is igénybe vette egy nagyszabású összehasonlító vizsgálat keretében.

#### 6.3. Az eredmények részletezése

A koszorúérsztentekkel kapcsolatosan két kérdést vizsgáltunk: a hegesztést, valamint a röntgensugaras láthatóságot. Ami a hegesztést illeti, megkíséreltük átfogóan jellemezni a különböző eljárásokat, különös tekintettel a lézersugaras hegesztésre, a markerek hegesztésére és a huzalból készült sztentek gyártására.

A koszorúérsztentek olyan orvosi eszközök, amelyeket az erek szűkülete esetén juttatnak a megfelelő helyre, katéterekkel betolják az elszűkült érbe és ott megfelelően kitágítják, visszaállítva így a véráramlást. Ilyen berendezéseket a nyolcvanas évek végétől kezdve gyártanak, különböző anyagokból és különböző eljárásokkal. A kilencvenes évek végére az addig szokásos Co-Cr, illetve Ni-Ti ötvözetek mellett számos más anyagot is kipróbáltak, mint például az aranyat, a tantált, a nióbiumot vagy a 10 százalék irídiumot is tartalmazó platinaötvözetet. Az elmúlt két évtized során a lézersugaras vágás lett az alapvető eljárás, de a lézeres hegesztés is igen jelentős.

Mivel az egyre fejlettebb technológiának köszönhetően a sztentek bordájának vastagsága a kezdeti 200 mikronról mindössze 70 mikronra csökkent, kulcsfontosságú kérdés lett az, hogy ezek az eszközök láthatók legyenek az orvos számára a beültetés során. Ezt úgy próbálták megoldani, hogy a gyengén látható fémhálóra lézersugaras hegesztéssel arany-, tantál- vagy platinamarkereket hegesztettek.

A sztentek hálós szerkezetét szintén mikrohegesztéssel valósították meg azokban az esetekben, amikor nem varrat nélküli cső vágásával készültek, hanem előre gyártott huzalból, perforált lemezből vagy többrétegű lemezből gyártották azokat hengerítéssel, majd hosszvarrathegesztéssel [Stinson, J. S., 2009]. Ilyenkor használnak lézersugaras hegesztést a bordázat csomópontjai és a huzalvégek rögzítésére vagy tompakötéssel való egymáshoz tolására. Nagyon kevés gyártó dolgozik ezekkel az eljárásokkal, igazán jelentős csak egy van, a Medtronic, amely nagy tömegben gyárt sztenteket nem cső előgyártmányból. A koszorúér-tágítókat kezdetben 316L acélból, majd L605-ös kobalt-króm ötvözetből gyártották, a huzalból szinuszosan meghajlítgatott szerkezet csomópontjait lézersugaras hegesztéssel rögzítették. A gyógyszerkibocsátó sztentekben a hatóanyag nemcsak a polimer bevonatból, hanem a fémbe mélyített zsebekből is kioldódhat: a gyógyszer a lézerrel megmunkált bordázatba tölthető be, amely radiális tengelyű furatokkal perforált cső [Bienvenu R., 2013].

Magyarországon és Oroszországban több mint egy évtizeden keresztül forgalmazták az előbb aranyból, majd ausztenites korrózióálló acélból készült Tentaur sztentet. Hatóanyag-kibocsátó változatuk is volt. A huzalkeresztezések 17 csomópontját előbb lánghegesztéssel, majd ellenállás-dudorhegesztéssel rögzítették. Ez utóbbi eljárásnak nemkívánatos mellékhatása volt az, hogy a hegesztett csomópontok csökkentették a szerkezet rugalmas hajlékonyságát. Ezt kiküszöbölendő, a 2000-es években dolgoztuk ki a szinuszos hajtogatásra, illetve csak a csomópontok egy részének és a huzalvégeknek a hegesztésére alapuló gyártási eljárást. A sokáig csak terv szintjén létező Tentaur Flex sztentből végül sikerült prototípusokat is gyártani, amikor Magyarországon is lehetőség nyílt lézersugaras mikrohegesztésre [Szabó B., 2006].



**24. ábra.** A lézersugaras hegesztéssel gyártott Tentaur Flex sztent prototípusa és egyik hegesztési varrata; a huzalátmérő 145 μm [7]

A kísérletek során 0,22 µm átmérőjű, ausztenites acél huzalt használtunk, a hegesztést TRUMPF HL124P típusú berendezésen végeztük, amelynek lézerteljesítménye 120 W, maximális impulzusteljesítménye 5 kW, impulzusenergiája 0,1–50 J, az impulzushossz 0,3–20 ms, a sugárminőség pedig 16 mm·mrad. A kísérletek során hibaforrást észleltünk, az érintkező huzalvégek hegesztésekor a plazmanyomás miatt az ömledék tölcséresen beszívódott, ennek megszüntetésére szabályoztuk az impulzusalakot úgy, hogy az impulzus időtartama alatt vezérelten változzon a teljesítmény vagy a fókuszeltolás. A hegesztési tényezők a következők voltak: foltátmérő 1 mm, teljesítmény 0,72 kW, impulzusidő 2,4 ms, lövések száma 2 db/ciklus, frekvencia 4 kHz, energia 1,7 J, átlagteljesítmény 6 W.



**25. ábra.** A Tentaur Flex sztent egy oldalról végzett lézersugaras hegesztési technológiájában ki kellett küszöbölni a tölcséres beszívódás jellegű kötéshibát (a). A hibamentes varrat a b) képen, annak maratott keresztmetszeti csiszolata a c) képen látható[7]



26. ábra. A Tentaur Flex sztent prototípusa (a) és egyik hegesztési varrata; a huzalátmérő 145 μm (b-c az egyik lehegesztett huzalvég hegesztést követő elektropolírozás előtti és azt követő állapota látható) [7]

#### A röntgensugaras láthatóság kvantitatív meghatározása

#### Az implantátum leképezése

Egy másik fontos technológiai kérdés a sztentek esetében a röntgensugaras láthatóság, az, hogy ezek a berendezések láthatóak legyenek az orvosok által a napi klinikai gyakorlatban használt paraméterek és feltételek mellett [Serruys P. W., 1997], [Serruys P. W., 2006], [Kutryk M. J. B., 1998]. Ez attól függ, hogy a berendezés anyaga milyen mértékben nyeli el a röntgensugárzást. Már korábban is dolgoztak ki erre vonatkozó standardokat [ISO 25539-2:2008], de ezek meglehetősen szubjektívek, olyan osztályozásokat használnak, mint "kitűnő", "nagyon jó", "jó", "átlagos", "gyenge" stb. [Wiskirchen J., 2004], [Chan W. A., 2006]. Egy gyakran használt módszer az, hogy a röntgensugaras, 256 fokú szürkeárnyalatos képen mérik a különbséget a sztent szürkeárnyalatos értéke, valamint a környezeté között [Duda S., 2000], [Dyet J. F., 2000]. A láthatóságot növelik a nagy sűrűségű és atomszámú elemek: Pt, Ir, Ta, Pd, Nb, Mo, W. Az új Wallstent esetében például a Co-Cr ötvözet huzalban platinamag van.

