

A MENETPROFIL-VÁLTOZTATÁS HATÁSA A CSONTTÖRÉSEK CSAVAROS RÖGZÍTÉSÉNEK STABILITÁSÁRA

Bagi István

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék
bagi@elinor.hu

Absztrakt

Korunk egyre általánosabb betegsége az időskori csonttrikulás (senilis osteoporosis) és az emiatt gyakori combnyaktáji törés. Combnyaktörések esetén a sérültek eredményes rehabilitációjának gyakori módja az osteosynthesis. A sikeres gyógyulás lényeges feltétele a törésrögzítés stabilitásának növelése. Időskorban a spongiosa réteg általában annyira megritkul, hogy combnyaktörés kezelésére alkalmazott rögzítőcsavarok menetei gyakorlatilag csak a subchondralis régióban rögzítenek, a belső spongiosa rétegben egyre kevésbé. A subchondralis régióban azonban viszonylag tömör marad a legkülső 4-5 mm-es réteg. A stabilitás növelésére módosítottuk az eddig használt hagyományos kialakítású kanüllált combnyakcsavarokat és kifejlesztettük a duplex menetű combnyakcsavarokat. Végeselem-számításokkal szeretnénk igazolni a rögzítés stabilitásánál szerepet játszó menetprofil-változtatás hatását a combnyakcsavarok esetén.

Kulcsszavak: combnyaktörés, csavaros rögzítés, menetprofil, duplex csavar

The influence of the alteration of thread shape on stability of the fixation of fractures with screws

Abstract

One of the most wide-spread illnesses of our age is osteoporosis at elder age (senilis osteoporosis), and as a consequence, the frequent hip fracture. In case of fracture of the neck of the femur a common way of the successful rehabilitation of the injured is the osteosynthesis. An essential condition of the successful recovery is the enhancement of the stability of the fixation of fractures. However, at old age the layer of spongiosa becomes so porous that the threads of screws used for the treatment of the fracture of the neck of the femur virtually fulfil their fixing function only in the subchondral region – less and less in the inner layer of the spongiosa. However, in the subchondral region, the outer layer of 4 to 5 mm remains relatively dense. To increase stability, we modified the traditionally shaped canulated screws, used for the neck of the femur to date, and developed duplex-threaded screws for the neck of the femur. By finite element calculations, we would like to verify the effect of the shape of the thread of screws, playing an important role in the stability of fixation – for the neck of the femur.

Keywords: fracture of the neck of the femur, fixation with screws, shape of thread, duplex screw

1. Bevezetés

Magyarországon a diszlokált combnyaktörések kezelésére a legelterjedtebb eljárás a Manning és munkacsoportja által kifejlesztett kettős kanüllált combnyakcsavarozás módszere. A fejlesztés célja az volt, hogy a lehető legkisebb műtéti megterheléssel a lehető legnagyobb stabilitást biztosítsa a diszlokált combnyaktörések osteosynthesis esetén. A módszer a mérsékelt elmozdulással járó Garden III típusú (AO/Müller beosztás szerinti 31B2.2 és B3.1 csoport) mellett válogatott esetekben a Garden IV-es, illetve megfelelő stabilitást növelő eljárásokat alkalmazva a Pauwels III-as és a lateralis combnyaktörések (AO/Müller B3.2, B2.1, B2.2 csoport) esetében is alkalmazható^{1,2,3}.

A hagyományos csavarok menetkialakítása (ISO 5835:1991) azonban nem veszi figyelembe, hogy a combfej csontállománya nem homogén. A combnyaki rész spongiosa állománya idősebb korban egyre ritkább, a csontállomány sűrűsége egyre csökken, míg a subchondralis régióban viszonylag tömör marad a csontszövet. Mivel időskorban a kanüllált csavar jórészt ebben a már említett, 4-5 mm-es csontrétegben rögzít a legjobban, a hagyományos menetemelkedésű és menetkialakítású csavarok esetén alig több mint egyetlen menet rögzíti a csavart. Az ún. duplex csavar esetében megváltoztattuk a menetprofil, ezáltal lehetővé vált a csavar legfelső 4-5 mm-es részében a meneteknek egy profilosztással való megduplázása. Ezáltal a sűrűbb szövetű subchondralis régióban a nagyobb menetszám hatására stabilitásnövekedést remélünk elérni⁴. Ilyen kialakítású csavart csonttörések csavaros rögzítésénél korábban nem használtak, ezért újdonságvizsgálatot végeztettünk, majd szabadalomra bejelentettük a duplex csavart⁵.

