

CSAVARKÖTÉS MODELLEZÉSÉNEK KÉRDÉSEI

NOTES ON BOLTED LINK MODELLING

*Dr. Lovas László egyetemi docens, lovas@kge.bme.hu
BME Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék*

ABSTRACT. This paper deals with the use of bolted link in medical applications. Types of application are presented. A numerical bolted link model is described and applied for cranial implant fixation. Basic material properties are shown. Effect of bolt pretension is discussed in bone and plastic. Effect of growing skull on implant fixation bolt is discussed.

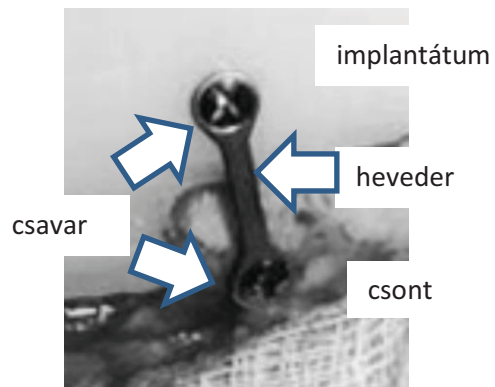
1. BEVEZETÉS

A csavarkötés a gépészetben jól bevált, a gyakorlatban széles körűen alkalmazott megoldás. Szokásos anyagoknál, izotrópnak tekinthető anyagok környezetében, időben állandó terhelés esetén könnyű méretezni, előfeszítő erőt és meghúzási nyomatékot számítani. Ha a terhelés iránya a csavar tengelyével megegyezik, akkor időben változó terhelés esetében is jól számítható a kötés. Ha azonban a terhelés a csavar tengelyére merőleges és időben ciklikusan agy véletlenszerűen változó, a csavar méretezése nehézségekbe ütközik. Ugyanígy nehéz a csavarkötés méretezése nem izotróp anyagokban, időben változó terhelés esetén. Jellemzően ilyen eset az élő testen, csontban alkalmazott csavarkötés esete.

2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

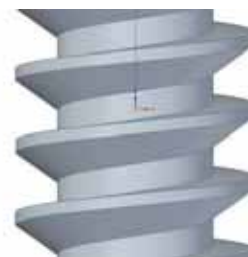
A vonatkozó szakirodalomban több téma kapcsán foglalkoznak csavar és csont kapcsolatával. Klasszikus téma a törött csontok merevítése és pozícióban tartása csavarkötéssel rögzített elemekkel [2]. Másik fontos téma az inak, ínzszalagok szakadás utáni rögzítése csavarkötéssel. Ekkor az ín végét csavarkötéssel szorítják egy furatba olyan módon, hogy az behajtogatódik a menetbe [4]. Elterjedt és vizsgált terület még a fog implantátumok csavarkötéses rögzítése a csontban. Itt érdekes probléma a terhelő erő véletlen nagysága és iránya, valamint az élő és a csavarozott fogról történő terhelésátadás különbsége [3]. Mi egy korábbi munka folytatásaként [1] további témával, a koponya implantátumok rögzítésével foglalkozunk ebben a cikkben.

A koponya implantátumok rögzítése kétféle módon történhet. Lehetséges fonállal rögzíteni, illetve csavarok és rögzítő fémhevederek segítségével (1. ábra). Mindkét esetben pontszerű, kis zónában történik az erő átadása a koponyacsont és az implantátum között. Tekintve, hogy az implantátum és a koponyacsont mechanikai terhelése minimális, a rögzítés feladata jellemzően a helyzetben tartás.



1. ábra. Implantátum rögzítése csavarkötéssel

A csavarkötés esetünkben speciális, orvosi alkalmazásra készült csavarokkal történik. A csavarok menetprofilját szabvány rögzíti [5], az a műszaki gyakorlatban használt lemezcavarokhoz hasonló alakú. A menetprofil aszimmetrikus háromszög alakú (2. ábra). Ebben a cikkben a rögzítő csavarnak és környezetének a modellezésével foglalkozunk.

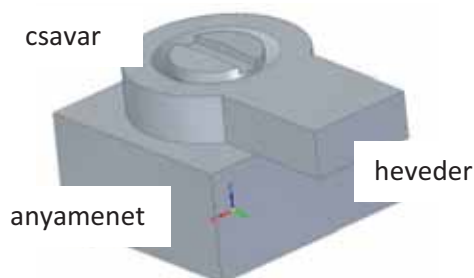


2. ábra. Menetprofil

3. A CSAVARKÖTÉS MODELL LEÍRÁSA.

A koponya implantátumokhoz szokásosan alkalmazott, HA 2 szabványos profilú, 2 mm névle-

ges menetátmérőjű csavart teljes egészében modelleztük. A menetet tartalmazó anyagot, legyen az a koponya csont vagy az implantátum, a csavar közvetlen környezetében kivágott, 10x10x5mm méretű kis hasábbal közelítettük. A rögzítő hevedernek a felét modelleztük (3. ábra).