Az volt a célunk, hogy létrehozzunk egy olyan mérési módszert, amely a röntgensugaras láthatóságot precíz módon, a szubjektív értékelés kiküszöbölésével méri, in vitro, olyan körülmények között, amelyekkel az orvosok a napi klinikai gyakorlatban találkoznak.

A láthatóság vizsgálatának számszerű meghatározására kidolgozott eljárás első lépéseként el kell készíteni az értágítóbetét röntgenmikroszkópos (XRM-) képét. Erre a célra Dage XiDAT XD6600 röntgenmikroszkópot használtunk, amely lehetővé teszi, hogy a klinikai gyakorlatban alkalmazott vizsgálati paraméterek – gyorsítófeszültség és katódfűtés – széles tartományában vizsgáljuk a mintát. A röntgenmikroszkóp Dage XiDat XD6600 típusú volt, a vizsgált sztentek pedig a Conor Costar 2,5×18 mikrométeres, valamint a PRO-Kinetic 3×15 mikrométeres sztentje, mindkettő ASTM F 90 standard szerinti L-605 Co-Cr ötvözetből készült.

Az implantátum hengeres rácsos szerkezete síkba képeződik le. Az így kapott XRM-képek akkor is jól láthatóan különböznek, ha ugyanolyan képalkotási paramétereket alkalmazunk, de a sztent fémes mintázata véletlenszerűen eltérő pozícióban helyezkedik el (**28. ábra**). Nyilvánvaló, hogy ez a jelenség erősen növeli a szubjektív értékelés hibáját.



27. ábra. A CoStarsztent(a) és PRO-Kineticsztent(b) XRM-képe; (aképalkotási paraméterek szándékosan különböznek egymástól) [8]

A további elemzésekhez szükség van egy olyan XRM-képre is, amely teljesen azonos paraméterekkel készül, de a sztentet nem tartalmazza, csak a háttérképét mutatja.



28. ábra. A teljes CoStar-sztent két gyűrűjének XRM-képei három, véletlenszerűen elforgatott irányban és háromféle katódfűtésnél (90 kV csőfeszültségnél) [8]

# Láthatósági ablakok definiálása az XRM-képeken

A láthatóság vizsgálatának számszerű meghatározására kidolgozott eljárás keretében az XRM-képeket képelemző programok segítségével értékeltük. A közvetlen cél az volt, hogy a vizsgálatok kiértékelésével lehetővé váljon a sztentek láthatóságának egyedi minősítése is és más sztentekkel való összehasonlítása is. Az XRM-képek mérésre való átalakítását a **29. ábra** illusztrálja.



**29. ábra.** A sztent (a), a láthatósági ablak definiálása (b) és képe a sztenttel (c), illetve a sztent nélkül (d) [8]

A sztent és a háttér röntgenmikroszkóppal való leképezése után – a második lépésben – az XRM-képeken egy-egy egyenlő méretű, ún. láthatósági ablakot hozunk létre: ezekben értelmezzük majd a láthatóságot kifejező képelemeket.

A láthatósági ablak méretének meghatározásánál figyelembe vettük a terápiás tapasztalatokat és azt, hogy a láthatóság minden esetben erősen függ a környezettől, a háttértől is. A láthatósági ablak definiált a és b méretére, valamint  $A_{ab}$  területére az (1), (2) és (3) összefüggések érvényesek:

$$a = L$$
 (1),  $b = D + 2D/2$  (2),  $2A_s = A_{ab}$  (3)

aholLa sztent hosszúsága, Da sztent átmérője feltágított állapotban,  $A_S$ a sztentet körbefoglaló téglalap területe, Aab pedig a láthatósági ablak területe.

A láthatósági ablakok hisztogramjának meghatározása

Ezeket az ablakokat 8 bites szürkeárnyalatos képként értelmeztük, mivel az orvos is ilyent lát. Meghatároztuk a láthatósági ablak képpontjainak szürkeségi szintek szerinti eloszlását. Ez a hisztogram látható a **30. ábrá**n mind a sztentet tartalmazó, mind pedig az üres – csak a háttérről készült – láthatósági ablakra. Jól látszik, hogy a sztent rácsozatát alkotó anyag röntgensugár-elnyelése következtében a sötét képpontok tartományába is jelentősen belenyúlik a sztentes ablak N<sub>S</sub>(G) hisztogramja. Emiatt az üres ablak N<sub>B</sub>(G) hisztogramjának vonala a világos képpontok tartományában szükségszerűen a másik hisztogram felett fut.

#### Láthatósági függvények generálása a hisztogramokból

A röntgensugarakat nagyobb mértékben elnyelő anyagok XRM-képének hisztogramján mindenképpen megjelenik a sötét képpontok tartománya, amelynek



30. ábra. A láthatósági ablakok képpontjainak hisztogramja [8]

nagysága arányos az elnyeléssel, és így a láthatósággal (sötét képpontoknak nevezzük a **30. ábrá**n a G < 167 szürkeségiszint-tartományba eső képpontokat).

Ebből következően olyan láthatósági paramétert célszerű definiálni, amely ezt az egyszerű törvényszerűséget számszerűen is jól jeleníti meg. A sztentet tartalmazó és az üres láthatósági ablak hisztogram függvényét – NS(G), illetve NB(G) – integrálva kapjuk az US(G) és UB(G) láthatósági függvényeket (**31. ábra**). A két ablak hisztogram függvényét integrálva megkapjuk az US(G) és UB(G) láthatósági függvényeket:



**31. ábra.** *A sztentet tartalmazó és az üres láthatósági ablak láthatósági függvénye és görbe alatti területe a CoStar sztentre* [8]

#### A relatív láthatóság meghatározása

A **31. ábrá**n (a Conor CoStar sztentre) bemutatott láthatósági függvények maximuma szükségszerűen azonos, ugyanis a két láthatósági ablak azonos számú képpontot tartalmaz. Következésképpen a láthatósági ablakot alkotó képpontok szürkeségi hisztogramjából generált láthatósági függvények alkalmasak arra, hogy a sztentnek a háttérhez képesti láthatóságát kifejezzük velük, mégpedig a láthatósági függvények görbe alatti területarányának felhasználásával.

Bevezettük a XRVREL relatív láthatóság fogalmát, amely azt jelzi, mennyivel nagyobb a sztentet is tartalmazó láthatósági ablak függvénye a sztent nélküli ablakénál. Ezt a következő egyenlet adja:

$$XRV_{REL} = \begin{pmatrix} \int_{G_{L0}}^{G_{R0}} U_{g}(G) dG \\ \int_{G_{L0}}^{G_{R0}} U_{g}(G) dG \\ -1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \int_{G_{L0}}^{G_{R0}} N_{g}(G) dG \\ -\frac{\int_{G_{L0}}^{G_{R0}} N_{g}(G) dG \\ -\frac{\int_{G_{L0}}^{G_{R0}} N_{g}(G) dG \\ -1 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \psi_{g} \\ \psi_{g} \end{pmatrix} \cdot 100 (\%)$$
(6)

ahol az  $\Psi_S$  és a  $\Psi_B$  a nyolc<br/>bites szürkeárnyalatos röntgenmikroszkóp kép alapján meghatározott láthatós<br/>ági szám, a kép hisztogramjának kettős integrálja.

