

ORÁLIS IMPLANTÁTUMOK PRIMER STABILITÁSA

Kovács Kristóf, Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

pammer@eik.bme.hu

DOI: 10.17489/2018/2/02

Absztrakt

A fogászati implantátumok stabilitás vizsgálata egyre nagyobb jelentőséggel bír mind a klinikumban, mind pedig az implantátum fejlesztők körében. Az implantátumok primer stabilitásának meghatározására számos módszer van, amelyeknek nagy többsége csak laboratóriumi körülmények között alkalmazható. Elenyésző azoknak a módszereknek a száma, amelyet folyamatosan, monitorozva a páciens, alkalmazni lehet anélkül, hogy az oszeointegrációt roncsolná. A kutatásunk során az implantátumok primer stabilitásának meghatározása végelemes analízissel történt. A numerikus szimuláció során, a statikus terhelés által létrehozott pontos elmozdulás mező feldolgozásával elemeztük a mikro-elmozdulásokat különböző típusú csontmodellekben. A biomechanikai jellemző (mikro-mobilitás) ISQ mérőszámra való konvertálásához egy kalibrációs görbét vettünk fel, kísérlet útján, labor környezetben. A kalibrációs görbéhez hat ismert típusú szabványos csontblokkba beültetett implantátumok mikro-elmozdulását szakítógéppel segítségével mértük, és ezzel párhuzamosan Osstell[®] stabilitás mérő készülékkel az ISQ értéket is párosítottunk az eredményekhez. A szimulációs eredményeket kísérletekkel is igazoltuk, amelyek során szabványos csontmodellező anyagba, fűrési protokoll szerint beültetett valós implantátumokon mértünk és elemeztünk mikro-elmozdulást és ISQ stabilitást. A kutatás eredményeként megállapítottuk, hogy a mikro-elmozdulás és az ISQ közötti korreláció a különböző sűrűségű csontállomány függvényében egy kalibrációs görbével leírható, amely szükséges a numerikus szimulációs eredmények ISQ szerinti értelmezéséhez.

Kulcsszavak: fogászati implantátum, primer stabilitás, ISQ, mikro-elmozdulás, numerikus szimuláció

Calculation of dental implant's primary stability

Abstract

In this work, finite element analysis was used to evaluate dental implant primary stability without further tests or measurements. Through proper simulations the information about stability could be obtained faster and more easily than in vitro or in vivo studies. Screws which have similar thread properties than on market available dental implants were used in our research to evaluate their stability in various grades (six type) of bone. The 3D CAD models of these screws were reengineered and used to the simulation. The screws were placed in artificial bone samples and ISQ stability and micro motion were measured on them. The ISQ was chosen as the representation of implant stability because it is a general index-number of implant stability and it could be also measured with a standard commercially available device. Our approach was to simulate the micro mobility with FEA and to convert the simulated micro mobility to ISQ (Implant Stability Quotient). After the numerous measurements and simulations, it can be concluded that the implant stability can be effectively simulated via FEA. With this simulation method it is possible to predict the primary stability of dental implants with new geometries before implantation.

Keywords: dental implant, primary stability, ISQ, micro-motion, FEA

Bevezetés

Kutatásunk célja volt igazolni, hogy végelesemes szimulációk segítségével az implantátum stabilitása meghatározható és a kapott adatok megfelelnek a klinikumban használt eszközökkel végzett vizsgálatok során mért értékeknek.

A stabilitás becslését statikus véges elemes analízissel közvetlenül nem szimulálhatjuk, mert a stabilitás mérés egy dinamikus, rezonancia frekvencián alapuló mérési eljárás, így azt csak közvetett módon lehet meghatározni. A közvetett szimuláció elvégzéséhez kellett találni egy stabilitási jellemzőt, amely szoros összefüggésben van, valamelyik klinikumban alkalmazott mérési módszer (rezonancia frekvencia analízis) mérőszámával. Az ISQ egy rezonancia frekvencián alapuló klinikumban alkalmazott eljárás eredménye, amely egy egész szám nulla és száz között, és összefüggésben áll az implantátum stabilitásával. Ez alkalmas az implantátum csontosodásának és annak minőségi változásának monitorozására a gyógyulási időszakban.¹⁻³ Alapos irodalomkutatás következtében adódott a logikai összekötő kapocs a statikus véges elemes analízis és a klinikumban használt mérőszámok között.⁴⁻¹⁶ In vitro et vivo mérések igazolják, hogy a mikromobilitás és az ISQ érték szorosan összefügg egymással.^{14,5} Ez azért megfelelő, mert az ISQ érték mérésére rendszerint Ostell[®] készüléket használnak a klinikumban, és a mikromobilitás pedig mechanikailag szimulálható.

