

BIOANYAGOK LÉZERSUGARAS VÁGÁSI TECHNOLÓGIÁJA

LASER CUTTING OF ADVANCED BIOMATERIALS

Bitay Enikő

Sapientia EMTE,
Műszaki és Humántudományok Kar,
540485 Marosvásárhely (Koronka),
Segesvári út 1.C,
ebitay@ms.sapientia.ro

Puskás Zsolt

Exasol Kutató, Fejlesztő Kft.
1147, Budapest, Czobor utca 17./C,
puskas@exasol.hu

Kulin Tamás

BME Gépészmérnöki Kar,
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.
tamaskulin@gmail.com

Meszlényi György

Óbudai Egyetem,
Kandó Kálmán Villamosmérnöki Kar,
1034 Budapest, Bécsi út 94.
meszlényi.gyorgy@kvk.uni-obuda.hu

Dobránszky János

MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport,
1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3.
Dobranszky.Janos@eik.bme.hu

A cikk bemutatja és elemzi a lézersugaras vágás technológiai tényezőinek szerepét és hatását a gyógyászatban felhasználnak orvosi eszközök és az emberi testbe ültetett implantátumok tulajdonságaira. Az impulzusos üzemű lézerberendezések klasszikus technológiai tényezőit kétféle lézerberendezésen végzett mikromegmunkálások keretében vizsgáltuk. Az egyik lézerberendezés egy villanólámás gerjesztésű Nd-YAG lézer, a másik pedig egy korszerű szállézer sugárforrású berendezés.

This paper describes and analyzes the role of laser cutting and its effect on the properties of medical materials, which are applied for medical devices and human body implants. There are studied two types of laser equipment in comparative analysis; both are pulsed-mode laser equipment. One laser device was a flash lamp excited Nd-YAG laser, and the other one was an advanced fibre laser.

1. Bevezetés

A humán célú koronárisztentek magyarországi fejlesztései sorában különleges helyet foglal el a Sanocor sztentek mintázatának fejlesztése. A fejlesztések kiterjedtek a sztentek krimpelhetőségének, feltágíthatóságának elemzésére, a tágulási alakváltozások és radiális tartóerő, valamint az ehhez kapcsolódó lézersugara vágási technológia optimalizálására is. A kutatómunkában a Minvasive Kft., a BME ATT és a MTA–BME Fémtechnológiai Kutatócsoport együttműködése teremtette meg az alapot az eredményes munkához.

A legkülönbébb gyártóktól származó sztentek feltágításakor észlelt egyenetlen alakváltozások előnytelen funkcionális hatásainak felismerése alapján született meg a döntés a Sanocor sztentcsalád 2005-ben elkezdett fejlesztésének új irányvaival kapcsolatban. Az alapprobléma lényege az, hogy az egyes sztentbordák nem egységesen nyomódnak össze a krimpeléskor, illetve a sztentkoronák kedvezőtlenül deformálódnak: kitérnek a bordák síkjából (hengerpalást síkja), illetve elcsavarodnak. E jelenségek a feltágításakor még erőteljesebben megfigyelhetők. A fejlesztések irányára vonatkozóan több lehetőség is felmerült.

1. A bordák és hidak szélességének csökkentése. Előnye az optimális fémmel fedett felület. Hátránya a kötött keresztmetszet (az eredeti cső falvastagsága határozza) és nem oldja meg az aszimmetrikus tágulás problémáját, csúcsok hengeres síkból való kitérését. A várható eredmény a radiális erő csökkenése, a flexibilitás változása és a MSA csökkenése. Az előnyök/hátrányok összegzése után látható, hogy a kiindulási problémát nem oldja meg.

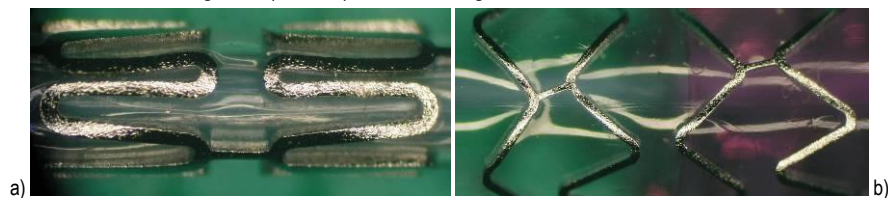
2. A hidak helyének megváltoztatása a krimpelhetőség szem előtt tartásával. Előnye, hogy a krimpeléskor/feltágításkor minden korona egyszerre alakváltozik, hátránya csak annyi, hogy minden módosításhoz mindent újra kell tervezni, új modelleket készíteni. A várható eredmény: koronák kedvezőbb alakváltozása krimpeléskor/feltágításkor. Ez a fejlesztés alapvetően megváltoztatja a sztent geometriáját, új szemlélet kialakítását igényli, és a korábbi tapasztalatokat csak részben lehet felhasználni a tervezés-gyártás folyamán.