2. Célkitűzés

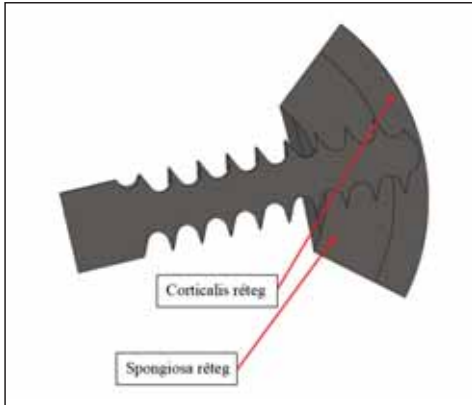
A combnyaktörések csavaros osteosynthesis esetén elsősorban a csavar első megtámaszkodási pontjának, a combfej subchondralis rétegének stabilitási vizsgálatát szeretnénk elvégezni⁶. Végelem-számításokkal vizsgáljuk a rögzítés stabilitását hagyományos (HB menetprofilú) és megváltoztatott menetprofilú (ún. simplex), valamint duplex csavarok esetén. Vizsgáljuk a kiszakító erőt, a csavarban ébredő helyi feszültségeket, elmozdulásokat és a csavar kialakításának hatását a rögzítés stabilitására.

A vizsgálat gyakorlati hasznát abban is látjuk, hogy amennyiben a csavarkialakítás valóban a csavar törést rögzítő stabilitását növeli, akkor megfelelő műtéti indikáció és törésrepozíció esetén a rediszlokációs ráta csökkenhet.

3. Módszer

Az alkalmazott szoftver: A végelem-vizsgálatokat a SolidWorks 2010-es CAD tervezőrendszer integrált végelem-moduljával, a SolidWorks Simulation szoftver segítségével végeztük.

A geometriai modell felépítése: A biomechanikai modellezés során a combnyakcsavarokat a valóságnak megfelelően építettük fel mind a hagyományos, mind a simplex és a duplex kivitelben is, míg a kapcsolódó subchondralis csontreteget a combfej valóságos geometriáját közelítő gömbsüveg alakkal modelleztük. A subchondralis csontreteg modellezése során a corticalis típusú csontreteget minden esetben 51 mm külső átmérőjű, 4 mm vastag gömbsüveg 80°-os szeletével modelleztük, míg folytatólagosan illesztettük hozzá további 10 mm vastagságban a spongiosa réteget.



1. ábra. A kiinduló geometriai modell: HB menetű hagyományos csavar esetén bemutatva



2. ábra. A hagyományos csavarok menetprofilja (szakítóvizsgálat után)

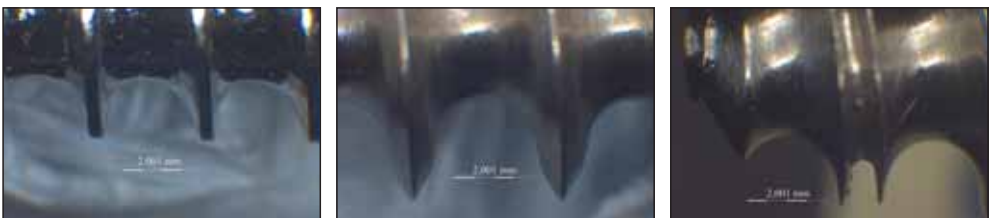
A csavarok menetprofiljának bemutatása:
A végelem-számítások jobb követhetősége érdekében a biomechanikai laboratóriumi kí-

séletekhez gyártott hagyományos (HB menetű) combnyakcsavart, a megváltoztatott menetprofilú simplex csavart, valamint ennek a megváltoztatott menetprofilú csavar cranialis végének a menetsztással történő kialakítását, a duplex csavart az alábbi fotókon mutatom be.

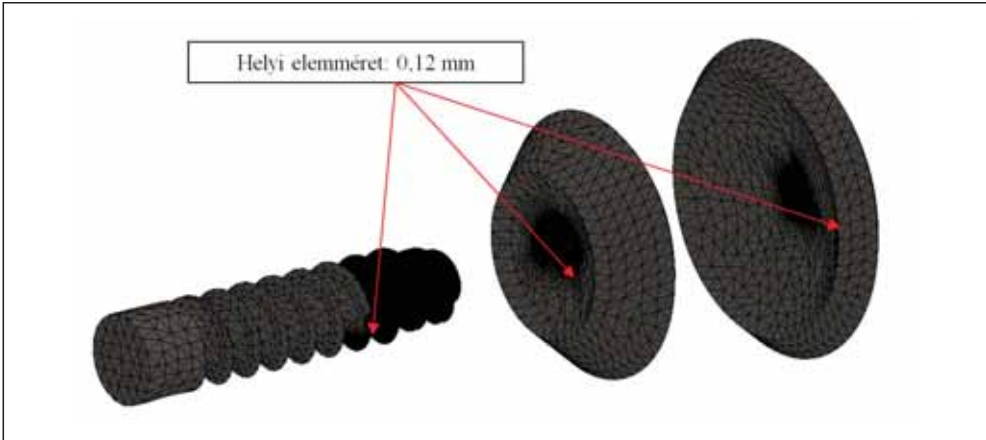


3. ábra. A megváltoztatott menetprofilú csavarok (bal oldalon a simplex csavar)