Az implantátum mikromobilitása azt adja meg, hogy a már beültetett implantátum milyen szilárdan fekszik a körülvevő csontagyban. A mértékegység származtatott, azt a maximális elmozdulást mutatja meg, amely a csont szintje felett 10 mm-es magasságban ható 1 N laterális irányú erő következtében jön létre. Mértékegysége $\mu\text{m}/\text{N}$, nagysága függhet az implantátum méreteitől és attól, hogy a

körülvevő csontagy mechanikai tulajdonságai milyenek.^{14,5}

Ilyen módon az összefüggések ismeretében képesek vagyunk arra, hogy a szimulált mikromobilitási értéket konvertáljuk ISQ értékévé, ami pedig a stabilitás egyik elfogadott mérőszáma.

Felhasznált módszerek és anyagok

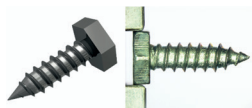
Ahhoz, hogy szimuláció során határozzuk meg a stabilitás értéket, valós vizsgálatokra volt szükségünk. Ehhez használtuk az Instron 5965 szakítógépet, 5 kN-os saját erőmérő cellával és egy egyedi befogó rendszerrel, valamint nyomótüskével. A mérések során egyszerűsített implantátumokat használtunk, amely speciális „lemez” csavarok menettulajdonságai hasonlítanak a piacon kapható átlagos fogászati implantátumokéra (2. ábra). A nagyszámú kísérlet miatt ($n=18$) ültettünk egyszerűsített implantátumokat a műcsontokba. Mérések során az ASTM 1839 szabványnak megfelelő, PCF05, PCF10, PCF15, PCF25, PCF30, PCF35 osztályú műcsontokat használtunk, amelyeknek műszaki tulajdonságai ismertek.¹⁷



1. ábra. Instron 5965 szakítógép¹⁸

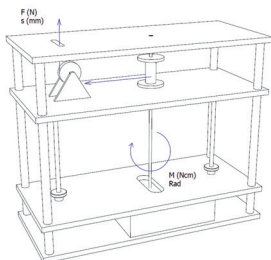
Ezekbe a műcsontokba a csavaroknak, mint egyszerűsített implantátum magkeresztmetszetével megegyező méretű furatokat készítettünk el ($d=2,8$ mm), ezzel biztosítva a lehető legna-

gyobb, de még nem túl nagy roncsolással járó műcsont és csavar közti felületi kapcsolatot.



2. ábra. Egyszerűsített implantátum modell (balra: 3D modell, jobbra: valódi csavar)

Mindegyik csontblokkba három csavart ültetünk be, amelyek becsavarási nyomaték görbét egyenként rögzítettük. A szakítógép képes az erő-elmozdulás értékeket regisztrálására, így ezeket az adatokat a becsavarási nyomaték méréséhez szükséges célkészülék (3. ábra) geometriai tulajdonságait figyelembe véve át tudtuk számolni az egyenes vonalú mozgást (mm) elfordulásá (rad), illetve a regisztrált erőt (N) nyomatékká (Ncm).



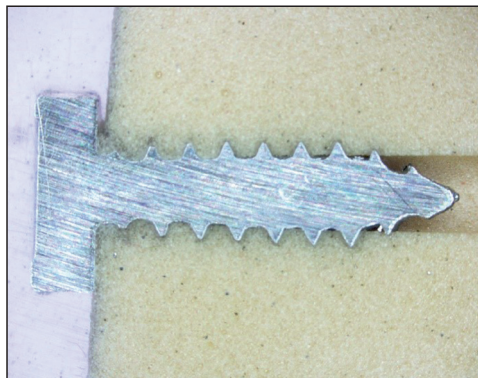
3. ábra. Becsavaráshoz használt célkészülék

Az egyszerűsített implantátumok fej részébe menetet kellett készítenünk, ezzel is modellezve a valós implantátumok belső geometriáját, valamint ezen felül arra is szolgált, hogy az Osstell® mérőkészülék SmartPeg® gerjeszthető csapját bele tudjuk helyezni és meg tudjuk mérni az ISQ stabilitás értéket.