Egy olyan mérőszámot kapunk, amely mellőzi a korábban használt szubjektív értékeléseket, méréseken alapul, és a finom eltéréseket is jól jellemzi.

Fennállhat egy gond abban a – gyakorlatban ritkán előforduló – esetben, amikor a sztent képe nagyon sötét vagy fekete, a háttér pedig nagyon világos. Ez esetben a relatív láthatóság 100% feletti értéket adhat, ami zavaró. Ennek kiküszöbölésére vezettük be az abszolút láthatóságot, amelyet a következő egyenlettel számolunk ki:

$$XRV_{ABS} = \sqrt{\log_{255} \left( XRV_{REL} \right)} \quad (\%) \tag{7}$$

Ezzel a módszerrel az ideális kontrasztú, fekete-fehér kép láthatósága is 100% alá csökken.

Az egyik paraméter, amelynek beállításával a kísérletek során szembesültünk, a katódfűtés volt. Ami a katódfűtési teljesítmény hatását illeti, szembeötlő, hogy a legjobb láthatósági indexet 780 mW katódfűtés esetén értük el, és 1000 mWnál csaknem 25%-kal romlott a relatív láthatóság. A katódfűtés hatásának részletesebb elemzése további vizsgálatokat kíván.

#### II. 7. Az áthúzhatóság szerepe kompozithuzalok folyamatos gyártásában

#### 7.1. 7. tézis

Az alumíniummátrixú kompozithuzalok Blücher-eljárással való előállításában alapvető funkcionális tulajdonságként kell tekinteni az erősítőszálak áthúzhatóságát, amelynek jellemzésére új vizsgálati eljárást dolgoztunk ki. [9], [10]

#### 7.2. Rövid indoklás

A Blücher-eljárás az alumíniummátrixú kompozithuzalok gyártására ma is a legnagyobb sebességű eljárás (kb. 20 m/min). A szénszál erősítésű kompozithuzalok előállítása még ezzel az eljárással is megoldatlan volt, ám 2013-ban sikerült leküzdeni ezt az akadályt. A mindkét végén nyitott nyomáskamra szerkezeti módosításaival és a nedvesítést elősegítő Mg-ötvözéssel sikerült kidolgozni az alumíniummátrixú, szénszál erősítésű kompozithuzalok biztonságos előállítási eljárását. A különféle erősítőszálakkal végzett kutatás eredményeként jutottunk arra a következtetésre, hogy a kompozithuzalok előállításában alapvető funkcionális tulajdonságként kell tekinteni az erősítőszálak áthúzhatóságát. Ennek a tulajdonságnak a műszaki tartalma abban áll, hogy a szálköteg bolyhozódás és szakadásra vezető száltöredezés nélkül áthúzható-e a gáznyomásos rendszer kapuin, különösen a bemeneti kapun. Az áthúzhatóság számszerű jellemzésére új vizsgálati eljárást ismertettünk, amely a szálköteg egy darabjából képzett zárt huroknak a kényszerített feltételek közötti, teljes szakadásig tartó, hajlítóhúzó-nyíró terhelésén alapul. E vizsgálatok alapján találtunk magyarázatot arra, hogy egyes oxidkerámia-szálak, illetve szénszálkötegek miért nem alkalmazhatók a Blücher-eljárás során.

#### 7.3. Az eredmények részletezése

Ennek a kutatásnak a során szénszál kompozithuzalokkal foglalkoztunk két szempontból. Elsősorban a nyomásos beitatással, folyamatos eljárással való gyártást vizsgáltuk, különös tekintettel a szénszál erősítésű huzalok mikroszer-kezetét, másodsorban pedig a különböző huzalok áthúzhatóságára dolgoztunk ki egy új módszert.

Ismeretes, hogy a nyomásos beitatás az egyik leggazdaságosabb módja a fémkompozitok gyártásának [Blucher J., 2001], de a szakma azt is kiderítette, hogy az ilyen technológiával gyártott alumíniummátrixú szénszál erősítésű kompozitok esetében a szilárdság nem éri el azt a szintet, ami elméletileg lehetséges. Ennek okát is felderítették [Pippel E., 2000], [Orbulov I. N., 2008], ami abban rejlik, hogy az alumíniumnak azon a felületén, ami a szénszállal érintkezik, tűs szerkezetű  $Al_4C_3$ -karbidok keletkeznek, ezek mikroszintű feszültséggyűjtő helyekként működnek, és ekképpen rontják a határfelületi kohéziót. Ezt többféleképpen is meg lehet akadályozni, ezek közül a szakirodalom ismeri a szénszálaknak a valamilyen (leggyakrabban kerámia) bevonattal való ellátását [Rajan T. P. D., 1998], [Orbulov I. N., 2012] ami megakadályozza a szén és az alumínium határfelületi reakcióját. Egy másik módszer az, hogy a szénszál a lehető legkevesebb időt töltse az olvadt alumíniumban, ezáltal pedig csökken a karbidréteg vastagsága.

Ez csak akkor megoldható, ha a gyártási eljárás folyamatos, mint például az úgynevezett Blücher-módszer, amelynek esetében a szénszál mindössze másodperceket tölt az alumíniumolvadékban.

Mivel a szénszál felületét az olvadék kevéssé nedvesíti [Eustathopoulos E., 1974], a nyomásigény igen nagy. Ennek a technológiai nehézségei miatt mindeddig szinte kizárólagosan alumínium- vagy szilícium-oxiddal erősített kompozitszálaknál alkalmazták sikeresen az eljárást. A nedvesítést azonban javítani lehet akár a szálak bevonatolásával, akár az alumíniumolvadék más elemekkel való ötvözésével – például magnéziummal. Ezt sikeresen alkalmazták ultrahanggal segített beitatás esetében [Rajan T. P. D., 1998], [Kimura Y., 1984], [Matsunaga T., 2007].

Kísérleteink során arra törekedtünk, hogy megismételjük a Northeastern University Metal Matrix Composit Laboratory 2000. évi sikerét [Doktor M., 2000], és megoldjuk a szénszál erősítésű kompozithuzalok előállításának ezen problémáját.



**32. ábra.** A folyamatos, nyomásos beitatásos eljárással dolgozó kompozithuzal-gyártó berendezés [9]



33. ábra. A kompozithuzal-gyártó berendezés vázlata [Matsunaga T., 2007]

Az eljárás a következő: a szálköteg áthalad egy kemencén, amely eltávolítja a védőbevonatot, majd a bemeneti kapun át behatol az olvadékba. Amennyiben a gáz nyomása alatt az olvadék eléri a szükséges nyomásküszöböt és leküzdi a gyenge nedvesítést, a szálköteg átitatódik. Kritikus, hogy ez a nyomás, illetve a szálkötegnek az olvadékra ható súrlódásából származó erő egyensúlyban legyen, másképp az olvadt fém a bemeneti kapun át a hideg övezetbe távozik, megszilárdul és megszakítja az eljárást. A szálköteg a középső kapun át hagyja el az olvadékot, majd a kijárati kapun, immár megszilárdulva távozik.