3. A koronák alakváltozó zónáinak geometriai átalakítása. Előnye, hogy eloszlik a deformáció, egyenletes a tágulás. Hátránya, hogy ez egy szinte teljesen felderítetlen terület, és várhatóan csökken a radiális erő, annak ellenére, hogy a bordák vastagságán nem változtatunk. Várható eredmény: kisebb inhomogenitások lépnek fel alakváltozáskor, illetve az alakváltozás a mintázat több pontján oszlik meg, nem egy helyre koncentrálnak. Javul a flexibilitás, csökken a MSA, az alakváltozási helyeken változik a bordák keresztmetszete.

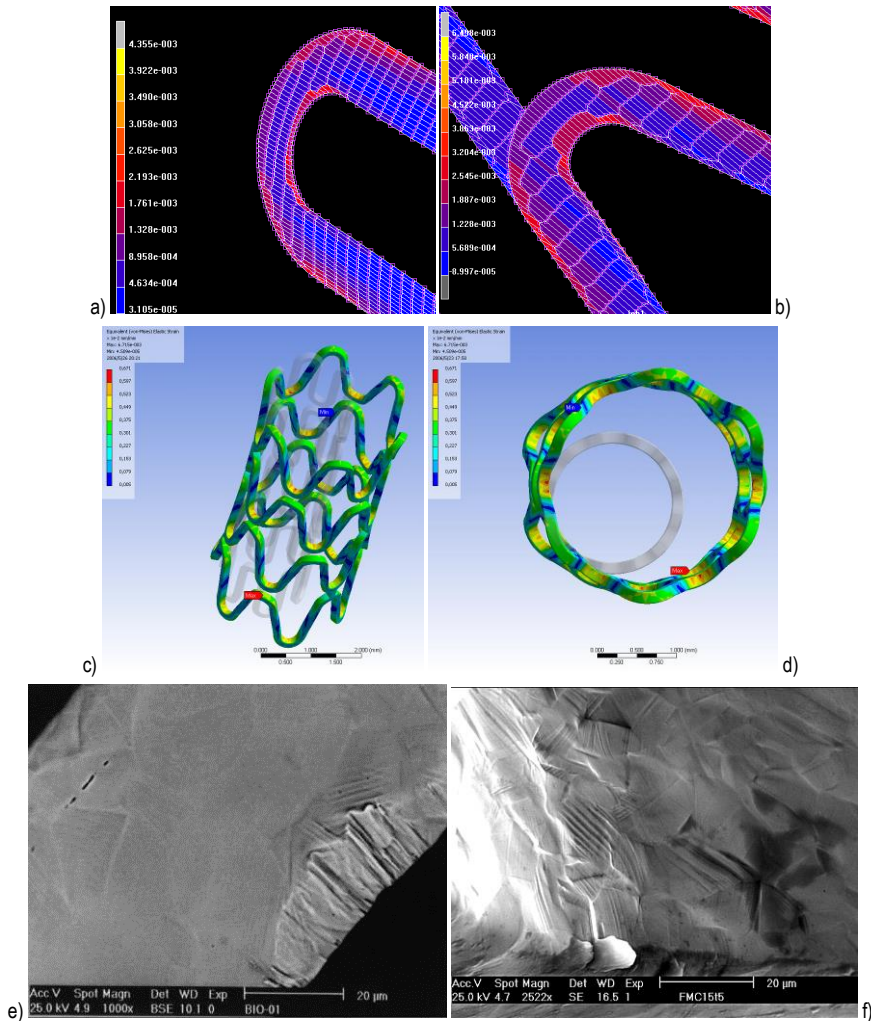
A három kezdeti fejlesztési lehetőség közül a bordák és koronák alakváltozási zónáinak átalakítását választottuk fő irányvonalként. Ennek oka, hogy a Sanocor sztent geometriája könnyen átalakítható ebbe az irányba, valamint ez az irány megoldja a két kritikus kiinduló problémát (egyforma tágulás, hengeres síkból való kitérés).

2. A mintázat és a lézersugaras vágás elemzése

Az 1. ábra a fejlesztés kiindulópontjaként szolgáló sztentet mutatja krimpelt és feltágított állapotában. A hatkoronás, 12 bordás sztenten végzett mérések alapján megterveztük az új mintázati változatokat; a befoglaló méreteken és a bordatávolságon nem változtattunk. Ezt követte a módosítási változatok összehasonlítása, a lehetséges konstrukciók elemzése, modellezése és vizsgálata (2. ábra), illetve a megvalósítható ötletek kiválasztása.