3. ábra. A vizsgált csavarkötés modellje

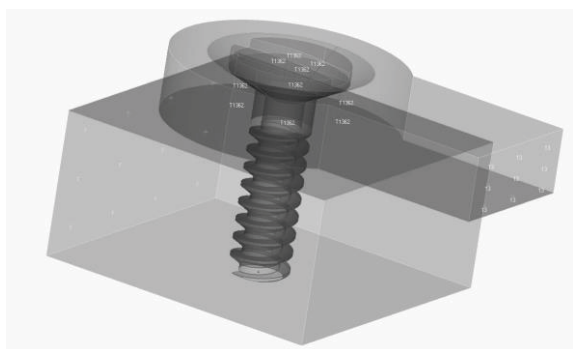
A csavar és a heveder anyaga az orvosi gyakorlatban szokásos Ti6Al4V. Az implantátum anyaga Chirulen 1020 kereskedelmi elnevezésű UHMW-PE műanyag. A koponyacsont anyagának a vékony, lapos csontokra jellemzően kemény, kéreg (corticalis) csont anyagot választunk. Ez a koponyacsont bizonyos részeire megfelelő pontosságú közelítés. Az anyagjellemzőket az 1. táblázat tartalmazza.

1. táblázat. Anyagjellemzők

Anyag	Young modulus	Poisson szám
Ti6Al4V	115 000 MPa	0,34
Chirulen 1020	500 MPa	0,46
csont kéreg	17 000 MPa	0,25

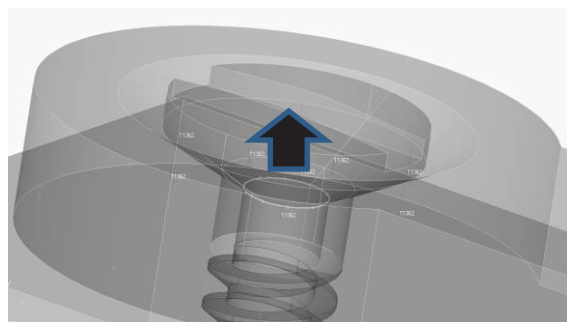
3. A MODELL FELÉPÍTÉSE

A vizsgált csavarkötés elemeinek modelljét CAD tervezőrendszerben hoztuk létre, majd összeillesztettük. Ütközés vizsgálattal ellenőriztük, megfelelőek-e a komplementer geometriák. Ezek után végeselemes programban definiáltuk a kontakt zónákat (4. ábra) és a súrlódási viszonyokat.

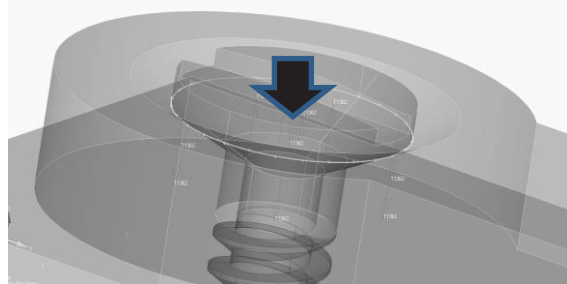


4. ábra. Kontakt zónák a modellben

Ismert, hogy a csavar terhelés átadásának modellezése nem egyszerű. Az előfeszítő erő modellezését több véges elemes szoftver különböző képpen kezeli. A csavar szára alapesetben húzott, az előfeszítő erő ki akarja húzni az anyamenetből. A csavar feje ugyanakkor rányomódik az összefogott anyagra. Ezt úgy modelleztük, hogy a csavar feje alatt a szár átmérőn felfele húztuk a csavart, míg a fej külső átmérőjén ugyanolyan nagyságú nyomóerőt tettünk a csavarra (5. ábra). Más szoftverek (pl. Abaqus) hasonló elvű modellel dolgoznak.



a) húzás a süllyesztés kis átmérőjén



b) nyomás a süllyesztés nagy átmérőjén

5. ábra. Csavar előfeszítés modellezése

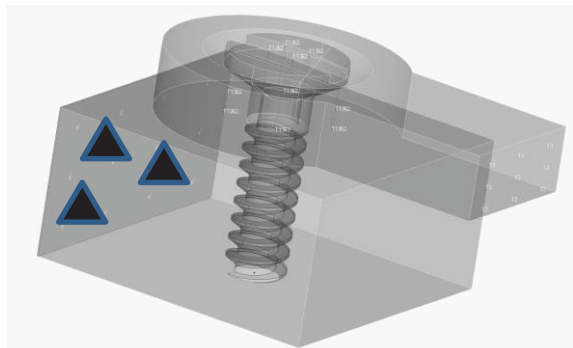
A csavarok meghúzása esetünkben alapvetően kézzel történik. A meghúzási nyomatékból az előfeszítő erő az alábbi képlettel számítható:

$$F_{ef} = \frac{M}{\frac{d_1}{2} \cdot \tan(\alpha + \rho') + \frac{d_f}{2} \cdot \mu_f} \quad (1)$$