4. ábra. PCF10-es blokkba¹⁷ ültetett egyszerűsített implantátumok stabilitás mérése Osstell® készülékkel¹⁹

A beültetés után, néhány egyszerűsített implantátumon csiszolatokat készítettünk ellenőrzés képen, hogy az implantátum környezetében, miként változott meg a műcsont szerkezete és homogenitása. Minden egyes valós implantátum geometriának fontos funkcionális tulajdonsága és jellemzője a beültetés során a környezetében létrehozott csont tömörítés.



5. ábra. PCF10 blokkba ültetett egyszerűsített implantátum

A beültetések után Osstell® mérőszközzel ISQ méréseket végeztünk mindegyik egyszerűsített implantátumon. Mindegy egyes csavaron 90°-onként a mérést megismételtük, így egyhez négy stabilitás mérési eredmény tartozott.

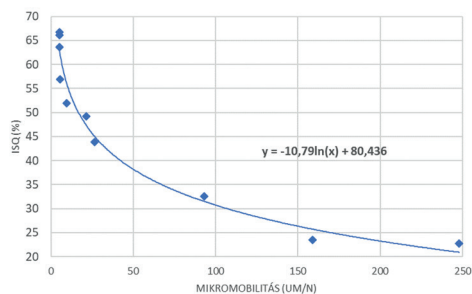
ISQ mérés után mindegyik egyszerűsített implantátumot mikromobilitás mérésnek vetettük alá. A csontblokkot a készülék tetején úgy rögzítettük, hogy az implantátumok tengelye merőleges legyen a szakítógép mozgásának irányára. Ezek után a szakítógéppel vizsgáltuk a beültetések mikromobilitását. A mikromobilitás vizsgálat során rögzítettük, hogy a beültetett implantátum egy az implantátum hossz tengelyére merőleges irányból 100 N-os terhelő erő hatására milyen elmozdulás választ ad.

A vizsgálat során a terhelő erő támadáspontja nem a mikromobilitás definíciója szerinti pontban történt, amely a definíció szerint 10 mm-rel a csontfelszín felett kell legyen, hanem az egyszerűsített implantátumnál 4 mm volt technikai okok miatt. Ezért a regisztrált elmozdulásokat 2,5 arányossági tényezővel fel kellett szorozni, hogy a definíció szerinti mikromobilitás vizsgálatnak elegendő legyen.

A számított ISQ értéket a kalibrációs görbe segítségével kaptuk meg a mikromobilitás konvertálásával.

A vizsgálatok eredményei

Az ISQ mérési adatok összegzése után, és az egyszerűsített implantátumok szakítógépes mikromobilitás vizsgálata után létre tudtuk hozni az egyszerűsített implantátumra vonatkozó kalibrációs görbét.



6. ábra. Egyszerűsített implantátumra vonatkozó kalibrációs görbe és karakterisztikus egyenlet

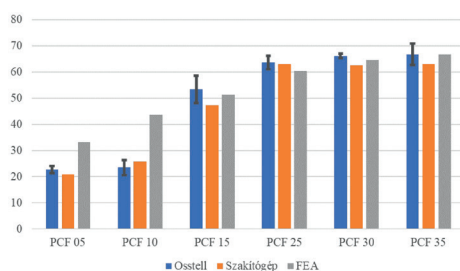
A 7. ábrán látható diagramokon a becsavarási nyomaték regisztrátumok láthatók (csonttípusonként külön) és a hozzájuk tartozó becsavarás során végzett munka alakulása.

A szakítógépen elvégzett biomechanikai tesztet (mikromobilitás mérése) végesselemes analízissel is elvégeztük. Az Osstell® műszerrel végzett stabilitásmérést, valamint a szakítógépes vizsgálatokat összevetettük a végesselemes

szimuláció eredményeivel és a következőket kaptuk.