1. ábra. Ballonra krimpelt (a) és feltágított sztent (b) képe az előnytelen deformációkkal

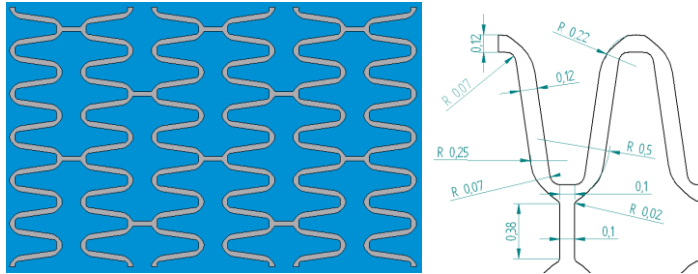


2. ábra. Az FMC (a) és a Sanocor-F0 (b) mintázat bordacsúcsának egyenértékű alakváltozása. A Sanocor-F0 mintázatú sztent feltágításakor kialakuló alakváltozások a bordaíven koncentrálnak (c-d). A valós feltágítások után látható, hogy a bordaíve belső felülete rendkívül nagy maradó alakváltozást szenved (e-f)

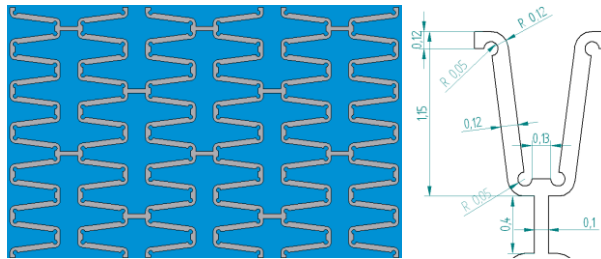
2.1. Mintázatváltozatok kidolgozása

Kétféle variáció kidolgozása mellett döntöttünk. Mindkettőnek a lényege, hogy a jelentős maradó alakváltozást szenvedő részeket elkeskenyítjük a borda-korona kapcsolódási zónát, ezzel csökkentve a szerkezet, illetve a keresztmetszet torzulását, elcsavarodását. Ugyanaz az alakváltozás így két helyen jelenik meg egy helyett. Gyakorlatilag két részre osztjuk el a terhelést és az alakváltozást. Mindkét esetben a krimpelt alakzat méretéből indultunk ki, és ennek szem előtt tartásával alakítottuk ki a gyártási geometriát. Az így kialakított új terítékeket a 3. és 4. ábra mutatja.

A modellek mintázatának elemi celláját külön megrajzoljuk, ezt sokszorosítottuk a teljes területre. Így megkaptuk a sztent mintázatát és annak terítékét.



3. ábra: Az F-1 teríték és a teríték elemi cellája méretezési adatokkal

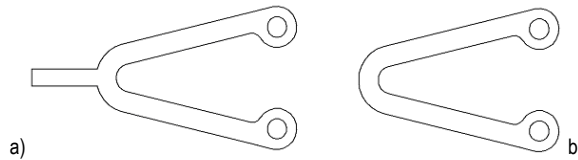


4. ábra: Az F-2 teríték és elemi cellája méretezési adatokkal

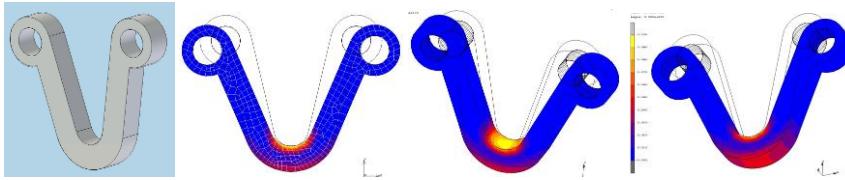
2.2. Fizikai modellezés 10:1 léptékű próbatestekkel

A fejlesztést szolgálta, hogy arányosan felnagyított próbatestek segítségével fizikailag is modelleztük az összenyomódás és a tágulás közben fellépő jelenségeket. A próbatesteken tapasztalható változások alapján folytattuk a mintázatfejlesztést. A felnagyított próbatesteket azért alkalmaztuk, mert a sztent rendkívül nehézkesen vizsgálható az eredeti, parányi mérete miatt. A próbatestek elsődleges ismérve, hogy (mint a sztentnél is) a borda keresztmetszete közel négyzet alakú. Lényeges cél volt, hogy megfigyelhessük a sztent deformációját mind összenyomódáskor (krimpelés), mind pedig szét húzáskor (feltágítás). Az arányosan felnagyított próbatesteken elvégzett mérések és megfigyelések után az igénybevételeket és alakváltozásokat vissza tudjuk számolni az eredeti mérethez.