Az egyenletben a súrlódás két szinten van jelen. Az első szint a menet súrlódása a csontban, amelyet a ρ' súrlódási félkúpszög jellemez. A második szint a csavar feje alatti súrlódás a csavar és a heveder között jelenik meg, ezt a μ_f súrlódási tényező jellemezi. Az irodalom alapján a meghúzási nyomaték értéke 1-2 Nm, a csont és csavar közötti súrlódási tényező pedig 0,08 és 0,3 között szór [2]. Közelítő értéként 1 Nm meghúzási nyomatéket és 0,1 csavarmeneti súrlódási tényezőt vettünk fel. 1 Nm nyomaték esetén az

előfeszítő erő értéke 454 N, 2 és 3 Nm esetén ennek arányos többszöröse.

A modell a heveder szárával ellentétes irányban, az anyamenetet tartalmazó hasáb oldalán van megfogva (6. ábra).



6. ábra. A modell megfogása

4. SZIMULÁCIÓS EREDMÉNYEK

Elsőnek tekintjük a terheléseket statikus esetben. Ekkor a heveder-anyamenet rendszert csak a csavar meghúzásából származó előfeszítő erő terheli. A meghúzási nyomaték rendre 1, 2 és 3 Nm volt. Tekintve, hogy a csavar és a heveder titán anyaga sokkal merevebb az anyáénál, kizárólag az anyamenet környezetében ébredő kontakt feszültségek és egyenértékű feszültségek csúcserkéit vizsgáltuk. A szimulációt kéregi csont anyagra és Chirulen implantátum anyagra végeztük el. Az eredményeket a 2. táblázat és a 3. táblázat tartalmazza.

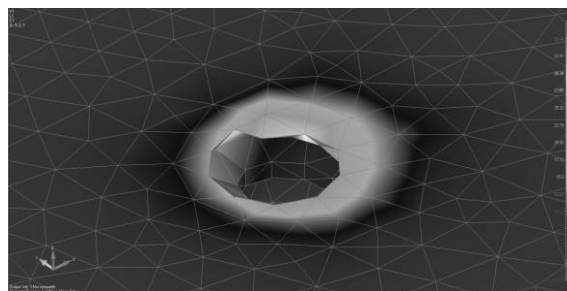
2. táblázat. Feszültség értékek kéregi csontban

Meghúzási nyomaték [Nm]	Hertz feszültség max. [MPa]	Egyenértékű feszültség max. [MPa]
1	123	62
2	232	123
3	338	174

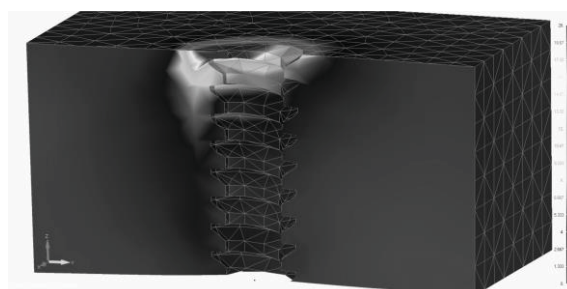
3. táblázat. Feszültség értékek Chirulen anyagban

Meghúzási nyomaték [Nm]	Hertz feszültség max. [MPa]	Egyenértékű feszültség max. [MPa]
1	62	13
2	104	25
3	152	38

A feszültségek legnagyobb értéke rendre az anyamenet felső végén ébredt (7. ábra). A menet környezet átlagos feszültség értékét az egyenértékű feszültség maximum jól követi (8. ábra).



7. ábra. Feszültség csúcs az anyamenet végén



8. ábra. Feszültség csúcs az anyameneten, elmozdulás terhelés esetén

Növekedő koponya esetén a heveder két végpontja között változik a távolság. Korábbi kutatásaink alapján a növekedés mértéke koponya kerületnél mérve közelítőleg évente 1% [1]. Az orvosi gyakorlat alapján egy gyermek implantátum szokásos mérete közelítőleg 60 mm a kerület mentén. A növekedés ennek 1%-a, évi 0,6 mm hosszváltozás lehet. Ezt úgy modelleztük, hogy a heveder végét ezzel az értékkel elmozdítottuk. Mechanikai szempontból ez a terhelés külpontos húzásnak felel meg. A szimuláció eredményeit a 4. táblázat és az 5. táblázat tartalmazza.

