



Implantátumcsavarokban ébredő belső feszültségek szimulációs vizsgálata

Simulation Analysis of Internal Stresses in Implant Screws

Vörös Ádám,¹ Peske Csanád,² Talabérné Kulcsár Klaudia³

¹ Széchenyi István Egyetem, Audi Hungaria Járműmérnöki Kar, Anyagtudomány és Gépszerkezettan Tanszék, Győr, Magyarország, voros.adam@hotmail.com

² Óbudai Egyetem Alba Regia Kar, Mérnöki Intézet, Székesfehérvár, Magyarország, peskecsanad@gmail.com

³ Óbudai Egyetem Alba Regia Kar, Mérnöki Intézet, Székesfehérvár, Magyarország, kulcsar.klaudia@amk.uni-obuda.hu

Abstract

The aim of this study was to investigate the failure of titanium alloy fixation screws (connecting the implant and the abutment) used in custom-made subperiosteal implants. Once the cause of failure was determined, our main objective was to determine the maximum tightening torque for the existing design. To achieve this, 3D CAD screw models were examined using finite element software. Based on the results obtained, we were able to recommend a tightening torque interval to the screw manufacturer that was guaranteed not to lead to failure (provided that the screws are manufactured according to the dimensional tolerances specified in the drawing). Our secondary objective was to improve the design of the screw to ensure that the failure could be fully eliminated. In this paper we will describe the failure mode, its cause, the methodology of our investigation, the results obtained, the conclusions drawn and finally, future research opportunities.

Keywords: *subperiosteal implant, screw joint, simulation, finite element analysis.*

Összefoglalás

Kutatásunk célja az egyedi szubperiosteális implantátumok esetén használt (az implantátumot és a felépítményt összekötő) titánötvözetből készült rögzítőcsavar tönkremenetelének vizsgálata volt. Miután meghatároztuk a tönkremenetel okát, fő célunk a jelenlegi dizájnnra történő maximális meghúzási nyomaték meghatározása volt. Ehhez 3D CAD csavarmodelleket vizsgáltunk végeelem-módszerrel. A kapott eredmények alapján ajánlást tudtunk tenni a csavarok gyártójának egy előírt meghúzási nyomatéktartományra, amely még garantáltan nem vezet tönkremenetelhez (amennyiben a rajzon előírt gyártási tűréseknek megfelelő csavarok készülnek). Másodlagos célunk a csavardizájn fejlesztése volt annak érdekében, hogy a hibát teljes mértékben ki tudjuk küszöbölni. A tanulmány során bemutatjuk a hiba jelenségét, annak okát, a vizsgálatunk menetét, a kapott eredményeket, az ezek alapján felállított következtetéseinket, végül pedig a további fejlesztési, vizsgálati lehetőségeket.

Kulcsszavak: *szubperiosteális, implantátum, csavarkötés, szimuláció, végeelem-módszer.*

1. Bevezetés

A végeelem-módszer korszerű numerikus módszer, amelyet széles körben alkalmaznak a fizikai jelenségek szimulációjában és elemzésében. A módszer lehetővé teszi az alkatrészek optimalizálását a hatékonyabb és költséghatékonyabb ter-

mékfejlesztés érdekében [1]. Az orvostudomány területén, különösen a fogászatban, a numerikus analízis nélkülözhetetlen eszközzé vált komplex biomechanikai rendszerek vizsgálatához, amelyek nehéz vagy lehetetlen in vivo vagy in vitro körülmények között elemezni [2, 3].

A csavar meghúzásához az 1,3 mm-es laptávú belső kulcslyuknyílást használják. A nyomaték-tartomány tartásához kalibrált nyomaték-csavarhúzót használnak. A csavarhúzó és a csavar közötti kapcsolatot egy bitfej biztosítja. Annak érdekében, hogy a csavarokat minél nagyobb nyomatékkal lehessen rögzíteni, elkerülve a belső kulcslyuknyílás vagy a bitfej sérülését, maximalizálni kell a kulcslyuknyílás méreteit. A csavarfej mérete a férőhely szűkösége miatt korlátozott, a befogadó (anya) menet felső síkjából kiálló teljes hossz nem lehet nagyobb, mint a rajzon is látható $0,4 \times 2,2$ mm.

