

Különleges bioanyagok lézersugaras megmunkálása

Laser Processing of Advanced Biomaterials

BITAY Enikő¹, DOBRÁNSZKY János²

¹Sapientia Erdélyi Magyar Tudományegyetem, Marosvásárhelyi Műszaki és Humán Tudományok Kar, Telefon: +40 265 206 210, Postacím:540485 Tîrgu-Mureş, O.p. 9, C.p. 4, E-mail: ebitay@ms.sapientia.ro

²MTA–BME Kompozittechnológiai Kutatócsoport, 1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. +36 1 463-1934, +36 1 463-1366, Dobranszky.Janos@eik.bme.hu; www.pt.bme.hu/kutato

ABSTRACT

This article describes some laser processing of materials that are used in medicine for medical devices, instruments and implants for human body. The applied materials are: stainless steel, Co-alloys, Ti-alloys and polymer biocomposites as well. The presented processing are laser cutting of stents, laser cutting and drilling of thin sheets, and laser surface treatment of metallic, ceramic and polymer biocomposites biomaterials.

Keywords: laser processing, stainless steel, titanium, biocomposite, stent

ÖSSZEFOGLALÓ

A cikk azoknak az anyagoknak a lézersugaras megmunkálását ismerteti, amelyeket a gyógyászatban használnak fel orvosi eszközök, műszerek és az emberi testbe ültetett implantátumok anyagaiként. A szóban forgó anyagok rozsdamentes acélok, Co- és Ti-ötvezetek, továbbá műanyagok és polimer mátrixú kompozitok. A bemutatott megmunkálások: sztentek vágása, vékony lemezek fűrése és vágása, valamint fémek, polimer biokompozitok és kerámiák jelölése.

Kulcsszavak: lézersugaras megmunkálás, rozsdamentes acél, titán, biokompozit, sztent

1. BEVEZETÉS

A magyar iparban a lézertechnológia iránt rohamosan bővül az érdeklődés s ezzel egyidejűleg az együttműködési szándék a kutatási szféra szereplőivel. A lézertechnológiákra specializálódott mérnökök képzésére, valamint a már végzett mérnökök specializált továbbképzésére is fokozott érdeklődés mutatkozik. A magyar nyelvű felsőoktatási és a kutatási szféra csak úgy tud megfelelni ezeknek a trendeknek, ha a szakmai potenciálját frissíti, az oktatási programokba kellő súllyal beemeli a lézersugaras megmunkálások minél szélesebb körű ismeretanyagát.

Alig 15 éve még kuriózumnak számított a lézersugaras megmunkálás, ám az utóbbi tíz évben, pl. az elektronikai iparban, a járműiparban és az egészségiparban, a gyártási eljárások területén a lézersugaras megmunkálások gyors bővülése és erre épülően radikális technológiaváltás zajlik. A nagy pontosságú lézersugaras megmunkálások elsősorban és óriási mértékben a jelölésre, továbbá a hegesztésre s végül a precíziós vágásra összpontosulnak.

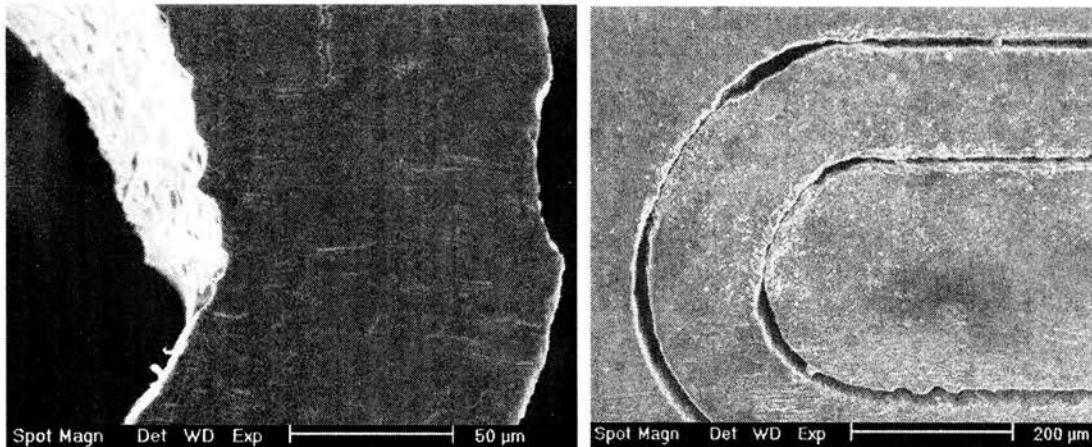
A nagy pontosságú lézersugaras vágásra irányuló kutatómunka tíz éve kezdődött. A kutató-fejlesztő munka előzménye akkor már 10 éves múlttal tekintett vissza a Tentaur sztentek hegesztéssel való gyártásával. A lézersugaras vágás feltételeinek megteremtését egy NKFP-pályázaton nyert támogatás biztosította. Az akkor korszerűnek számító technológia alaptervezései: a LASAG KLS246 lézerberendezés és az Aerotech precíziós mozgatórendszer. E főberendezésekből a munkaállomás létrehozása, a kezelőszoftverek kifejlesztése, a rendszerintegrálás, a vágástechnológiai fejlesztések, az utókezelések kidolgozása stb. – elvégzése révén jött létre a Corinna sztentgyártórendszer. F fiatal mérnökökből és végzős diákokból álló, nagyon ütőképes és innovatív csapat jött létre, akik közül néhányan mára a legjobb szakemberekké váltak a nagy pontosságú lézersugaras vágások területén.