Mitsubishi Dialed K63712 szálköteget használtunk, amely 12 000, egyenként 11  $\mu$ m vastag elemi szálból áll. Az olvadék hőmérséklete 700–800 °C volt, az áthúzás sebessége pedig 3 m/min. Ami a mátrix magnéziumtartalmát illeti, Matsunaga és társai ultrahangos módszerrel folytatott kísérleteik során 5%-ban állapították meg az ideális értéket [Matsunaga T., 2007], mi 5 és 8 százalék közötti értékekkel dolgoztunk.

Az eredményként kapott anyagból keresztmetszeti csiszolatokat készítettünk, melyek átmérője 1,37 és 1,40 mm közötti volt, ami érdekes módon kisebb, mint a bemeneti kapu 1,6 mm átmérője. A nagy felbontású szövetszerkezeti képeken megfigyeltük, hogy egyrészt az alumínium teljesen behatolt a szálkötegbe, a szálak közötti távolság nem egyenletes, így sok elemi szálat egyáltalán nem vesz körül a mátrix anyaga, ezért ezek a szálak nem ugyanúgy vesznek részt a szilárdságot befolyásoló teherviselésben, mint a többiek, amelyeknél jobb az adhézió. A pásztázó elektronmikroszkópos kép azt is kimutatta, hogy az alumíniumszemcsék között folytonossági hiányok vannak, valószínűleg a gyenge nedvesítés miatt. Az is feltűnt, hogy egyes szálak a hosszuk mentén felhasadtak, vagy azért, mert a szálakat alkotó krisztallitok határait az olvadék súrlódása megbontja, vagy pedig a szálak gyártási hibája miatt.



**34. ábra.** Az alumíniummátrixú, szénszál erősítésű kompozithuzal keresztcsiszolati képe, illetve nagy nagyítású részlete [9]

Az egyik tényező, amely ebben a gyártási folyamatban kulcsszerepet játszik, az a szálak áthúzhatósága. Ez egy olyan probléma, amely miatt a Blücher-eljárás nem jutott el az ipari alkalmazhatóságig annak ellenére, hogy a laboratóriumokban nagy mennyiségű kompozithuzalt gyártottak [Matsunaga T., 2007]. A gond forrása az, hogy a bemeneti kapun való áthúzáskor az elemi szálak erősen surlódnak, közöttük is különféle mechanikai hatások jönnek létre, mindezek következtében az elemi szálak töredeznek, a köteg bolyhozódik, a bejárat eldugul, és végül a szál elszakad vagy kitépi helyéből a kaput. A szénszálak főleg bolyhozódásra hajlamosak, az oxidkerámia szálak tömegesen leválnak a kötegről és beszakadnak a bemeneti kapuba.



**35. ábra.** A szénszálköteg bolyhozódása a grafitból készült bemeneti kapu bejáratánál [10]

![](_page_41_Picture_3.jpeg)

**36. ábra.** Az áthúzhatóság vizsgálatára kifejlesztett szerszám befogása a szakítógépbe különböző szálkötegek példáján; illetve az áthúzhatóság vizsgálatára kifejlesztett szerszám és a TPTK-teszt vázlata [10]

![](_page_42_Figure_0.jpeg)

37. ábra. Kétféle erősítőszál TPTK-diagramja [10]

Arra törekedtünk, hogy kidolgozzunk egy módszert az áthúzhatóság megbízható mérésére és számszerű jellemzésére. Korábbi kísérleteink során kiderült, hogy a különböző szálak más- és másképpen viselkednek. Vannak, amelyek ebből a szempontból jobb tulajdonságokkal bírnak (például a mullitot és amorf szilícium-dioxidot tartalmazó szálak) és olyanok is, hogy mindmáig nem sikerült jelentős mennyiségű kompozithuzalt előállítani belőlük.

Hogy a szálköteg töredezését és bolyhozódását csökkentsük, átalakítottuk a berendezést, és kifejlesztettünk egy módszert az áthúzhatóság vizsgálatára. Ennek lényege a következő: a szálkötegből hurkot képzünk, ezt a két ág egyenletes húzásával ráfeszítjük egy csiszolt felületű szerszám élére és mérjük a húzóerő változásait. A szálköteg a hajlási szögben és a hajlítás sugarán eltörik. A legnagyobb erő az a TPTK-tényező, amely az áthúzhatóságot jellemzi. Az eredmények értékelésébe természetesen többféle paramétert be lehet vonni, az elemi szálak számát, keresztmetszetét stb. Arra a következtetésre jutottunk, hogy az áthúzhatóság a Blücher-eljárásban alapvető funkcionális tulajdonság. Ha a kiválasztott erősítőszál TPTK-tényezője nagyobb egynél (azaz a maximális erő meghaladja az egy N-t, akkor a kompozitszálak előállítása ezzel a módszerrel eredményes lehet. Ezért a tiszta oxidkerámia szálakat vagy a kis számú elemi

# III. A KUTATÁS ÉS A BEMUTATOTT EREDMÉNYEK HATÁSA, VISSZHANGJA

Az előző fejezetekben felsorolt kutatási programokhoz közvetlenül kapcsolódtak és kapcsolódnak a következő doktori kutatási témák, amelyek a BME ATT-n folytak, illetve folynak, és amelyekre a kutatási eredményeim inspiráló hatással voltak:

- Meszlényi György: Impulzus üzemű lézersugaras mikromegmunkálás és biztonságtechnikája;
- Sándor Tamás: A semleges védőgázos volfrámelektródás ívhegesztés teljesítménynövelési lehetőségei;
- Szabadíts Péter: A koszorúér-tágítás terápiás eszközeinek funkcionális tulajdonságai és anyagai;
- Nagy Péter: Fémes bioanyagok és implantátumok mikromegmunkálása;
- Pelyhe Liza: Mérési módszerek az angioplasztika terápiás eszközei láthatóságának és anyagjellemzőinek meghatározására;
- Bögre Bálint: Duplex korrózióálló acélok mágneses anyagvizsgálata;
- Varbai Balázs: A nitrogéntartalom hatása a duplex korrózióálló acélok hegesztett kötéseinek szövetszerkezetére;
- Kovács Dorina: *Az aktív ernyő szerepének elemzése a plazmanitridálási eljárásban*;
- Asztalos Lilla: Fémes bioanyagok és implantátumok károsodása.

A tézispontokhoz kapcsolódó tudományos eredményeket tartalmazó publikációkra kapott hivatkozásokat az alábbiakban összegzem.

- [1]: Bitay Enikő, Bagyinszki Gyula: Duplex felületkezelés plazmanitridálás és lézeres edzés kombinálása. In: Bitay E. (ed.) XIV. Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka – FMTÜ, EME, Kolozsvár, 2009. 45–52. https://doi.org/10.36243/fmtu-2009.16.
  - Nagyné Halász Erzsébet: Felületkezelt próbatestek elektronmikroszkópos vizsgálatai. In: XVI. FMTÜ, Kolozsvár, EME, 2011. 221–224. https://doi.org/10.36243/fmtu-2011.54
  - Nagyné Halász Erzsébet: Vizsgálatok Scanning elektronmikroszkóppal. Óbuda University e-Bulletin 2/1. (2011) 391–398. http://uni-obuda.hu/e-bulletin/Nagyne\_2.pdf

[2]: Bitay Enikő, Kulin Tamás, Puskás Zsolt, Meszlényi György, Dobránszky János: *Bioanyagok lézersugaras vágási technológiája*. In: Gáti József (ed.): 27. Hegesztési Konferencia HEGKONF: PROCEEDINGS. 2014. május 22–24. Óbudai Egyetem, Budapest, 2014, 405–414. http://www.begkonf.upi.obuda.bu/

http://www.hegkonf.uni-obuda.hu/.