Csont típusa	Szakítógép		FEA		Osstell®
	Mikromobilitás (µm/N)	ISQ (%)	Mikromobilitás (µm/N)	ISQ (%)	ISQ (%)
PCF 05	82,67	20,9	26,85	33,1	22,8
PCF 10	53,03	25,7	10,05	43,7	23,5
PCF 15	7,15	47,4	4,97	51,3	53,3
PCF 25	1,68	63	2,15	60,3	63,7
PCF 30	1,75	62,5	1,44	64,7	66,2
PCF 35	1,68	63	1,19	66,7	66,8

1. táblázat. Összehasonlító táblázat a mért értékekről

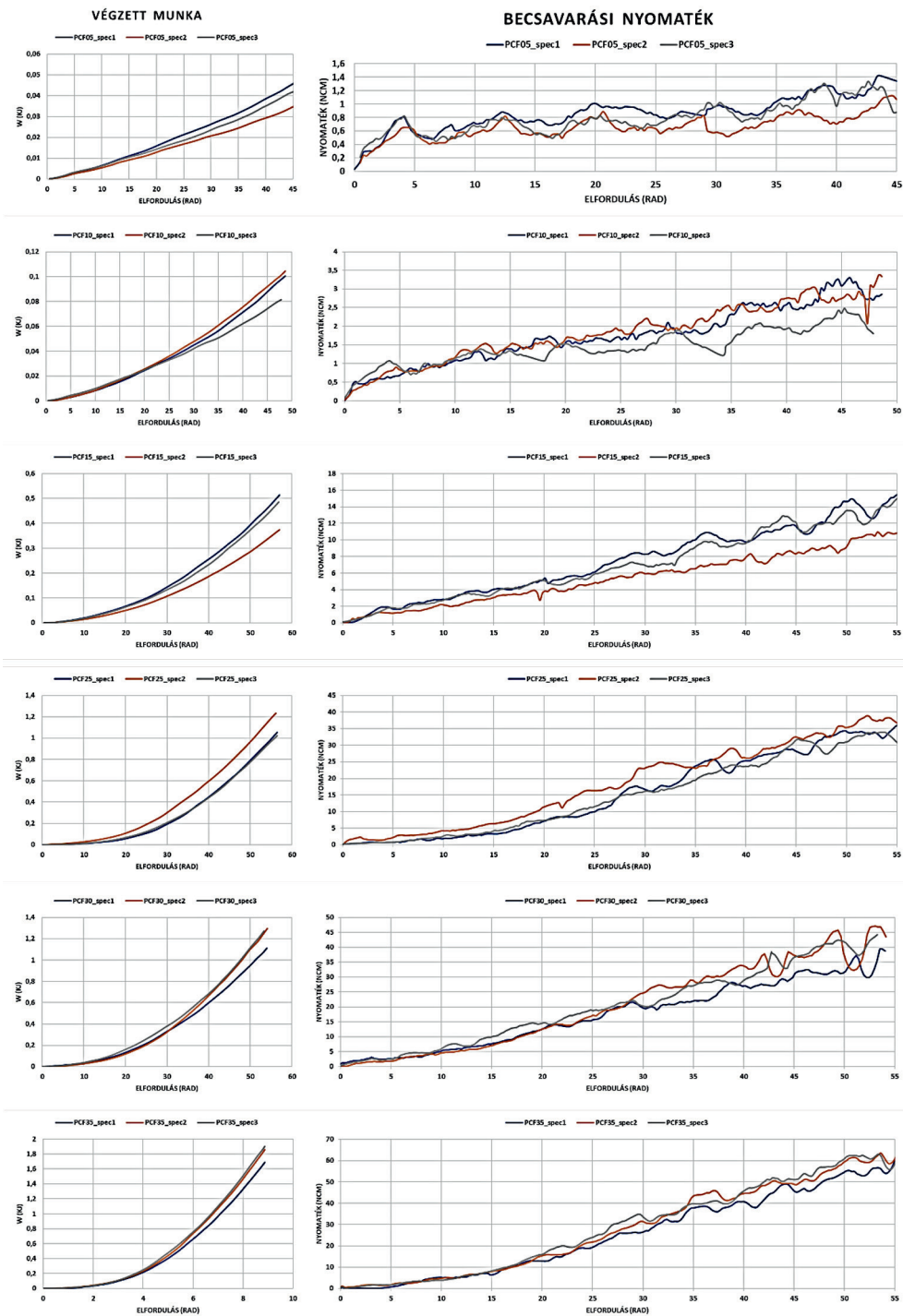


8. ábra. Összehasonlító táblázat a mért értékekről

A tesztek, mérések, analízisek elvégzése után az adatokat kiértékeltek és megvizsgáltuk, hogy melyik stabilitás mérési eljárás által szolgáltatott adatok korrelál legnagyobb mértékben a klinikumban is használt Osstell® mérőberendezés eredményeivel.

Csont-minőség	Munkavégzés (kJ)			Biomechanikai teszt		FEA	Osstell®
	Minta 1	Minta 2	Minta 3	Átlag	ISQ (%)	ISQ (%)	ISQ (%)
PCF05	0,0544	0,0374	0,0453	0,05	20,95	33,1	22,8
PCF10	0,1004	0,1045	0,0815	0,1	25,74	43,7	23,5
PCF15	0,5135	0,3735	0,4853	0,46	47,36	51,3	53,3
PCF25	1,0521	1,2344	1,0221	1,1	62,98	60,3	63,7
PCF30	1,111	1,2953	1,27	1,23	62,51	64,7	66,2
PCF35	1,6924	1,8593	1,903	1,82	62,97	66,7	66,8

2. táblázat. Adatok összevetése



7. ábra. Különböző minőségű csontblokkokba beültetett egyszerűsített implantátumok technológiai paraméterei. Bal oldalon az elfordulás függvényében a becsavarás folyamán végzett munka. Jobb oldalon az elfordulás függvényében a nyomaték.

Osstell® mérés eredményeihez a következő mértékek az egyes korrelációk:

- Végeleemes szimuláció: 0,9495
- Biomechanikai teszt: 0,9926
- Becsavarás során mért munkavégzés: 0,8967

Megbeszélés