2. SZTENTEK LÉZERSUGARAS VÁGÁSA

Az orvostechnikai eszközök alapanyagául szolgáló csövek nagypontosságú lézersugaras vágására a Corinna vágórendszert használtuk, amelyben a lézersugárforrás: LASAG KLS 246-040FC, impulzusüzemű, villanólámpás gerjesztésű szilárdtestlézér (Nd-YAG). A nyers lézernyaláb átmérője 2,5 mm, amely az optikai rendszer fókuszában ideális esetben 20 mikrométerre szűkíthető. Az impulzusidő 0,012–0,3 ms, az impulzusfrekvencia 0,1–5000 Hz, az impulzusenergia 0,002–0,18 J, a legnagyobb impulzusteljesítmény 3 ms impulzusidőnél 600 W, az átlagteljesítmény 15 W. A rezgésmentes asztalra rögzített lézerfej alatt Aerotech gyártmányú mozgatórendszer – 2 db lineáris hajtás és egy forgatás – biztosítja a befogott cső mikronos pontosságú mozgását.

A lézervágott sztentek anyaga nagypontosságú cső. Anyaga általában 18Cr-14Ni-2,5Mo ötvöztetésű ausztenites acél, L-605 vagy MP-35N Co-ötvözet, továbbá nitinol. A külső átmérő 1,00–10,00 mm, a falvastagság pedig 80–500 μm . A tűrések nagyon szigorúak, ezért e csövek ára elképesztően nagy a hagyományos termékekéhez képest. A vágás pontosságában fontos szerepet játszik a cső egyenessége, kör alakúsága és a vágás közben jó megtámasztása a lézersugár behatolásának közelében, mivel a 3–5 bar nyomású oxigén vágógáz meghajlíthatja, rezgésbe hozhatja a vágott csővéget. Mikronos pontosságú vágás esetében bármely kis rezonancia igen jelentős pontatlanságot eredményez, mely még utólagos felületkezeléssel sem módosítható, csak egy viszonylag csekély hibaszintig.

Az 1. ábra mutatja az elmozdulás esetén létrejövő vágási pontatlanságok néhány jellegzetes típusát. Szemben az 0,5 mm-nél nagyobb vastagságú finomlemezek olvasztásos vágásával – ahol általában nitrogént használnak munkagáznak –, a sztentek vágása a lézersugár hatására végbemenő olvasztással és oxigénben való égetéssel történik. A vágógáz tehát oxigén, amely exoterm reakció keretében elégeti a vágási rés anyagát, és egyben ki is fújja az égéstermék + az olvadékot a vágási résből. A gáz nyomása önmagában, illetve a 'shutter'-rel együtt is szabályozható. Előnye az oxigén vágógázos eljárásnak, hogy nagy a vágási sebesség, és az átvágható anyagvastagság is megnő, azonban hátrány hogy viszonylag nagy a hőhatásövezet, továbbá az élek oxidálódnak, és emiatt középen kiszélesedett bordák alakulnak ki. A vágógáz a Corinna rendszerben 0,5 mm-es fúvókátávolságból ömlik a vágási felületre. A fúvókaméret változtatható: a pontosságot a fúvókaméret csökkentése növeli.