 Andraws Andrew, Pinke Péter: Laser engraving experiments/Lézergravírozási kísérletek. In: XXII. FMTÜ, Műszaki Tudományos Közlemények 7., Kolozsvár, EME, 2017. 71–74.

https://doi.org/10.33895/mtk-2017.07.10.

- [3]: Bitay Enikő, Dobránszky János: *Titánlemez lézersugaras gravírozása/Laser engraving of a titanium plate*. In: Bitay E (ed.) XIX. Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka FMTÜ, EME, Kolozsvár, 2014, 77–80. https://doi.org/10.36243/fmtu-2014.012.
  - 4. Andraws Andrew, Pinke Péter: *Laser engraving experiments: Lézergravírozási kísérletek*. In: XXII. FMTÜ, Műszaki Tudományos Közlemények 7., Kolozsvár, EME, 2017. 71–74.

https://doi.org/10.33895/mtk-2017.07.10

[8]: Dobránszky János, Ring György, Bognár Eszter, Kovács Róbert, Bitay Enikő: *New method for evaluating the visibility of coronary stents*. Acta Politechnica Hungarica, 11/5. (2014) 81–94.

http://www.uni-obuda.hu/journal/Dobranszky\_Ring\_Bognar\_Kovacs\_Bi-tay\_51.pdf.

- 5. Nagy Péter: *Fémes bioanyagok és implantátumok mikromegmunkálása*. BMGE, Pattantyús-Ábrahám Gépészeti Tudományok Doktori Iskola, 2015.
- 6. Ratajczak Monika, Malinowski Marek, Bedzinski Romuald: An Experimental and Numerical Investigation of the Mechanical Properties of Spinal Cords. Acta Polytechnica Hungarica 13/4. (2016) 87–106.
- Hoffmann T.; Gugel S., Beuing O., Rose G.: Radiopacity assessment of neurovascular implants. Current Directions in Biomedical Engineering 2/1. (2016) 533–536.
- Andraws Andrew, Kovács Tünde: Lézer gravírozás technológiája. In: A XXII. Fiatal műszakiak tudományos ülésszak előadásai. Proceedings of the 22<sup>nd</sup> international scientific conference of youngth engineers, Kolozsvár/Cluj, Románia, Műszaki Tudományos Közlemények 7., 2017. 67–70.

https://doi.org/10.33895/mtk-2017.07.09

- 9. *Radiopacity: The importance of stent visibility in PCI*, (2019). Megjelenés: Amerikai Egyesült Államok.
- Kumar, Gideon Praveen; Yuan, Suyue; Cui, Fangsen; Branicio, Paulo Sergio; Jafary-Zadeh, Mehdi: Nanoglass-based balloon expandable stents. Journal of Biomedical Materials Research Part B-Applied Biomaterials 108/1 (2020) 73–79.

### IV. SZAKIRODALMI HIVATKOZÁSOK LISTÁJA

[Angelova Y., 2017] Angelova Y., Mežinska S., Lazov L.: Innovative laser technology in textile industry: Marking and engraving. Environment. Technology. Resources, 3. (2017) 15–21.

https://doi.org/10.17770/etr2017vol3.2610

- [Bakó L., 2013] Bakó Levente: Lézeres gravírozó- és vágógépek szerte a nagyvilágból. Jelöléstechnika. TechMonitor, 2013. március, 9–16.
- [Bán M., 2011] Bán M.; Ring Gy., Bognár E., Dobránszky J.: Comparison of different parameter settings in stent radiopacity examination. In: Borbás L (szerk.) 28<sup>th</sup> Danubia-Adria-Symposium on Advances in Experimental Mechanics, Siófok, GTE, 2011. 49–50.
- [Bell T., 1990] Bell, T.: Surface engineering past, present and future. Surface Engineering, 6. (1990) 31–40.
- [Bell T., 1999] Bell, T., Sun, Y.: The principles and mathematical modelling of duplex plasma surface engineering systems of steels. Proceedings of the 10<sup>th</sup> Congress of the IFHT (Brighton, 1–5 September 1996), IOM Communications Ltd 1999, 313–335.
- [Bella Sz., 2014] Bella Szabolcs: Lézersugaras mikromegmunkálás. http://www.ara.bme. hu/neptun/BMEGEATAM03/2011-2012-II/ea/SudaJM\_MG19+AM03/09-10\_ea\_ BELLA\_lezeres-mikromegmunkalas.pdf (2014-02-20)
- [Bergmann, H. W., 1994] Bergmann, H. W., Müller, D., Endres, T., Damascheck, R., Domes, J. Bransden, A. S.: Industrial applications of surface treatments with high power lasers. Materials Science Forum Vols. 163–165.(1994) 377–404.
- [Bienvenu R., 2013] Bienvenu, R., Mitchell, J., Thompson, D.: *Hollow drug-filled stent and method of forming hollow durg-filled stent*. Patent application number: 20130274867, Közzététel dátuma: 2013. 10. 17.
- [Bloyce A., 1992] Bloyce, A., Sun. Y., Li X. Y.: Duplex thermochemical processing of M50 Ni L for gear applications. Heat treatment of Metals, 1999/2. 37–41.
- [Blucher J., 2001] Blucher J. T., Narusawa U., Katsumata M., Nemeth A.: Continuous manufacturing of fiber-reinforced metal matrix composite wires – technology and product characteristics. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing 32/12. (2001) 1759–1766.

https://doi.org/10.1016/S1359-835X(01)00024-0

[Blücher J., 2003] Blücher J., Dobránszky J.: *Kompozithuzallal erősített alumínium duplakompozit szerkezetek.* Bányászati és Kohászati Lapok – Kohászat, 136. (2003) 213–217.