Vizsgálatainkat először a már meglévő geometriájú (Sanocor Stent, F-0 sorozat) próbatestekkel végeztük el. Kétféle próbatest készült el: az egyik típus, ami csupán egy ívből, egy bordapárból és a két megfogási pontból áll, illetve a másik típus, amelyen egy hídcsatlakozási pont is található (5. ábra). A modellezést VEM-mel is elvégeztük (6. ábra).

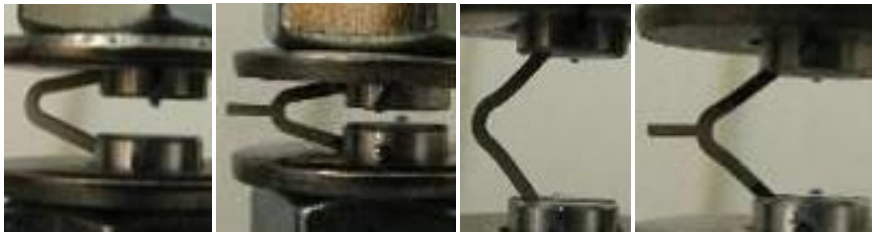


5. ábra: A sztentmintázat 10:1 léptékű elemi celláját modellező próbatestek húzó (a) és nyomó (b) igénybevételre



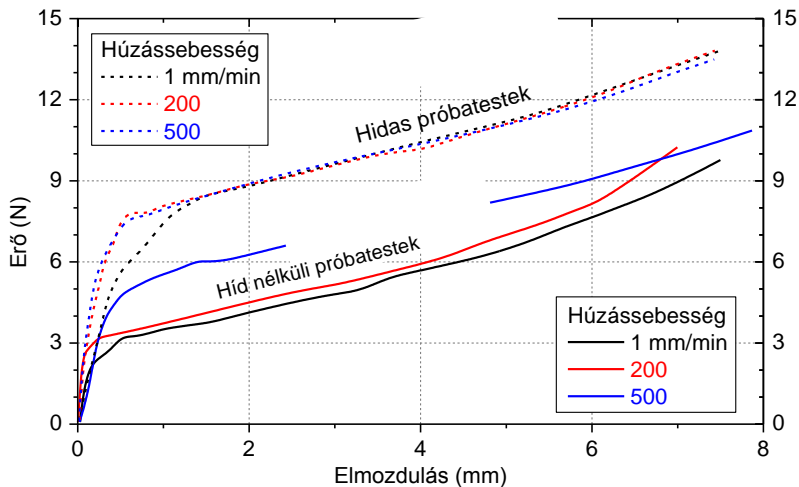
6. ábra: A húzópróbatestek egyenértékű alakváltozásának modellje

A húzó- és nyomóvizsgálatokhoz különböző elhelyezkedésű befogófület alkalmazunk (nyomóvizsgálatnál a fül a borda másik oldalán helyezkedik el). Azért van szükség kétféle próbatestre, mivel eltérően hajlik ki a sztent ott, ahol híd van, ahhoz képest, ahol nincs híd, csak ív. A képelemzésekből tudtuk, hogy azokon a pontokon, ahol hidak helyezkednek el, a korona nem tud kifordulni, a két koronaelem közötti híd gyakorlatilag egy befogásként működik. A próbatesteket 15,0 mm átmérőjű, 1,0 mm falvastagságú, 1.4304 anyagú hosszvarratos csőből vágtuk ki. A vizsgálatokat (7. ábra) a BME Polimertechnika Tanszékének laboratóriumában végeztük, ZWICK Z005 típusú szakítógépen.



7. ábra: A húzópróbatestek a vizsgálat két kezdetén (a-b) és egy közbelső fázisában (c-d)

A mechanikai vizsgálatok elvégzése előtt a próbatesteket hőkezeltük: 1050°C-ról vízben hűtöttük. A húzóvizsgálatok alatt a húzási sebességet változtattuk, az elmozdulás 7 mm volt. Az erő-elmozdulás diagramok a 8. ábrán láthatók.