1. ábra.

Az ausztenites acél alapanyagú, nagypontosságú csövek vágásakor képződő jellegzetes hibák

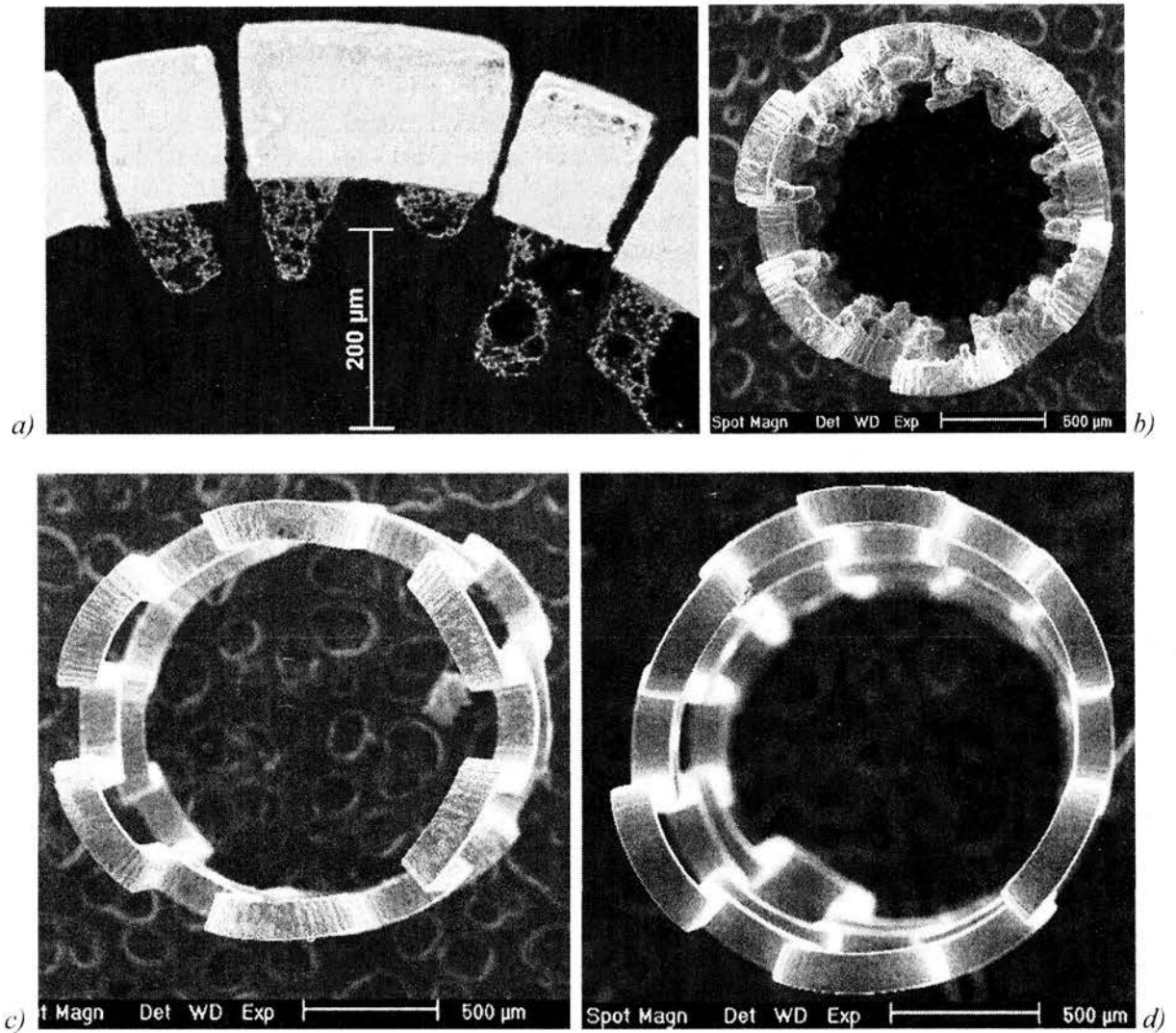
A megfelelő nyalábtágítás és a jó megtámasztás stabilan 25 μm -es vágásirés-szélességet biztosít. A pontos fókuszbeállítás a fröcskölő anyagdarabok miatt is fontos. A fókusz-távolságot állandó értéken tartjuk vágás során, a vágás folyamatosan a csőre merőlegesen történik. A cső felületére nem radiálisan beeső nyalábbal trapéz formájú bordaprofilokat lehet kivágni a csőből. A nitrogénnel történő vágás esetén ugyan szebb élek alakulnak ki, de jelentősen lelassul a vágás folyamata, és az vágási olvadék a sorjában, illetve a cső belső felületén szinte kezelhetetlenül rakódik le. Az ultrahangos maratással és elektropolírozással eltüntethető a nagymennyiségű sorja, s teljesen eltűnik a hőhatásövezet is.