Emiatt gondosan kell megválasztani a belső kulcslyuknyílás kialakítását és méreteit, elkerülve azt, hogy túlságosan kicsi falvastagság maradjon a csavarfej külső felülete vagy a menetkifutás miatti alászurás és a belső kulcslyuknyílás vagy annak előfurata között. A maradó falvastagságok a 3. ábrán láthatók, veszélyes keresztmetszetekként meghatározva. A lehetséges törésvonalak által összekötött felületeket a jobb áttekinthetőség érdekében négy különböző metszeten ábrázoltuk, amelyeket páronként eltérő színű vonalakkal, valamint a, b és c jelölésekkel láttunk el. Amennyiben ez nem megfelelően kerül kiválasztásra, a csavarfejben ébredő feszültségek meghaladják a csavar anyagára jellemző 795 N/mm^2 -es folyáshatárt, melynek hatására a csavar, a fej és a szár között elnyíródik (a csavarfej leszakad) [9].

Az alapján, hogy a legszűkebb keresztmetszet hol keletkezik, három eltérő veszélyes keresztmetszetet különíthetünk el, melyek elhelyezkedését a 3. ábrán láthatjuk.

Az a) esetben a törés a belső hatszög egyik csúcsa és a csavarfej oldala között keletkezik. Esetünkben ez nem releváns, mivel a kulcs mérete gondosan kiválasztott és többszörösen ellenőrzött, valamint azon változtatni nem tudunk. A b) esetben a törés a csavarfej kúpos része és a nyílás között jön létre. A c) esetben a belső kulcsnyílás pedig a belső kulcslyuknyílás technológiai (elő)furatának csúcsa és a menetkifutás miatti alászurás között látható a törés.

Utóbbi kettő oka a túl mély kulcslyuknyílás megválasztása. A 4. ábrán egy csavar látható a tönkremenetel után, ennél a darabnál a törés a c) keresztmetszetben keletkezett.

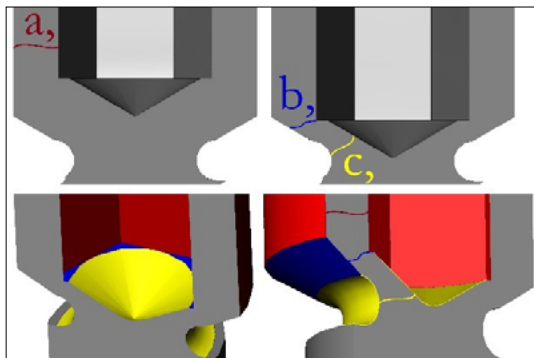
Kutatásunk oka, hogy egy terheléses vizsgálat-hoz készített minta összeszerelésekor a csavarok néhány esetben már 30 Ncm értéknél is elnyíród-tak.

Ezen előzetes kutatás során összesen négy különböző csavart vizsgáltunk, melyek mind egye-

dileg, esztergálással készültek. A tönkremenetel ezek esetén 30 Ncm ; $32,6 \text{ Ncm}$; 33 Ncm , illetve 55 Ncm -nél következett be. Mivel az 55 Ncm -es eredmény $\sim 20 \text{ Ncm}$ -rel eltér a többi nyomatéktól, emiatt egyszeri gyártási hibára gyanakodhatunk a többi csavar esetén.

Az 5. ábrán a nyomaték-csavarhúzó látható, amelyet a fent említett kutatásban használtunk, és amelynek típusa: Stahlwille Torsiotronic 1,2.

Fontos azonban megjegyezni, hogy a beépítés előtti többszöri tesztelés, valamint a szigorú mi-



3. ábra. Veszélyes keresztmetszetek



4. ábra. Csavar a tönkremenetel után, két leszakadt csavarfej és egy menetes szár



5. ábra. Felhasznált nyomaték-csavarhúzó

nőségirányítási rendszereknek köszönhetően gyártási hibás csavar nem kerülhet a végfelhasználóhoz. Ugyanakkor szeretnék elérni azt, hogy már eleve ne is készülhessenek olyan csavarok, melyek a későbbiekben a terhelés hatására elszakadhatnak.