8. ábra: A húzópróbatestek erő-elmozdulás diagramja

A Sanocor sztentek 316 LVM alapanyagú, 1,80 mm-es külső átmérőjű, 150 µm falvastagságú csőből készültek. A cső falvastagságát érdemes egészen 110–120 µm-ig lehet csökkenteni. A vágásnál nagyon fontos a cső jó megtámasztása a lézersugár behatolásának közelében, mivel a 3 bar nyomású vágógáz belengeti a vágott csövet. Mikronos pontosságú vágás esetében pedig bármely kis rezonancia nagy pontatlanságot okoz, mely még utólagos felületkezeléssel sem módosítható.

A vágás égetéssel lézersugaras vágással történik. A vágógáz oxigén, amivel egy exoterm reakció játszódik le. A gáznyomás önmagában, illetve a shutterrel együtt is szabályozható. Előnye ennek az eljárásnak, hogy igen nagy a vágási sebesség és az átvágható anyagvastagság is nagy, azonban hátrány hogy viszonylag nagy a hőhatásövezet, az élek oxidálódnak, kiszélesített bordák alakulnak ki. A gáz 0,5 távolságból ömlik a vágási felületre.

A Corina vágórendszerben a LASAG KLS-246 lézerberendezésen a nyalábtágító tágítási értékét 8-as választottuk, mely a legkisebb vágási rést biztosítja. A megfelelő tágítási faktor és a jó megtámasztás stabilan akár 25–30 µm-es vágási rést biztosít. A megfelelő fókusztávolság a munkadarabról fröcskölő anyagdarabok miatt is fontos, illetve a jó vágási minőség miatt.

A nitrogénnel történő vágás esetén szebb élek alakulnak ki, de lassul a vágás folyamata. Oxigénnel sokkal jobb eredményeket értünk el a 316LVM-es anyagon, mint nitrogén vágógázzal, mivel az utókezelés eltünteti a nagyobb mennyiségű sorját is.

A legjobb minőségű vágásokat 0,002 ms-os impulzus időtartammal, 1500 Hz-es frekvenciával sikerült reprodukálhatóan létrehozunk. Az átlagos teljesítmény 4 W, a lövési távolság 0,002 mm, a sebesség pedig 3 mm/s volt vágáskor. A frekvenciát ugyan érdemes 3000 Hz-ig felvinni, ekkor azonban az impulzusedőt csökkenteni kell; a vágási minőség viszont egyértelműen javul, miként akkor is, ha a vágóoxigén tisztaságát növeljük. A hőhatásövezet szélessége 4–5 µm, de ez a réteg az utólagos kezelésekkel eltávozik a felületről. A megfelelő paraméterek beállítása mellett a mintázat tervezésekor a vágási segédvonalakat is figyelembe kellett venni, hogy az utólagos maratás során a sorja és a kivágott darabok kieszenek a felületből.

A 23–24 µm-es vágási rést a folyamatos vágáskor nem lehet pontosan tartani, mivel a mozgás gyorsulásával vagy lassulásával változik a vágásirés-szélesség. A bonyolult stentmintázatoknál ez főleg a kanyarokban jelentkezik (sarkos vágás), illetve kis mértékben érzékelhető az egyenes szakaszokban.

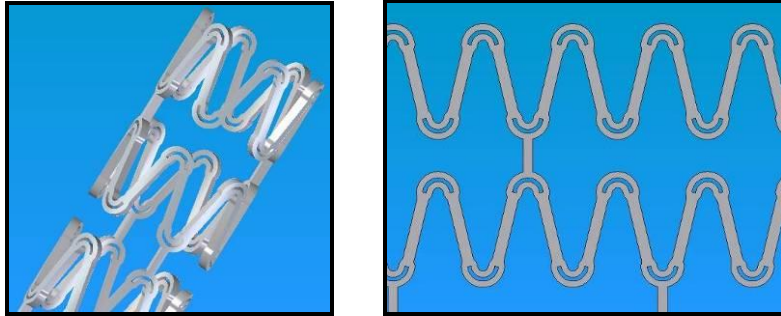
A fejlesztések második szakasza olyan új mintázatfejlesztéseket célozott meg, melyek a sztenteknek a mechanikai tulajdonságait, valamint a gyógyszerbevonatokkal kapcsolatos tulajdonságait hivatottak javítani. Ebben a fázisban is növelt léptékű fizikai modellekkel dolgoztunk, majd elkészítettük a valódi sztentprototípusokat.

A korábbi sztentmintázatokhoz képest számos új geometriai megoldás és ötlet született, azonban ezek közül csak néhány változat volt kutatási szempontból meghatározó. Ezek a változatok kidolgozásra is kerültek, 2D, illetve 3D modell, valamint NC program készült belőlük, valamint arányosan felnagyított próbatesteken mechanikai vizsgálatokat.