- [Buza G., 2010] Buza Gábor: A lézersugaras anyagmegmunkálás energiaviszonyai III. Avagy mire megy el az energia? Kohászat, 143. (12010) 27–32.
- [Cazottes S., 2010] Cazottes S., Verdu C., Szabo P. J.; Kleber X.; Ginsztler J.; Dobranszky J.: Microstructure and deformation process of welded lean duplex stainless steels. In: Charles, J. (szerk.) Duplex World 2010: Conference Proceedings, KCI Publishing, 2010. Paper: IV.C.3., 8 p.
- [Chan W. A., 2006] Chan W. A., Bini T. B., Venkatraman S. S., Boey F. Y. C.: Effect of Radioopaque Filler on Biodegradable Stent Properties. J Biomed Mater Res A. 2006. https://doi.org/10.1002/jbm.a.30714.
- [Davies D. P., 1991] Davies, D. P.: Duplex hardening: an advanced surface treatment technique combining nitriding and carburising. Heat treatment of Metals, 18/4. (1991) 97–104.
- [Dobránszky J., 2007] Dobranszky J., Ginsztler J: *Microstructural Stability of Duplex Stainless Steel Weldments*. Materials Science Forum 561–565. (2007) 2119–2122.
- [Doktor M., 2000] Doktor M.: *Production and characterization of continuous fiber reinforced aluminum wires.* PhD-értekezés, Technische Universität Wien, Institut für Werkstoffkunde und Materialprüfung, 2000.
- [Duda S., 2000] Duda S., Wiskirchen J., Tepe G., Bitzer M., Kaulich T. W., Stoeckel D., Claussen D. C.: *Physical Properties of Endovascular Stents: an Experimental Comparison*. J Vasc Intervent Radiol 2000/11. 645–654. https://doi.org/10.1016/S1051-0443(07)61620-0
- [Dyet J. F., 2000] Dyet J. F., Watts W. G., Ettles D. F., Nicholson A. A.: Mechanical properties of metallic stents: how do these properties influence the choice of stent for specific lesions? Cardiovasc Intervent Radiol 2000/23. 47–54. https://doi.org/10.1007/s002709910007.
- [EN 2346-005, 2014] EN 2346-005: *Aerospace series. Cable, electrical, fire resistant. Operating temperatures between 65°C and 260°C.* Part 005: DW family, single UV laser printable and multicore assembly. Light weight. Product standard (2014).
- [EN 3475-706, 2006] EN 3475-706: Aerospace series. Cables, electrical, aircraft use. Test methods. Part 706: Laser markability (2006).
- [EN 3838, 2010]EN 3838 Aerospace series Requirements and tests on user-applied markings on aircraft electrical cables (2010).
- [EN 4650:2010, 2010] EN 4650:2010: Aerospace series Wire and cable marking process, UV Laser (2010).
- [EQUIST, 1999] EQUIST 2000 for Windows A szabványos acélok adatbázisa. SACIT Acéltanácsadó Kft., Budapest, 1999.
- [Eustathopoulos E., 1974] Eustathopoulos, E., Joud, J. C., Desre, P.: The wetting of carbon by aluminium and aluminium alloys. Journal of Material Science, 9. (1974) 1233–1242.
- [Ginsztler J., 2007] Ginsztler J., Major L., Puskás Zs., Koós M., Dobránszky J., Giese M., Szabó B., Albrecht K.: Development and Manufacturing of Coronary Stents in Hungary. Materials Science Forum 537–538. (2007) 631–638.

- [Glaser S., 2006] Glaser S.: *Colorants and special additives for laser welding*. International Conference on Joining Plastics, London, UK' 23/1–23/5 (2006).
- [Hertzman S., 2011] S. Hertzman, J. Charles: *On the effect of nitrogen on duplex stainless steels*. Revue de Métallurgie, 108/7–8. (2011) 413–425.

http://www.metallurgical-research.org/article\_S0035156311000713.

- [ISO 25539-2:2008] Standard No. ISO 25539-2:2008; Cardiovascular Implants Endovascular Devices - Part 2: Vascular Stents. 2008.
- [Juhászné Reisz J., 2009] Juhászné Reisz Judit: Orvostechnikai anyagok lézergravírozhatósága. Diplomamunka, BME ATT, Budapest, 2009.
- [Käpylä E., 2012] Käpylä E., Aydogan D. B., Virjula S., Vanhatupa S., Miettinen S., Hyttinen J., Kellomäki M.: Direct laser writing and geometrical analysis of scaffolds with designed pore architecture for three-dimensional cell culturing. Journal of Micromechanics and Microengineering, 22. (2012) 115016/1–115016/13. https://doi.org/10.1088/0960-1317/22/11/115016.
- [Kimura Y., 1984] Kimura, Y., Mishima, Y., Umekawa, S., Suzuki, T.: Compatibility between carbon fibre and binary aluminium alloys. Journal of Material Science, 19/ 1984. 3107–3114.
- [Kutryk M. J. B., 1998] Kutryk M. J. B., Serruys P. W.: Coronary Stenting. Informa Healthcare. London, 1998.
- [Lavieja C., 2017] Lavieja C., Clemente M. J., Oriol L., Peña J. I.: Influence of the wavelength on laser marking on ABS filled with carbon black. Polymer-Plastics Technology and Engineering, 56. (2017) 1599–1607.
- [Matsunaga T., 2007] Matsunaga T., Ogata K., Hatayama T., Shinozaki K., Yoshida M.: Effect of acoustic cavitation on ease of infiltration of molten aluminum alloys into carbon fiber bundles using ultrasonic infiltration method. Composites Part A: Applied Science and Manufacturing, 38/3. (2007) 771–778. https://doi.org/10.1016/j.compositesa.2006.09.003
- [Meszlényi Gy., 2008] Meszlenyi Gy., Nagy P., Bella Sz., Dobranszky J.: *Tăierea și sudarea cu fascicul laser a stenturilor coronariene.* BID-ISIM Welding and Material Testing 2. (2008) 17–26.
- [Mohácsi G., 2003] Mohácsi Gábor: *A lézersugaras vágás és a gáz tisztasága*. Hegesztéstechnika, 14/3. (2003) 21–23.
- [Muthupandi V., 2003] V. Muthupandi, P. Bala Srinivasan, S. K. Seshadri, S. Sundaresan: *Effect of weld metal chemistry and heat input ont he structure and properties of duplex stainless steels*. Material Scinece and Engineering, A358. (2003) 51–57.
- [Orbulov I. N., 2008] Orbulov, I. N., Németh, A., Dobránszky, J.: XRD and EDS Investigations of Metal Matrix Composites and Syntactic Foams. EXRS 2008 Proceedings: 13<sup>th</sup> European Conference on X-Ray Spectrometry. Cavtat, 2008. 06. 16–20. 1–10.