Alapvetően a csavarok belső kulcslyuknyílásánál az előfúratnak 3 különböző csúcsszöge lehet, attól függően, hogy mekkora a csúcsszög a kiválasztott előfúróval. Ebből a három verzióból mi a két legáltalánosabb esetet, a 180° és a 120° -os előfúratot vizsgáltuk, de léteznek 140° -os szerzőszámok is. Az előfúrók csúcsszögei és a hozzájuk tartozó furatképek (balról jobbra a csúcsszög nagysága szerint növekvő sorrendbe állítva) a **6. ábrán** figyelhetők meg.

3. A CAD-modell bemutatása

A publikációban az implantátumcsavarokban ébredő belső feszültségek szimulációs vizsgálatát végeztük. A modell a **7. ábrán** látható.

A modell 3 részből áll: a persely anyaga Ti-6Al-4V (Grade 5), amely additív gyártással készült a szubperiosteális implantátummal együtt. Továbbá a modellben található az interfész, illetve a csavar, amelyek Ti-6Al-4V ELI (Grade 23) titánótvözetből készültek. A csavar és a persely nem tartalmaz menetet, ezeket a szimulációs programban utólagos geometriai átalakítással készítettük el. Az Ansys (mérnöki szimulációs program) behíváskor minden érintkező felületet „bonded”-nak vesz, ami azt jelenti, hogy nem enged semmilyen elmozdulást. Az egyes részek közötti kötéseket manuálisan kellett átállítanunk: a persely és az interfész között maradt a „bonded” kapcsolat, a persely és a csavar között úgynevezett „frictional” kötést alkalmaztunk, amely súrlódást jelent, illetve az interfész és a csavar között „rough” kapcsolatot alkalmaztunk, amely az elemek elválását engedélyezi. Mivel a persely együtt készül az implantátummal, azt vettük fix megtámasztásnak. Az implantátum az összeintegrációt követően becsontosodik, ezért az állkapoccsal együtt mozoghat. Terhelésnek csavarmeghúzási nyomatékot adtunk meg, amely értékeit 10–80 Ncm között vizsgáltuk. A beállított peremfeltételek a **8. ábrán** láthatók.

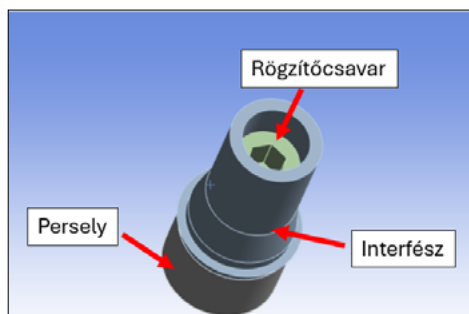
4. Vizsgálatok

Vizsgálatainkat kétfajta rögzítőcsavaron végeztük: egy 120° fokos, illetve egy 180° fokos csúcsszögű alakítottuk ki. Ezek a **9. ábrán** láthatóak.

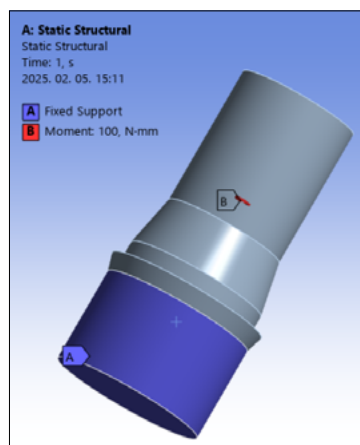
A hálózásnál alkalmazott háló-tetrahedron há-



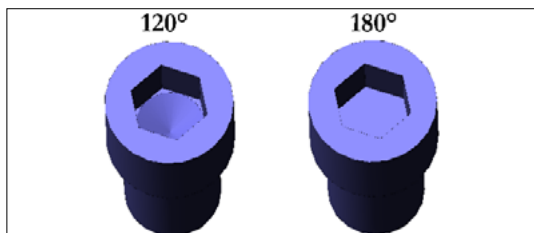
6. ábra. Előfúrók lehetséges csúcsszögei és az általuk kialakított lehetséges furatképek