A végelem-háló felépítése: A modellek hálózásához négy csomópontos tetraéder elemet használtam. A globális elemméret 2 mm volt. Helyi hálósűrítés történt mind a duplex, mind pedig a simplex menetű implantátumok esetében a becsavart menetrésznél (itt helyileg az elemméret 0,12 mm-re csökkent), valamint a csontminta belső menetes részénél is (itt is az előzőhöz hasonlóan az elemméret 0,12 mm-re csökkent). A nem kapcsolódó menetprofil alakjának pontosabb lekötése érdekében további hálósűrítést alkalmaztam,



4. ábra. A különböző menetprofilok (balról jobbra a hagyományos, a simplex csavar és a duplex csavar)



5. ábra. A végelem-hálójának felépítése simplex csavar esetén bemutatva



6. ábra. A csavar végén alkalmazott sűrített végelem háló (duplex modellen bemutatva)

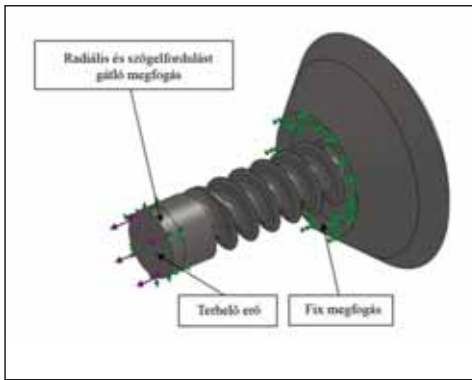
itt az elemméret 1 mm-re csökkent⁷. (Megvizsgáltam a 10 csomópontos tri-kvadratikus tetraéder elemek használatának lehetőségét is. Ezzel ténylegesen növekszik ugyan a számítási pontosság, azonban a csavar geometriai kialakítása mindenképpen igényli a beállított sűrű hálót a geometria lekövetése miatt. A nagy elemszám miatt olyan mértékben megnövekedne a csomópontok száma, hogy a megnövekedett erőforrásigény nincs arányban az új elemek okozta pontosság-növekedéssel.)

A peremfeltételek és a terhelés: A corticalis csontminta alsó felületén, a menetsatlakozás középpontjától számított 13 mm átmérőjű körön kívül fix, mindenféle elmozdulást, elfordulást gátló megfogást alkalmaztam a csontretteg elmozdulásának megakadályozása céljából. Az implantátum tengely irányú elmozdulásának biztosítása érdekében, annak szárán, egy radiális irányú és egy szögelfordulást gátló megfogást alkalmaztam.

A terhelőerőt az implantátum alsó felületén keresztül adtam rá a modellre a csontlemez oldallapjával párhuzamosan^{8,9}.

Azért választottam az egytengelyű húzó igénybevételt jelentő statikus terhelési esetet (kiszakítást), mert a traumatológus kollégák javaslatára a laboratóriumi cadaver kísérleteknél is húzó igénybevétellel történt a különböző csavarok összehasonlító kísérleti vizsgálata. Ilyen módon lehetőségem nyílik a későbbiekben a számítási és a mérési eredmények összevetésére.

Anyagjellemzők: A modellek esetében alkalmazott, a vizsgálat szempontjából lényeges anyagjellemzőket a következő táblázat tartalmazza. A számítások során lineárisan rugalmas anyagtvénynt használtam.



7. ábra. A terhelés és a megfogások a duplex implantátumon szemléltetve

	Rugalmassági modulus	Poisson-tényező
Corticalis réteg	16 500 MPa	0,3
Spongiosa réteg	400 MPa	0,2
Csavar (rozsdamentes ac.)	200 000 MPa	0,26

Kontakt kapcsolat az érintkező elemek között: Figyelembe véve a valóságos viszonyokat az implantátum és a csontrétegek között, ún. *No Penetration* kontakt kapcsolatot definiáltam, amelynek köszönhetően az egyes felületek szabadon elmozdulhatnak egymáson, de