- [Orbulov I. N., 2012] Orbulov, I. N., Ginsztler, J.: *Compressive behaviour of metal matrix syntactic foams*. Acta Polytechnica Hungarica, 9/2. (2012) 43–56.
- [Pippel E., 2000] Pippel, E., Woltersdorf, J., Doktor, M., Blucher, J. T., Degischer, H. P.: *Interlayer structure of carbon fibre reinforced aluminium wires*. Journal of Material Science, 35. (2000) 2279–2289.
- [Rajan T. P. D., 1998] Rajan, T. P. D., Pillai, R. M., Pai, B. C.: Review Reinforcement coatings and interfaces in aluminium metal matrix composites. Journal of Material Science, 33. (1998) 3491–3503.
- [Savu I. D., 2014] Savu I. D., Savu S. V., Sirbu N. A.: *Heat affected zones in polymer laser marking. Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, 115. (2014) 1427–1437.
- [Serruys P. W., 1997] Serruys PW: *Handbook of Coronary Stents*. Martin Dunitz, London, 1997.
- [Serruys P. W., 2006] Serruys PW, Kutryk MJB, Ong ATL: Coronary-Artery Stents. The New England Journal of Medicine 2006. https://doi.org/10.1056/NEJMra051091
- [Sklánitz A., 2001] Sklánitz Antal: *Lézersugaras vágás on-line diagnosztikai rendszere*. Bányászati és Kohászati lapok Kohászat, 134/2. (2001) 59–62.
- [Stinson, J. S., 2009] Stinson, J. S.: Methods of making medical devices. US Patent 7574799 B2 (2009).
- Szabó B., 2006] Szabó, B., Dobránszky, J., Major, L., Nyitrai, Zs.: Development and Micro Manufacturing of Coronary Stents in Hungary. 4M: Workshop on Multi-Material Micro Manufacturing Focusing on Metal Processing and Metrology, Budapest, 23–24 March 2006, BUTE Department of Manufacturing Engineering, Budapest 2006. 59–65.
- [Szúnyogh L., 2007] Szúnyogh László (szerk.): *Hegesztés és rokon technológiák*. Gépipari Tudományos Egyesület, Budapest, 2007, 191–204.
- [Veres M., 2007] Veres M.; Tóth S.; Füle M.; Dobránszky J.; Koós M.; Major L.: Raman analysis of diamond-like carbon films deposited onto corrosion resistant alloys used for coronary stent fabrication. Materials Science, Testing and Informatics III: Proceedings of the 5<sup>th</sup> Hungarian Conference on Materials Science, Testing and Informatics, Zürich, Trans Tech Publications, 2007. 277–283.
- [Wang H., 1996] Wang H., Lan W-G., Lin W-Z., Mo D.: Relaxation dynamics of photoinduced exciton bleaching in polymers. Acta Physica Sinica (Overseas Edition), 5. (1996) 662–669.
- [Wiskirchen J., 2004] Wiskirchen J., Kraemer K., König C., Kramer U., Trübenbach J., Wersebe A., Tepe G., Dietz K., Claussen C., Duda S.: *Radiopacity of Current Endovascular Stents: Evaluation in a Multiple Reader Phantom Study.* J Vasc Intervent Radiol. 2004.

https://doi.org/10.1097/01.RVI.0000136985.06722.AD.

[Wissemborski R., 2010]Wissemborski R., Klein R.: Welding and marking of plastics with lasers. Laser Technik Journal 7. (2010) 19–22.

- [Wong Y. C., 1999] Wong, Y. C., Doyle E. D., Dearnley P. A.: In-situ duplex plasma treatments for hardened and tempered alloy steels and their performance in rolling and sliding wear. Proceedings of the 10<sup>th</sup> Congress of the IFHT (Brighton, 1–5 September 1996), IOM Communications Ltd 1999, 367–381.
- Gunn R. N., 1999] Robert N. Gunn: *Duplex stainless steels*. Abington Publishing. Cambridge, 1999, 1–47, 110–143.
- Lazov L., 2015] Lazov L., Deneva H., Narica P.: *Laser marking methods*. Environment. Technology. Resources, 1. 2015, 108–115.

https://doi.org/10.17770/etr2015vol1.221.

# V. A TÉZISPONTOKHOZ KAPCSOLÓDÓ TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK

- Bitay Enikő, Bagyinszki Gyula: Duplex felületkezelés plazmanitridálás és lézeres edzés kombinálása. In: Bitay E. (ed.) XIV. Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka – FMTÜ, EME, Kolozsvár, 2009. 45–52. https://doi.org/10.36243/fmtu-2009.16.
- [2] Bitay Enikő, Kulin Tamás, Puskás Zsolt, Meszlényi György, Dobránszky János: Bioanyagok lézersugaras vágási technológiája. In: Gáti József (ed.): 27. Hegesztési Konferencia HEGKONF: PROCEEDINGS. 2014. május 22–24. Óbudai Egyetem, Budapest, 2014, 405–414.

http://real.mtak.hu/21187/1/34\_Bitay\_Puskas\_Kulin\_Meszlenyi\_Dobranszky\_ HegKonf2014.pdf

- [3] Bitay Enikő, Dobránszky János: Titánlemez lézersugaras gravírozása. Laser engraving of a titanium plate. In: Bitay E (ed.) XIX. Fiatal Műszakiak Tudományos Ülésszaka – FMTÜ, EME, Kolozsvár, 2014, 77–80. https://doi.org/10.36243/fmtu-2014.012.
- [4] Bitay Enikő, Olasz Sándor, Dobránszky János: Fém, kerámia és biokompozit bioanyagok lézersugaras felületmódosítása. In: Borbás Lajos (ed.): Korszerű Anyagok és Gyártástechnológiák Alkalmazása a Gyógyászatban Konferencia. 2014. május 30–31. Edutus Főiskola, Tatabánya, 2014, {A0011-cikk}, 6 oldal, CD kiadvány. http://real.mtak.hu/21145/1/A-0011\_cikk.pdf.
- [5] Bitay Enikő: Laser markability of PVC coated automotive electric cables. eXPRESS Polymer Letters, 13/4. (2019) 379–389. https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2019.31.
- [6] Dobránszky János, Lőrinc Zsuzsanna, Gyímesi Ferenc, Szigethy Attila, Bitay Enikő: Laser welding of lean duplex stainless steels and their dissimilar joints. In: 8<sup>th</sup> European Stainless Steel and Duplex Stainless Steel Conference. Graz, 2015. 4. 28–30. The Austrian Society for Metallurgy and Materials, Graz, 2015, 138–147. http://real.mtak.hu/24918/1/ESSC\_2015\_Flash\_u.pdf.

- [7] Dobránszky János, Bitay Enikő, Major László, Nagy Péter: Értágítóbetétek lézersugaras hegesztése. In: Műszaki Tudományos Közlemények 1., EME, 2014. 59–68. https://doi.org/10.33895/mtk-2014.01.05.
- [8] Dobránszky János, Ring György, Bognár Eszter, Kovács Róbert, Bitay Enikő: New method for evaluating the visibility of coronary stents. Acta Politechnica Hungarica, 11/5. (2014) 81–94.

http://www.uni-obuda.hu/journal/Dobranszky\_Ring\_Bognar\_Kovacs\_Bitay\_51.pdf.

[9] Tihanyi Károly, Törzsök Péter, Dobránszky János, Bitay Enikő: Alumínium-szénszál kompozithuzal mikroszerkezetének vizsgálata/Microstructural characterization of Al-C composite wire. In: Műszaki Tudományos Közlemények 2., EME, 2015. 213–219.

https://doi.org/10.33895/mtk-2015.02.24.

[10] Dobránszky János, Bitay Enikő: Új módszer a kompoziterősítő kerámiaszálak áthúzhatóságának meghatározására/A New Method for Determining the Pullability of Composite Reinforcing Ceramic Fibres. Acta Materialia Transylvanica 1/1. (2018) 19–25.

https://doi.org/10.2478/amt-2018-0005, Angol nyelven: https://doi.org/10.2478/amt-2018-0006.