7. ábra. CAD-modell bemutatása



8. ábra. Peremfeltételek



9. ábra. Különböző csúcsszögek kialakítása

lőzásfajtaát használtunk. A 120° -os csúcshög esetében a csomópontok száma 51 260–53 194 közé esett, az elemszámok mennyisége pedig 33 289–34 776 között volt. A 180° -os csúcshög esetében ezek az értékek a következőképpen alakultak: a csomópontok száma 51 447–52 566 közé, az elemszámok pedig 33 455–34 325 közé estek. A vizsgált területnél sűrűbb hálózást alkalmaztunk.

5. A numerikus analízis eredményei

Jelen publikációban kizárólag a csavaron, a menetkifutási horornál, illetve a menetnél ébredő feszültségek értékeit vizsgáltuk. A vizsgálatok alapján megállapítható, hogy a maximális feszültségértékek a menetkifutásnál alakulnak ki, amelyet a 10. ábra mutat be.

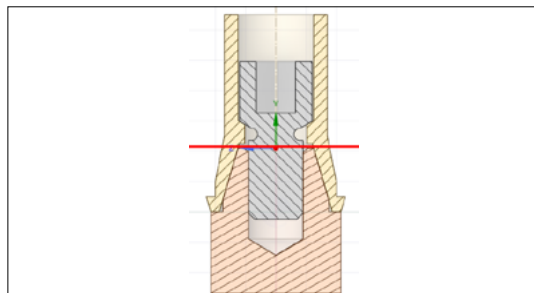
A következőben a rögzítőcsavar szárában a legnagyobb feszültség keletkezésének a helyét 11. ábra mutatja be:

A 12. ábrán látható a feszültség eloszlása, ahol nagyon jól kivehető a fent említett helyen keletkező maximális feszültség.

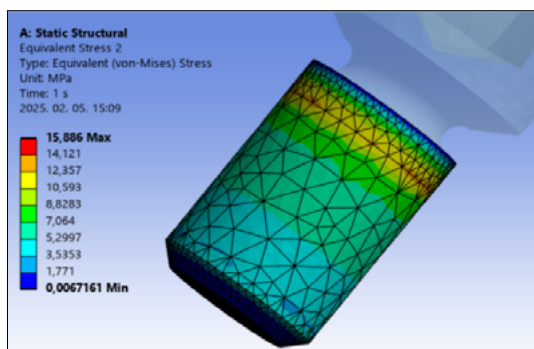
A 13. ábrán látható a csavaron a menetkifutási horornál keletkező feszültségeloszlás, amelyet a 120° -os csúcshögrel rendelkező rögzítőcsavar esetében mértünk. A következő diagramok esetén, a diagramok vízszintes tengelyén a különböző csavarmeghúzási nyomatékok, a függőleges tengelyén pedig a csavarban az ezek hatására ébredő maximális feszültségértékek láthatók. Minden különböző színnel jelölt érték (függvény) különböző kulcslyuknyílás-mélységekhöz (2. ábra pirossal jelölt mérete) tartozik.

A 14. ábrán láthatók a csavar szárában keletkező feszültségek, amelyet a 120° -os csúcshögű rögzítőcsavar esetében kaptunk.

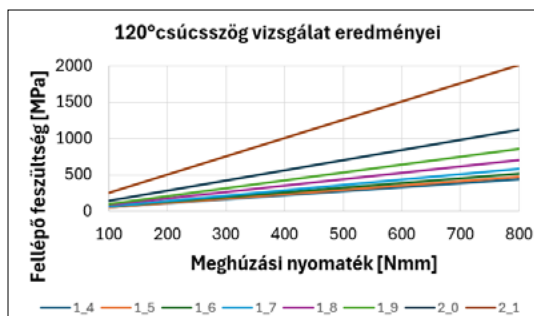
A 15. ábrán látható a csavar menetkifutási horornál keletkező feszültségeloszlás, amelyet a 180° -os csúcshögű rögzítőcsavar esetében kaptunk.