A vizsgálati eredményekből megállapítottuk, hogy az implantátum primer stabilitásának meghatározása végeleemes szimulációval lehetséges és olyan adatot kaptunk, amely egyenértékű a klinikai eszközökkel végzett mérés során kapott eredménnyel.

In vitro körülmények között egyszerűsített implantátumokat ültettünk be különböző műcsont blokkokba. Beültetés során mértük a becsavarási nyomatókat, utána pedig mikromobilitási tesztnek vetettük alá az egyszerűsített implantátumokat. Oldalirányú terhelésnek tettük ki az egyszerűsített implantátumokat, és mértük az elmozdulást és a hozzá tartozó ébredő erőt, majd ebből a két értékből számítható a mikromobilitás. Elkészítettük

3D tervezőprogramok segítségével a csontblokkot és implantátum modellt és a megfelelő anyagtulajdonságokat felhasználva elvégeztük ugyan azon méréseket szimuláció segítségével, mint az in vitro kísérletek során. Ezek után a különböző csontblokkokba becsavart egyszerűsített implantátumokon SmartPeg segítségével megmértük Osstell® készülékkel a stabilitást. A mért és számított értékeket azonos dimenzióra hoztuk, ezért vettük fel az implantátumok kalibrációs görbét és ennek segítségével a mikromobilitást átváltottuk ISQ-ra. Összehasonlítottuk a különböző mérési eljárásokkal kapott értékeket, melyek igazolják a hipotézisünket, miszerint végeleemes szimulációval meghatározható egy implantátum stabilitása.

A vizsgálataink alapján a kidolgozott módszer fel lehet használni újfajta illetve piacon kapható implantátumok stabilitás vizsgálatára. Az újfajta implantátum fejlesztés során kevesebb in vitro és in vivo kísérlet elvégzésére lehet szükség és a módszert alkalmazva és könnyen lehet a geometriai tervezés során optimalizált geometriát csontsűrűséghez rendelni.