A szóban forgó változatok a következők (jelölés és jellemző)

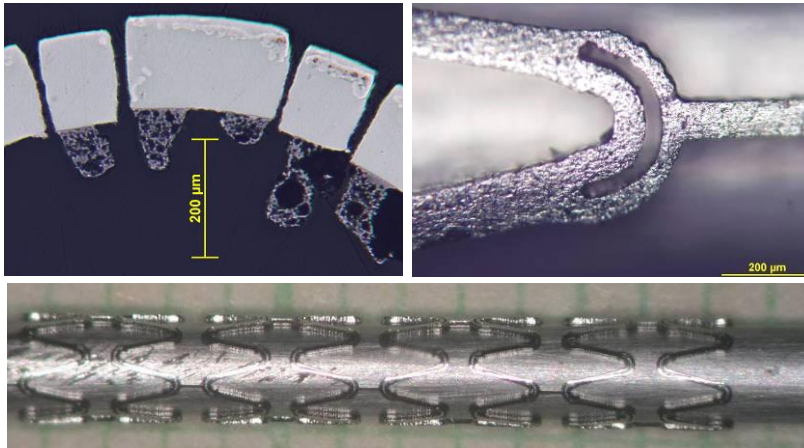
- FMCX – hasított íves bordájú sztent
- FMCL – lyukacsos bordázatú sztent

Szintén az alakváltozás erőhatásainak csökkentését célozta meg az a geometriai átalakítás, melynél a sztentek koronáinak az ívén egy hosszanti vágást ejtettünk (9. ábra). Ezzel a változtatással szintén lecsökkentettük az alakváltozó keresztmetszetet, valamint elosztottuk az alakváltozási helyeket, így könnyítve a feltágulást a ballon felfújásakor. Ezzel a geometriai változtatással készülték is sztentek 8 mm és 15 mm hosszúságméretben (10. ábra).



9. ábra. Az FMCX-15 sztent 3D modellje és terítéke

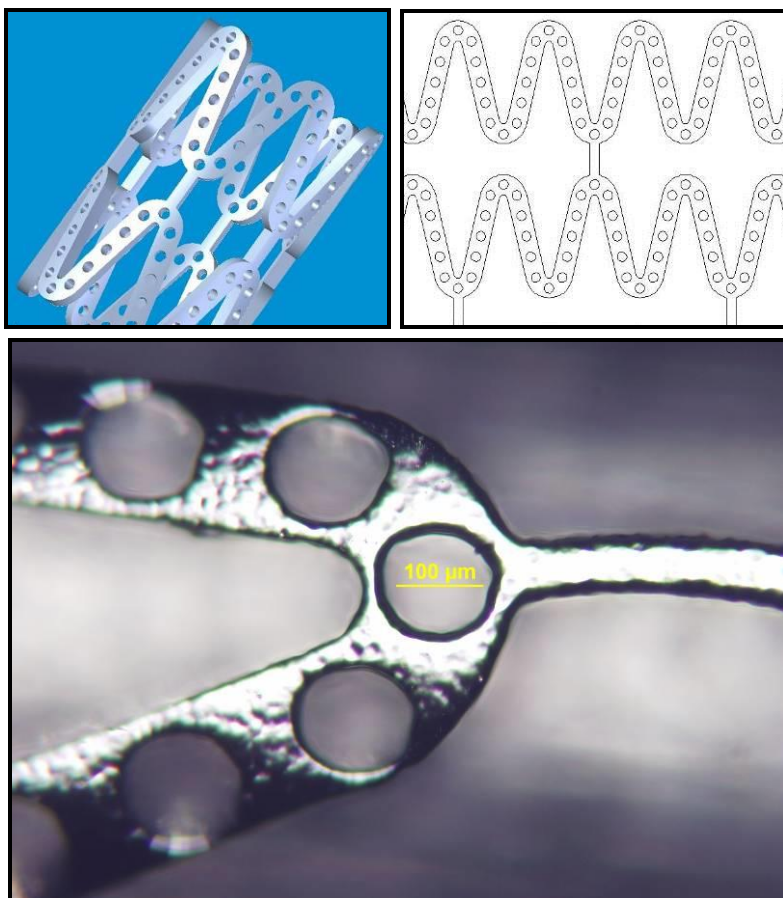
Ebből az általunk "dupla ívű" vagy hasított íves bordájú sztentnek nevezett típusból is készülnek arányosan felnagyított próbatestek, hogy leellenőrizhessük feltevéseink helyességét. A feltevéseink részben beigazolódtak, hiszen kisebb erő kell az összenyomott állapotból történő tágításhoz. A keménységmérések eredményeiből is igazolták, hogy az FMCX geometriájú sztenteknél a keménységnövekedés kisebb, mint az eredeti geometriánál.