A legjobb minőségű vágás 0,002 ms impulzusidővel, 1500 Hz frekvenciával végezhető. Az átlagteljesítmény 4 W, a lövés távolság 0,002 mm, a sebesség 3 mm/s. A vágási sebesség a vágóoxigén tisztaságával növelhető. A 2.5-ös (99,5%-os tisztaságú) gáz is alkalmas a sztentek vágására. Bár így a hőhatásövezet 4–5 μm széles, az utólagos kezelésekkel eltávolítható a felületről. A 2. ábra mutatja a vágott, maratott és políro-

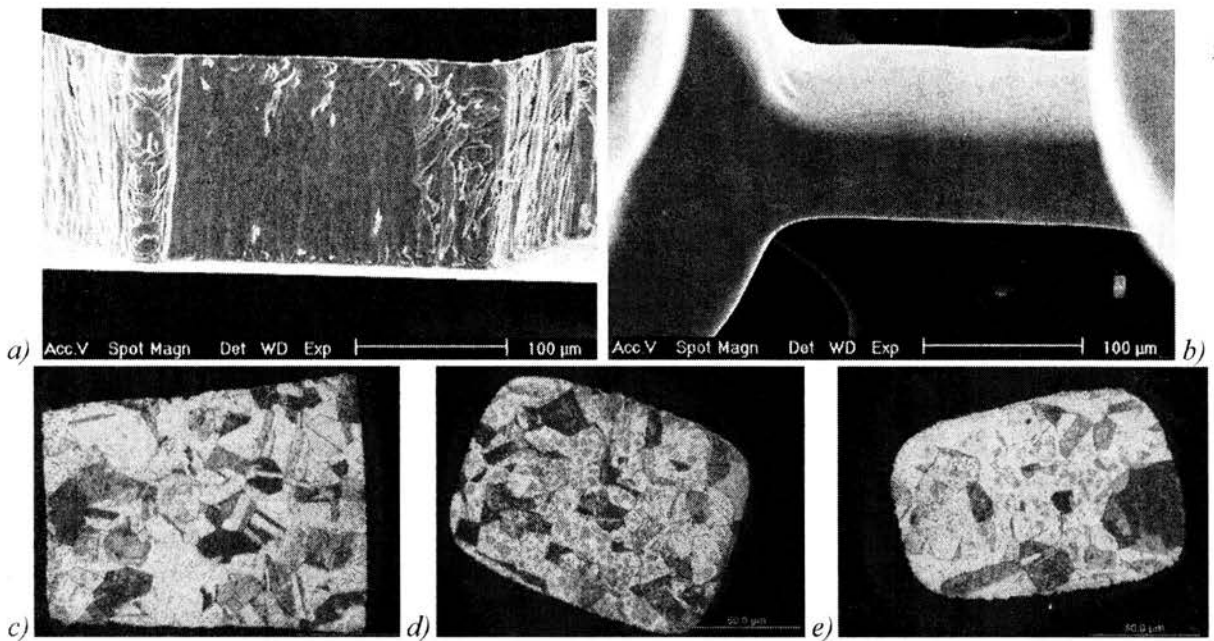
zott felületeket. Figyelembe kell venni, hogy a lézervágott felület más sebességgel maródik (oldódik), mint a cső külső és belső hengeres felülete (3. ábra).

A vágásnál a fő feladat az, hogy a mozgatórendszer gyorsulási tulajdonságainak megfelelően kell a lézersugár technológiai tényezőit és mozgatást összehangolni. A jó minőségű termékhez eleve megfelelő vágási mintázat kialakítása szükséges, amely egyáltalán nem azonos a sztent mintázatával.