IRODALOM

1. *Divinyi T.* Orális implantológia. Budapest: Semmelweis Kiadó és Multimédia Stúdió 2007.
2. *Draughn RA, Yuchuci HA.* Mechanical testing of bone and the bone implant interface. Washington: CRC Press LLC 1999.
3. *Scarano A, Degidi M, Iezzi G, Petrone G, Piattelli A.* Correlation Between Implant Stability Quotient and Bone-Implant Contact: A Retrospective Histological and Histomorphometrical Study of Seven Titanium Implants Retrieved from Humans. *Clinical Implant Dentistry and Related Research* 2006;8(4): 218-22.
4. *Trisi P, Carlesi T, Colagiovanni M, Perfetti G.* Implant Stability Quotient (ISQ) vs Direct in Vitro Measurement of Primary Stability (Micro-motion): Effect of Bone Density and Insertion Torque. *Journal of Osteology and Biomaterials* 2010;3.
5. *Pagliani L, Sennerby L, Petersson A, Verrochi D.* The relationship between resonance frequency (RFA) and lateral displacement of dental implants: an in vitro study. *Journal of Oral Rehabilitation* 2013;40(3):221-7.
6. *Chun HJ et al.* Evaluation of design parameters of osseointegrated dental implants using finite element analysis. *Journal of Oral Rehabilitation* 2002;29: 564-74.
7. *Jian-Ping Geng, Keson B, Tan C.* Application of finite element analysis in implant dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 2001;85(6): 585-98.

8. Premnath K, Sridevi J, Kalavathy N, Nagaraj P. Evaluation of Stress Distribution in Bone of Different Densities Using Different Implant Designs : A Three-Dimensional Finite Element Analysis. Journal of Indian Prosthodontic Society 2013;4: 555-9.
9. Daas M, Dubois G, Bonnet AS, Lipinski P, Riggon-bret C. A complete finite element model of a mandibular implant-retained overdenture with two implants : Comparison between rigid and resilient attachment configurations. Medical Engineering and Physics 2008;30: 218-225.
10. Kayabasi O, Yüzbaşıoğlu E, Erzincanlı F. Static, dynamic and fatigue behaviors of dental implant using finite element method. Advances in Engineering Software 2006;37(10): 649-58.
11. Chang S, Lin C, Hsue S, Lin Y, Huang S. Biomechanical analysis of the effects of implant diameter and bone quality in short implants placed in the atrophic posterior maxilla. Medical Engineering and Physics 2012;34(2): 153-60.
12. Kumar GA, Kovoov L, Oomen V. Three-dimensional finite element analysis of the stress distribution around the implant and tooth in tooth implant-supported fixed prosthesis designs. Journal of Dental Implantology 2011;1 (2): 75-9.
13. Smeets R. et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. BioMed Research International 2016. july 11: 16.
14. Anner R, Grossmann Y, Anner Y, Levin L. Smoking, diabetes mellitus, periodontitis, and supportive periodontal treatment as factors associated with dental implant survival: a long-term retrospective evaluation of patients followed for up to 10 years. Implant Dentistry 2010;19(1): 57-64.
15. Karoussis IK, Salvi GE, Heitz-mayfield LJA, Brägger U, Hämmerle CHF, Lang NP. Long-term implant prognosis in patients with and without a history of chronic periodontitis : a 10-year prospective cohort study of the ITI Dental Implant System. Clinical Oral Implants Research 2003;14(3): 329-39.
16. Park I, Kim S, Lee S, Lee J. The relationship between initial implant stability quotient values and bone-to-implant contact ratio in the rabbit tibia. Journal of Advanced Prosthodontics 2011;3(2): 76-80.
17. Pacific Research Laboratories, Inc. Sawbones katalógus. [cited 2017 Nov 5]. Available from: http://www.sawbones.com/wp/wp-content/uploads/2017/04/FINAL_Biomechanical_Catalog.pdf.
18. Instron weblap, Illinois Tool Works Inc. [cited 2017 Nov 5]. Available from: <http://www.instron.us/en-us/products/testing-systems/universal-testing-systems/electromechanical/5900/5960-dual-column>.
19. Osstell AB, Clinical guidelines. [cited 2017 Nov 5]. Available from: <https://goo.gl/9au6s>.

Pammer Dávid

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Anyagtudomány és Technológia Tanszék
H-1111, Budapest, Bertalan L. u. 7. MT épület
Tel.: (+36) 1 463-1114

Pannon

csípőprotézis szár család

Világszínvonal,
egyetlen műszerkészlettel!