# VI. TOVÁBBI TUDOMÁNYOS KÖZLEMÉNYEK

- [11] Bitay Enikő: Ceramic particle dispersion analysis in laser surface alloying. Materials Science Forum, 508. (2006) 295–300. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.508.295.
- [12] Bitay Enikő, Roósz András: Investigation of Phenomenon's Taking Place in Laser Surface Alloying Steel of WC. Materials Science Forum, 508. (2006) 301–306. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.508.301.
- [13] Réti Tamás, Bitay Enikő, Kosztolányi Zsolt: On the Polyhedral Graphs with Positive Combinatorial Curvature. Acta Politechnica Hungarica, 2./2. (2005), 19–37. http://acta.uni-obuda.hu//Reti\_4.pdf
- [14] Bagyinszki Gyula, Bitay Enikő: Bevezetés az anyagtechnológiák informatikájába. Műszaki Tudományos Füzetek 3., EME, Kolozsvár, 2007. https://doi.org/10.36242/mtf-03.
- [15] Bitay Enikő: Lézeres felületkezelés és modellezés. Műszaki Tudományos Füzetek 4., EME, Kolozsvár, 2007.

https://doi.org/10.36242/mtf-04.

[16] Réti Tamás, Bitay Enikő: Prediction of Fulleren Stability Using Topological Descriptors. Materials Science Forum 537–538. (2007) 439–448. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.537-538.439.

- [17] Réti Tamás, Bitay Enikő: On the Classification of 3D Periodic Polyhedral Cellular Systems. Materials Science Forum 589. (2008) 341–348. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.589.341.
- [18] Bagyinszki Gyula, Bitay Enikő: Felületkezelés. Műszaki Tudományos Füzetek 5., EME, Kolozsvár, 2009
   https://doi.org/10.26242/mtf.05

https://doi.org/10.36242/mtf-05.

- [19] Bitay Enikő, Kovács Tünde: The effect of the laser surface treatments on the wear resistance. Materials Science Forum, 649. (2010) 107–112. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.649.107.
- [20] Bagyinszki Gyula, Bitay Enikő: Hegesztéstechnika I. Eljárások és gépesítés. Műszaki Tudományos Füzetek 9., EME, Kolozsvár, 2010. https://doi.org/10.36242/mtf-09.
- [21] Bagyinszki Gyula, Bitay Enikő: Hegesztéstechnika II. Berendezések és mérések. Műszaki Tudományos Füzetek 10., EME, Kolozsvár, 2010. https://doi.org/10.36242/mtf-10.
- [22] Réti Tamás, László István, Bitay Enikő, Došlić Tomislav: Classification of Fullerene Isomers Using Local Topological Descriptors. Materials Science Forum 659. (2010) 447-451.

https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.659.447.

- [23] Kovács-Coskun Tünde, Bitay Enikő: The hardness control in the coated surface layer. Materials Science Forum 729, 2013. 415–418. https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/MSF.729.415.
- [24] Dobránszky János, Bitay Enikő: Polimer anyagok lézersugaras jelölhetősége. Műszaki Tudományos Közlemények 6., EME, Kolozsvár, 2017. 71–78. https://doi.org/10.33895/mtk-2017.06.07.
- [25] Bitay Enikő, Kacsó Irén, Veress Erzsébet: Urán-oxid-tartalmú üvegek kémiai stabilitása. Chemical Durability of Uranium Oxide Containing Glasses. Acta Materialia Transylvanica 1/1. 2018. 12–18. https://doi.org/10.2478/amt-2018-0003,

Angol nyelven: https://doi.org/10.2478/amt-2018-0004.

[26] Meszlényi György, Bitay Enikő: A fókuszhelyzet szerepe erősen reflektáló anyag egyimpulzusos, lézersugaras fúrásakor/The Role of Focus Position in Single Pulse Laser Drilling of Highly Reflecting Materials. Acta Materialia Transylvanica 2/1. 2019. 61–68.

https://doi.org/10.33923/amt-2019-01-10,

Angol nyelven: https://doi.org/10.33924/amt-2019-01-10.

[27] Gergely Attila, Kántor József, Bitay Enikő, Biró Domokos: Polimer szálak előállítása PET-palackból elektrosztatikus szálképzéssel/Electrospinning of polymer fibres using recycled PET. Acta Materialia Transylvanica 2/1. 2019. 19–26. https://doi.org/10.33923/amt-2019-01-04,

Angol nyelven: https://doi.org/10.33924/amt-2019-01-04.

[28] Tamas-Benyei Peter, Bitay Enikő, Kishi Hajime, Matsuda Satoshi, Czigany Tibor: *Toughening of Epoxy Resin: The Effect of Water Jet Milling on Worn Tire Rubber Particles.* Polymers, 11/3. 2019. 529. https://doi.org/10.3200/polym11030520

https://doi.org/10.3390/polym11030529.

- [29] Bitay Enikő, Pilbat Ana-Maria, Indrea Emil, Kacsó Irén, Máté Márton, Gergely Attila Levente, Veress Erzsébet: Influence of the Ball Milling Process and Air Sintering Conditions on the Synthesis of La<sub>0.7</sub>Sr<sub>0.3</sub>MnO<sub>3</sub> Ceramic. Studia Universitatis Babes-Bolyai Chemia LXIV. 2. Tom II. (2019) 447–456. https://www.doi.org/10.24193/subbchem.2019.2.38.
- [30] Hirsch E., Vass P., Démuth B., Pethő Zs., Bitay E., Andersen S. K., Vigh T., Verreck G., Molnár K., Zs. K. Nagy, Marosi Gy.: *Electrospinning scale-up and formulation development of PVA nanofibers aiming oral delivery of biopharmaceuticals.* eXPRESS Polymer Letters 13/7. (2019) 590–603. https://doi.org/10.2144/amageurg.htmlett.2010.50

https://doi.org/10.3144/expresspolymlett.2019.50.

- [31] Kovács Tünde Anna, Pinke Péter, Bitay Enikő: Experimental Study of the Technology Parameters Affect in the Laser Welded Joints. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 613. 2019. 012038. IOP Publishing. https://doi.org/10.1088/1757-899X/613/1/012038.
- [32] Kovács Tünde Anna, Mhatre Umesh, Nyikes Zoltán, Bitay Enikő: Surface Modification Innovation for Wear Resistance Increasing. IOP Conf. Series: Materials Science and Engineering 613. 2019 012038. IOP Publishing. https://doi.org/10.1088/1757-899X/613/1/012039.
- [33] Meszlényi György, Bitay Enikő: A fókuszált lézernyaláb keresztmetszeti jellemzőinek szerepe az impulzusos üzemű lézeres vágásnál/Role of the Features of Focused Laser Beam at Pulsed Laser Cutting. Acta Materialia Transylvanica 2/2. 2019. 115–120. https://doi.org/10.33923/amt-2019-02-09,

Angol nyelven: https://doi.org/10.33924/amt-2019-02-09.

[34] Kiss Zoltán, Temesi Tamás, Bitay Enikő, Bárány Tamás, Czigány Tibor: Ultrasonic welding of all-polypropylene composites. Journal of Applied Polymer Science 2019, 137, 48799, 1–7.

https://doi.org/10.1002/app.48799.

[35] Bagyinszki, Gyula; Bitay, Enikő: Forgácsoló szerszámanyagok károsodás-menedzsmentjének néhány aspektusa/Some Aspects of Damage Management for Machining Tool Materials. Műszaki Tudományos Közlemények 12., EME, 2019. 15–22. https://doi.org/10.33895/mtk-2020.12.01, Angol nyelven: https://doi.org/10.33894/mtk-2020.12.01