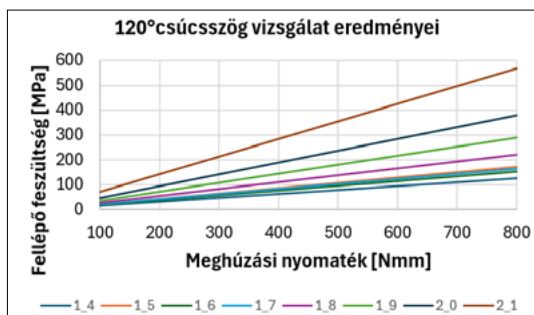
11. ábra. A csavar szárában keletkező maximális feszültség helye



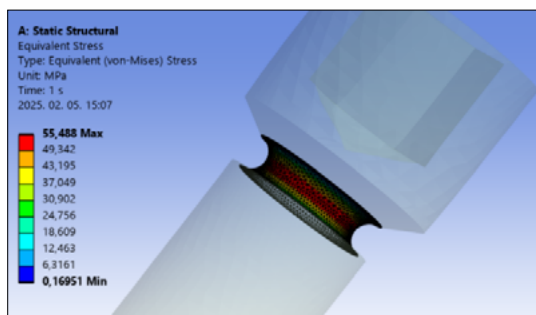
12. ábra. A csavar szárában keletkező feszültség eloszlása



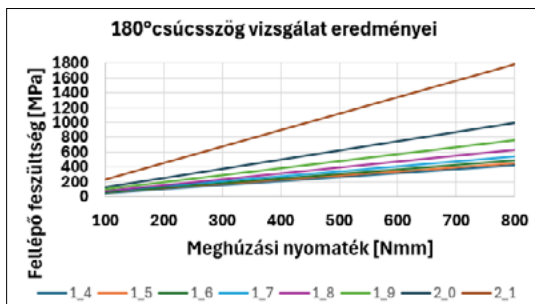
13. ábra. A 120° -os csúcshögvizsgálat eredményei (beszúrásnál)



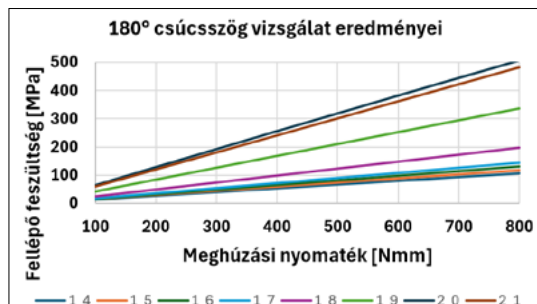
14. ábra. A 120° -os csúcshögvizsgálat eredményei (csavarszárbán)



10. ábra. A csavaron a menetkifutási horornál keletkező feszültség



15. ábra. A 180°-os csúcscsögvizsgálat eredményei (csavarcsúskítésnél)



16. ábra. A 180°-os csúcscsögvizsgálat eredményei (csavarcszárbán)

A 16. ábrán láthatók a csavar szárában keletkező feszültségek, amelyeket a 180°-os csúcscsöggel rendelkező rögzítőcsavar esetében mértünk.

5. Konklúzió

Amint azt már az első fejezetben említettük, a csavarok Ti-6Al-4V ELI alapanyagára jellemző folyáshatár a gyártótól kikért katalóguslap és az ASTM F136-13 szabvány alapján, az általunk használt átmérőjű alapanyagra vonatkoztatva 795 N/mm². Ez azt jelenti, hogy ha a csavarban ébredő belső feszültségek eléri ezt az értéket, akkor a csavar képlékeny alakváltozása megkezdődik. A valóságban ennek biztos elkerülése érdekében a méretezéskor biztonsági tényezőket alkalmaznak.