10. ábra. Maratott állapotú FMCX-15 sztent és egy bordaív-híd csomópontja

Az FMCX mintázat a gyógyszerkibocsátó sztentekkel kapcsolatos kutatások miatt készült. Lényege, hogy a bordákon és íveken egyaránt 0,01 mm átmérőjű rezervoárokat készítettünk. Ahhoz, hogy ezt megvalósíthassuk meg kellett növelni a sztentek bordaszélességét 0,120 mm-ről 0,200 mm-re. A furatkészítéshez módosítani kellett a CutControl vezérlőszoftvert és a szerszám pályákat generáló EdgeCAM program posztprocesszorát, hogy a G-kódban a fúrási folyamat a programba ágyazva jelenjen meg.

A rezervoárok fúrásakor a lézer csupán "egyet" lő egy adott pozícióban (valójában megadott ideig egy adott pozíció felett áll, és egy adott idő-intervallumban üzemel). Ezzel a megoldással akár 40 μm átmérőjű furatot is tudunk készíteni (11. ábra).



11. ábra. Az FMCL jelű sztent 3D modellje, terítéke és egy részlete

A keménységmérésekből megállapítottuk, hogy az FMCX geometriánál nem lépett fel akkora keménységváltozás, mint a hagyományos geometriánál, ebből látható, hogy sikerült az alakváltozási zónát áthelyezni, illetve az alakváltozást jobban szétosztani. A húzóvizsgálatok eredményeiből kitűnt, hogy jóval kisebb erők ébrednek feltágításakor, mint korábban, tehát ez is igazolta, hogy csökkennek a feltágulásakor fellépő feszültségek.

Mind a húzóvizsgálatok, mind pedig a keménységmérések igazolták előzetes feltevéseink helyességét, vagyis hogy az FMCX sztentmintázatnak jobbak a mechanikai tulajdonságai, mint a korábbi Sanocor-mintázatnak. Kisebb erők ébrednek feltágulásakor, különösen, ha összenyomott állapotból történik a tágitás, valamint kevésbé keményednek fel az alakváltozó zónák.

3. A lézersugaras vágás technológiai jellemzőinek elemzése

A nagy pontosságú lézersugaras vágás technológiai tényezőinek száma közel húsz. A vágott gyártmány vágási minőségének jellemzése is számos szempont szerint történhet, ezért az optimális vágási beállítások meghatározása nagyon szubjektív lehet. Ennek a problémakörnek az elemzése céljából lefolytattunk egy átfogó, matematikai statisztikai kísérlettervezéssel és elemzéssel támogatott kísérleti programot, amelyből egy vonulatot ismertettünk a továbbiakban.

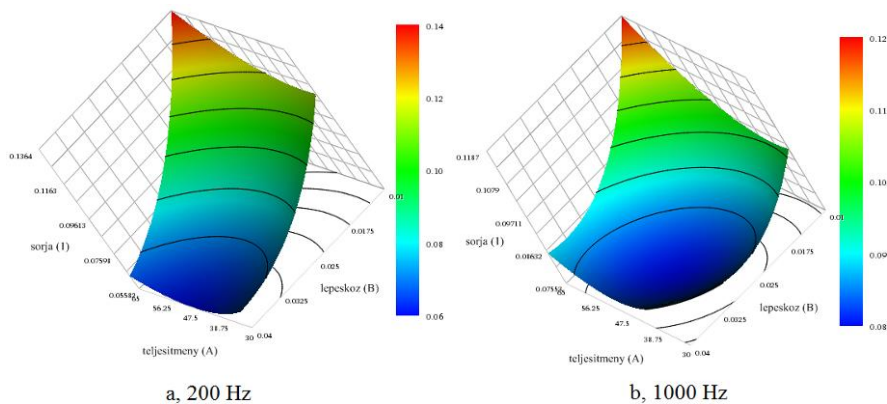
A kísérlettervezés célja a vágási folyamat elemzése és optimalizálása, azaz annak a vizsgálata, hogy mely technológiai tényezők milyen hatást gyakorolnak a vágási folyamatra, és közöttük milyen összefüggések húzódnak. A minősítési tényező a vágási folyamat során keletkező sorja mérete; a cél a sorja méretének csökkentése. A kísérletterv megtervezését és elemzését az Unscrambler szoftverrel végeztük, amely egy többváltozós analízisre és kísérlettervezésre használható program. A bemutatott eredmények 0,5 mm vastag ausztenites rozsdamentes acéllemezre vonatkoznak. A technológiai tényezők az alábbiak:

- A vágógáz oxigén, nyomása 5 bar.
- A lézersugárforrás: YLR-150/1500-QCW-AC-Y11 szállézer, 150 W átlagteljesítmény, 1500 W csúcsteljesítmény.
- Impulzusidő: 0,2 ms.
- A kísérlettervben használt vágási tartomány:
 - frekvencia: 200–1000 Hz
 - csúcsteljesítmény: 30–65%
 - lépésköz (a lézerimpulzusok becsapódási helyeinek távolsága): 0,01–0,04 mm.
- Fúvókatávolság: 0,30 mm.
- Fókusz: –2.

A kísérlettervben vizsgált tényezők, vagyis a bemeneti („design”) változók:

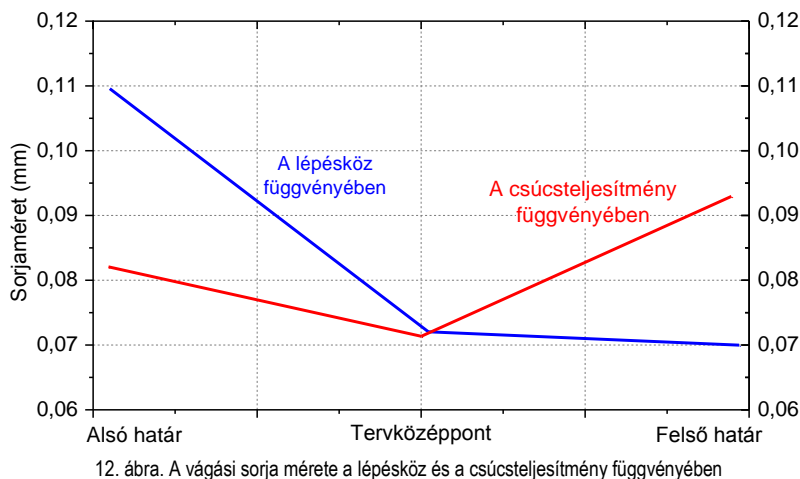
- frekvencia (Hz)
- lépésköz (mm)
- csúcsteljesítmény (%).

A válaszváltozó („response”) a sorjaméret, amelyet mikrométerrel mértünk.



12. ábra. A sorjaméret a lépésköz és a csúcsteljesítmény függvényében 200 Hz-en (a) és 1000 Hz-en (b)

A sorjaméret meghatározása alapján a 12–13. ábrán látható összefüggések rajzolódtak ki:



12. ábra. A vágási sorja mérete a lépésköz és a csúcsteljesítmény függvényében

4. Következtetések

A kísérlettervet végrehajtva és az eredményeket elemezve, és az alábbi következtetéseket fogalmaztuk meg:

- A legerősebb hatástényező a keletkező sorja méretére a lépésköz: csökkenő lépésköz hatására nő a sorja, míg növekvő lépésköz esetén ellentétes, tehát csökken a sorja
- A lépésköz hatását vizsgálva azt figyeltük meg, hogy a csökkenő lépésköz a sorja méretének növekedésének irányába úgy hat, hogy nagyobb lépésköz értékeknél (0,03–0,04 mm) a görbe meredeksége lecsökken, tehát a sorja méretének növekedése ott kisebb mértékű amennyiben a lépésközt csökkentjük.
- A frekvencia nem gyakorol jelentős hatást a keletkező sorja méretére. A sorjaméret mérési adatai szerint a sorja mérete nem változik meg jelentősen a frekvencia drasztikus növelésére sem.
- A teljesítmény nem befolyásol olyan jelentős mértékben, mint a lépésköz, de az is észrevehető, hogy a sorjaméretgörbe (13. ábra) minimumos; attól a kisebb és nagyobb teljesítmények felé eltérve növekedik a vágási sorja mérete; ez a hatás azonban jóval intenzívebb, ha jobbra indulunk el a görbén, azaz növeljük a teljesítményt.

Irodalomjegyzék

- (1) Buza Gábor: A lézersugaras anyagmegmunkálás energiaviszonyai III. Avagy mire megy el az energia? Kohászat, 143 (143:3) 27–32.
- (2) Sklánitz Antal: Lézersugaras vágás on-line diagnosztikai rendszere. Kohászat, 2001. (134. évf.) 2. sz. 59-62.
- (3) Mohácsi Gábor: A lézersugaras vágás és a gáz tisztasága. Hegesztéstechnika, 2003. (14. évf.) 3. sz. 21-23.