4. táblázat. Feszültség értékek kéregi csontban, elmozdulás hatására

Meghúzási nyomaték [Nm]	Hertz feszültség max. [MPa]	Egyenértékű feszültség max. [MPa]
1	3952	1913
2	3927	1936
3	3910	1983

5. táblázat. Feszültség értékek Chirulen anyagban, elmozdulás hatására

Meghúzási nyomaték [Nm]	Hertz feszültség max. [MPa]	Egyenértékű feszültség max. [MPa]
1	54	29
2	61	33
3	77	38

A kéregi csont rendkívül rideg. Az elmozdulás hatására magas kontakt és egyenértékű feszültségek keletkeznek, jellemzően a legfelső menetspirál szintjén. Az alsóbb menetekben a feszültség 200 MPa nagyságrendű marad. Az implantátum anyagban a meneten ébredő kontakt feszültségek csúcserőértéke csökkent, ugyanakkor az átlagos feszültség növekedett. A lágy, rugalmas műanyag jól követi az esetleges deformációt

5. AZ EREDMÉNYEK ÉRTELMEZÉSE

A csavarmentet nyomáseloszlása jellegzetesen eltér csak előfeszített esetben és a külső húzó terhelés ráadása után. Csak előfeszített esetben a feszültség henger alakú térfogatrészben kíséri a csavart (9. ábra).



9. ábra. Feszültség eloszlás csontban, csak előfeszítéssel terhelve



10. ábra. Feszültség eloszlás csontban, előfeszítéssel és elmozdulással terhelve

Az elmozdulás terhelés ráadása után a feszültség értéke növekedik, és a felső menetrészekben koncentrálódik (10. ábra).

A HA2 profilú, 2 mm névleges átmérőjű csavar meghúzási nyomatéka jelentős hatással van az anyamenet mentén ébredő koncentrált feszültségre. A csont lokális túlterhelés elkerülése érdekében javasolt, hogy az orvos tartson be adott meghúzási nyomaték értéket.

Növekedő koponya esetén a csontnál sokkal keményebb anyagú titán implantátum beépítése ellenjavallott. Ekkor a titánnál viszonylag lágyabb csontszövetre adódik a növekedés okozta terhelés, és a csont a csavarok mentén károsodhat a magas mechanikai feszültségek miatt.

Növekvő koponya esetén javasolt a kéregi csonttal azonos rugalmassági modulussal rendelkező, vagy annál lágyabb anyag alkalmazása. Ekkor a lágy implantátum anyag deformációja tehermentesíti a csontba készített csavarkötést.

6. TOVÁBBI KUTATÁSI IRÁNYOK

Vizsgálatunk során statikus viselkedést feltételeztünk, időben állandó anyagjellemzőkkel. A modell tovább fejlesztése szükséges a műanyag időfüggő kúszási, illetve relaxációs jellemzőinek figyelembe vételével. Ugyanígy figyelembe vevendő a csont növekedéséből származó kúszás, illetve relaxáció hatása. További kutatási lehetőség a vastagabb csontok szivacsos belső szerkezetének hatása a modellenre.

7. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A projekt a Nemzeti Kutatási és Innovációs Hivatal támogatásával az NKFIH alapból valósul meg. A projekt címe: *Egyénre szabott orvos-biológiai implantátumok és segédeszközök új generációs gyártási folyamatának kidolgozása additív technológiákra*. A pályázat azonosító száma: NVKP_16-1-2016-0022

8. IRODALOM

- [1] Fierro P., Lovas L. Koponya implantátum szilárdsági méretezésének kérdései. Gép, vol. LXVIII, 4. szám, pp 29-32, 2017.
- [2] Inzana J. A., Varga P., Windolf M. Implicit modeling of screw threads for efficient finite element analysis of complex bone-implant systems. Journal of Biomechanics, vol. 46, pp 1834-1844, 2016.
- [3] Lakatos É. A csont mikroszerkezetének mechanikai viselkedése fogászati implantátumok környezetében. Doktori értekezés, 2011. http://www.omikk.bme.hu/collecti- ons/phd/Epitomernoki_Kar/2012/Laka- tos_Eva/ertekezes.pdf. Leolvasás dátuma: 2018.10.10.
- [4] Oroszlány Á. Gyors prototípusgyártási technológiával előállított orvosi csavarok jellemzése. Doktori értekezés, <https://repo- zitorium.omikk.bme.hu/bitstream/handle/10890/1227/ertekezes.pdf?sequence=1&is- Allowed=y>. Leolvasás dátuma: 2018.10.10.
- [5] ISO 5835:1991 szabvány: <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:5835:ed-1:v1:en>. Leolvasás dátuma: 2018.10.10.