Az alapanyagra jellemző vegyi összetétel az 1. táblázatban, a fontosabb mechanikai tulajdonságai pedig a 2. táblázatban figyelhetők meg. Ezen értékek az ASTM F136-13 szabványból származnak, amely az orvosi, kis szennyezőtartalmú titánötvözetekre, az alakítható, lágyított Ti-6Al-4V ELI titánötvözetre vonatkozik. Ez a szabvány biztosítja, hogy az anyag megfeleljen a szigorú követelményeknek, melyeket az orvosi alkalmazások támasztanak [10].

A kis szennyezőtartalom kiemelten fontos a megfelelő biokompatibilitás elérése céljából.

Az eredmények kiértékelésénél három különböző eset, három biztonsági tényező látható. Az első eset, ahol a biztonsági tényező $n = 1$, a maximális megengedett belső feszültség 795 N/mm², a 3. és 4. táblázatban az ezt meghaladó értékek piros háttérrel láthatók. A második esetben a biztonsági tényező értéke $n = 1,5$, ekkor a maximális feszültség értéke 530 N/mm² (az ezt meghaladó értékek narancssárga háttérrel jelölve). Az utolsó esetben $n = 2,5$ a biztonsági tényező, ekkor a feszültség maximális értéke 318 N/mm² (az ezt meghaladó értékek citromsárga háttérrel vannak

jelölve). Azon esetekben, ahol a táblázatokban a kapott feszültségérték háttére nem kapott egyéb színt (fehéren maradt), biztosan nem következik be tönkremenetel ($n = 2,5$ biztonsági tényezővel számolva).

A 3. táblázatban a 120°-os, a 4. táblázatban pedig a 180°-os furatoknál fellépő maximális feszültségértékek láthatók, a belső kulcslyuknyílás mélységei (1. ábra, pirossal jelölt méret) és a meghúzási nyomatékok (25–80 Ncm) függvényében.

A csavarokra jellemző 25 ± 5 Ncm-es meghúzási nyomatéktartomány felső értéke 30 Ncm. A kapott szimulációs eredmények alapján különböző maximális furathosszakot tudunk meghatározni annak függvényében, hogy a belső kulcslyuknyílás kialakításához szükséges előfurat furata 120° vagy 180°-os csúcscsögű. A maximális ébredő feszültségek alapján a 120°-os esetben a maximális furathossz 1,8 mm, a 180°-os esetben pedig 1,9 mm lehet, $n = 2,5$ -ös biztonsági tényező esetén.

Eredményeink és tapasztalataink alapján a továbbiakban javasoljuk a 180°-os csúcscsögű előfuratok használatát, mivel a szimulációs eredmények alapján ebben az esetben átlagosan 8,44%-kal kisebb feszültségértékek ébrednek. Ennek köszönhetően pedig hosszabb belső kulcslyuknyílással lehet előállítani a csavarokat. A mélyebb kulcslyuknyílás nagy előnye, hogy nagyobb meghúzási nyomatékokat tudunk biztonsággal elérni a csavarok rögzítésekor, anélkül, hogy a kulcs vagy a csavar sérüljön.

Az 5. táblázatban látható, hogy adott furathosszoknál hány százalék az eltérés a kialakuló belső feszültségek esetén, a 120°-os és a 180°-os csúcscsögű alkalmazása esetén. Megfigyelhető, hogy az eltérések nagysága folyamatos növekedést mutat a furatok mélységének növelése esetén. Az 1,9 mm mély furatok esetén az eltérés már 11,17%.

1. táblázat. A Ti-6AL-4V-ELI anyag vegyi összetétele

Ti-6AL-4V-ELI (ASTM F136) Tömeg %	
Al	5,5–6,5
V	3,5–4,5
Fe	max 0,25
O	max 0,13
C	max 0,08
Ti	Maradék

2. táblázat. A Ti-6AL-4V-ELI anyag mechanikai tulajdonságai

Ti-6AL-4V-ELI (ASTM F136) Mechanikai tulajdonságai	
Sűrűség	4,47 g/cm ³
Olvadáspont	1649 °C
Béta átmeneti hőmérséklet	977 ± 4 °C
Hővezetési képesség (20°C-on)	6,6 W/m°C
Folyáshatár (20°C-on)	min 795 N/mm ²
Rugalmasság (20°C-on)	min 860 N/mm ²
Nyúlás (20°C-on)	10%