A lézersugaras vágás után a sorja és a közdarabok eltávolítása érdekében szükséges a sztentek maratása. A maratás CMA nemesacél-mártópácban, ultrahangos mosóba bekészített fürdőben, a polírozás króm-trioxid és foszforsav 1:9 arányú elegyében történt. A maratás során kiesnek a közdarabok és eltávozik a sorja, valamint a felületi oxidréteg nagy része. Az ausztenites acélról 5 perces maratással a sorja eltávolítható, azonban a felületen foltokban megmarad az oxidréteg, amely azonban további 5 perces maratással sem távolítható el. A Co-ötvözetek és a nitinol lényegesen eltérő módon viselkedik.

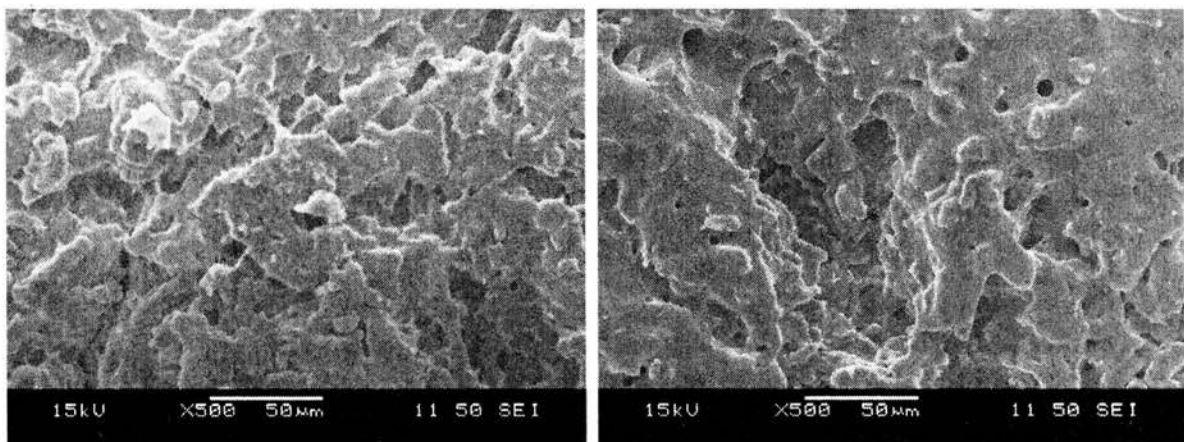


2. ábra. Az ausztenites acél csövek vágásakor képződő sorja (a, b) és annak eltávolítása maratással (c) s majd elektropolírozással (d)



3. ábra. Az ausztenites acél csövek vágásakor képződő vágási felület (a), ennek teljes lesimulása a polírozás után (b); a felületkezelés hatására a borda felületének egy része leoldódik (c–e)

A lézersugaras vágás mellett fontos szerepet játszik a bioanyagok megmunkálásaiban a lézersugaras felületmódosítás, valamint a jelölés. A jelölés célja egyértelműen az azonosítás biztosítása, a felületmódosítás viszont mindenkor valamely különleges funkcionális jellemző – pl. a biokompatibilitás, a lebomlási sajátosságok, a csontképződés elősegítése stb. – kiváltása vagy erősítése. A most zajló kutatásunkban titánötvözet, rozsdamentes acél, stabilizált cirkónium-dioxid kerámia és keményítőalapú polimer biokompozit anyagok lézersugaras felületkezelését végezzük. Ennek keretében különböző hullámhosszúságú és energiájú lézersugaras kezelést alkalmazunk, és vizsgáljuk ennek a hatását a felületi állapotra, a hőbomlási folyamatokra, továbbá a mechanikai tulajdonságokra. A 4. ábra mutatja a felület enyhe megömlesztésével járó kezelés hatását a keményítőalapú biokompozit mintákon.



4. ábra. Keményítőalapú, biodegradábilis biokompozit lézersugaras kezelésének hatása: balra az eredeti felület, jobbra az 1064 nm hullámhosszúságú lézersugárral kezelt felület ESEM-képe

Bitay Enikő személyéhez kötődően a kutatás az EU és Magyarország támogatásával a TÁMOP 4.2.4.A/1-11-1-2012-0001 azonosítószámú „Nemzeti Kiválóság Program – Hazai hallgatói, illetve kutatói személyi támogatást biztosító rendszer kidolgozása és működtetése országos program” című kiemelt projekt keretei között valósult meg.