A táblázatban szereplő értékek számítására az (1) képletet használtuk.

$$Dif = 1 - (\sigma_{180} / \sigma_{120})$$

(1)

6. További kutatási lehetőségek

A csavarok tönkremenetelének elkerülése azok műtét közbeni meghúzásakor kiemelkedő fontosságú. Amennyiben egy csavar tönkremenetele egyértelműen észlelhető a műtét közben (fejleszkadás), akkor a csavart el kell távolítani és új csavart kell behelyezni. A csavar (csavarok) eltávolítása megnövekedett műtéti időt jelenthet, mely fokozhatja az aneszteziológiai szövődeményeket, így többletköltségek kialakulásához vezethet. Ennél még jelentősebb probléma az az eset, ha a csavar deformációját, tönkremenetelét nem észlelik, annak egyértelmű külső jele nincs. Ilyen lehet például az az eset, amikor a meghúzás hatására ébredő belső feszültségek elérik a folyáshatárt, ennek hatására a csavar feje a szárhoz képest elcsavarodik, de teljes szakadás még nem jelentkezik, mert a feszültség nem éri el az alanyagra jellemző szakítószilárdságot. Ilyenkor a sérült csavarok miatt a kötés minősége nem megfelelő, ami az implantátum korai tönkremeneteléhez vezethet.

3. táblázat. A csavarban ébredő maximális belső feszültségek értéke 120°-os előfurat esetén

Az eredmények N/mm ² -ben értendők (σ _{120°})						
Furat hossza (mm)	Meghúzási nyomaték (Ncm)					
	25	30	40	50	65	80
1,4	137	165	220	275	357	440
1,5	148	177	236	295	384	472
1,6	163	196	261	326	424	522
1,7	183	220	294	367	477	587
1,8	220	264	352	440	572	704
1,9	269	323	430	538	699	861
2	352	423	564	705	916	1128
2,1	631	757	1009	1261	1639	2018

4. táblázat. A csavarban ébredő maximális belső feszültségek értéke 180°-os előfurat esetén

Az eredmények N/mm ² -ben értendők (σ _{180°})						
Furat hossza (mm)	Meghúzási nyomaték (Ncm)					
	25	30	40	50	65	80
1,4	133	159	212	265	345	424
1,5	141	169	225	282	366	451
1,6	152	182	243	304	395	486
1,7	169	202	270	337	438	540
1,8	198	237	316	396	514	633
1,9	239	287	382	478	621	765
2	310	372	497	621	807	993
2,1	558	670	893	1117	1452	1787

5. táblázat. A csavarban ébredő maximális belső feszültségek százalékos eltérései

Előfurat hossza	Maximális nyomatékel-térés, Dif
1,4 mm	3,42%
1,5 mm	4,46%
1,6 mm	6,87%
1,7 mm	8,11%
1,8 mm	10,08%
1,9 mm	11,17%
2 mm	11,93%
2,1 mm	11,45%

Ezen okok miatt szeretnénk kutatásunkat folytatni a következő irányokban:

- különböző menetkifutási kialakítások feszültségkoncentrációs hatásának vizsgálata;
- valós csavarok gyártása és azok tönkremenetelének vizsgálata – ezzel ellenőriznénk a szimulációs eredményeinket;
- új csavardizájnok tervezése és tesztelése (fejmagasság, belső kulcslyuknyílás hossza, fejátmérő optimalizálása, önzáró kúpos kialakítások használata lehetőségeinek vizsgálata, az esetlegesen fellépő meglazulások kiküszöbölésére);
- csavarok anyagának és utókezeléseinek (hőkezelések) vizsgálata;
- M1,8-as és M2-es csavarok optimális meghúzási nyomatéktartományának meghatározása, szimuláció és valós tesztek segítségével.

Köszönetnyilvánítás

Ezúton szeretnénk megköszönni a Dent-Art Kft.-nek a biztosított tesztadarabokat (interfészek, csavarok), valamint a cég dolgozóinak, legfőképp dr. Kónya Jánosnak, a cég vezetőjének a konzultációs lehetőségeket és a szakmai segítségnyújtást. Tapasztalatuk és segítségük nagyban felgyorsította kutatásunk előrehaladását.

Ezen kívül külön köszönet az Abricad Kft.-nek, amely ideiglenesen biztosította számunkra a hozzáférést SolidWorks tervezőprogramjukhoz, így lehetőséget teremtve a csavar és interfész 3D-modellek elkészítésére.

Továbbá szeretnénk megköszönni a Kulturális és Innovációs Minisztérium és a Nemzeti Kutatási, Fejlesztési és Innovációs Alap által nyújtott támogatást az Egyetemi Kutatói Ösztöndíj Program keretein belül (EKÖP-KDP), amelyben Vörös Ádám részesül. Ez nagy segítséget nyújtott a kutatás és a cikk megírása során egyaránt.

Szakirodalmi hivatkozások

[1] Stein E.: *History of the Finite Element Method – Mathematics Meets Mechanics – Part I: Engineering Developments*. In: The History of Theoretical, Material and Computational Mechanics – Mathematics Meets Mechanics and Engineering. (Editor: Stein E.). Springer Berlin, Heidelberg, 2013. 399–442.

[2] Dolgov V. Y., Klyshnikov K. Y., Ovcharenko E. A., Glushkova T. V., Batranin A. V., Agienko A. S., et al.: *Finite Element Analysis-Based Approach for Prediction of Aneurysm-Prone Arterial Segments*. Journal of Medical and Biological Engineering, 39/1. (2019) 102–108.
<https://doi.org/10.1007/s40846-018-0422-x>

[3] Gizzi A., De Bellis M. L., Vasta M., Pandolfi A.: *Diffusion-Based Degeneration of the Collagen Reinforcement in the Pathologic Human Cornea*. Journal of Engineering Mathematics, 127/3. (2021) 1–27.
<https://doi.org/10.1007/s10665-020-10088-x>

[4] Heller M. O.: *Finite Element Analysis in Orthopedic Biomechanics*. In: Human Orthopaedic Biomechanics. (Innocenti B. and Galbusera F.) Academic Press, Southampton, 2022. 637–658.

[5] Geng J., Tan K. B. C., Liu G.: *Application of Finite Element Analysis in Implant Dentistry: a Review of the Literature*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 85/6. (2001) 585–598.
<https://doi.org/10.1067/jmpr.2001.115251>

[6] Alkan I., Sertgöz A., Ekici B.: *Influence of Occlusal Forces on Stress Distribution in Preloaded Dental Implant Screws*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 91/4. (2004) 319–325.
<https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2004.01.016>

[7] Assenza B., Scarano A., Leghissa G., Carusi G., Thams U., Roman F.S., Piattelli A.: *Screw- Vs Cement-Implant-Retained Restorations: an Experimental Study in the Beagle. Part 1. Screw and Abutment Loosening*. Journal of Oral Implantology, 31/5. (2005) 242–246.
[https://doi.org/10.1563/1548-1336\(2005\)31\[242:SV CRAE\]2.0.CO;2](https://doi.org/10.1563/1548-1336(2005)31[242:SV CRAE]2.0.CO;2)

[8] Pjetursson B. E., Thoma D., Jung R., Zwahlen M., Zembic A.: *A Systematic Review of the Survival and Complication Rates of Implant-Supported Fixed Dental Prostheses (FDPs) After a Mean Observation Period of at Least 5 Years*. Clinical Oral Implants Research, 23/6. (2012) 22–38.
<https://doi.org/10.1111/j.1600-0501.2012.02546.x>

[9] Jaber H., Kónya J., Kulcsár K., Kovács T.: *Effects of Annealing and Solution Treatments on the Microstructure and Mechanical Properties of Ti6Al4V Manufactured by Selective Laser Melting*. Materials, 15/5. (2022)
<https://doi.org/10.3390/ma15051978>

[10] ASTM F136: Titanium Alloys. Standard Specification for Wrought Titanium-6Aluminum-4Vanadium ELI (Extra Low Interstitial) Alloy for Surgical Implant