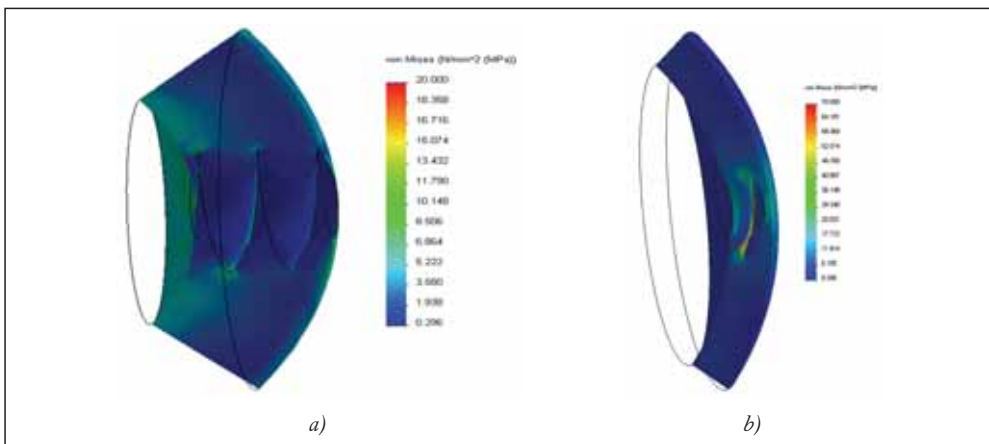
nem hatolhatnak bele a másikba, ezzel modellezve a valóságos érintkezési kapcsolatot. A két csontréteg között ezzel ellentétben azonban *Bounded*, ún. ragasztott kapcsolat került definiálásra, ezzel modellezve, hogy a két csontréteg – azok találkozásánál – együtt mozdul el.

4. Eredmények

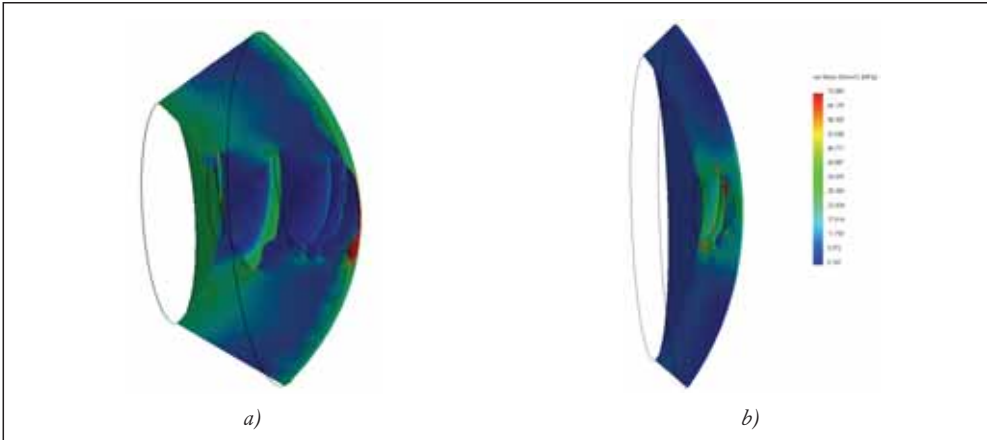
Az eredmények szemléltetése során a felületi feszültség-skálát 70 MPa-ban maximáltam a corticalis csontréteg esetében, és 20 MPa-ban a spongiosa réteg esetében. A futtatásokat addig végeztem, amíg a csontba vágott menet esetén valahol nem jelent meg 70 MPa-t, illetve 20 MPa-t meghaladó feszültség.

HB menetű hagyományos csavar egyenes húzása: A terhelőerő, amely hatására a csontban a határfeszültségnél nagyobb feszültség ébred: 850 N.

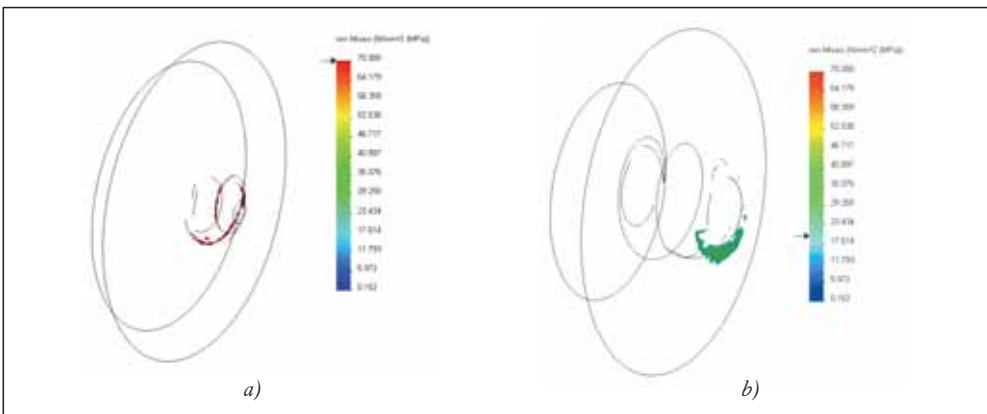
Egyenes húzás vizsgálata **simplex és duplex csavar** esetén: A terhelőerő, amely hatására a csontban a határfeszültségnél nagyobb feszültség ébred: simplex csavarnál 1000 N, míg duplex csavarnál 1400 N.



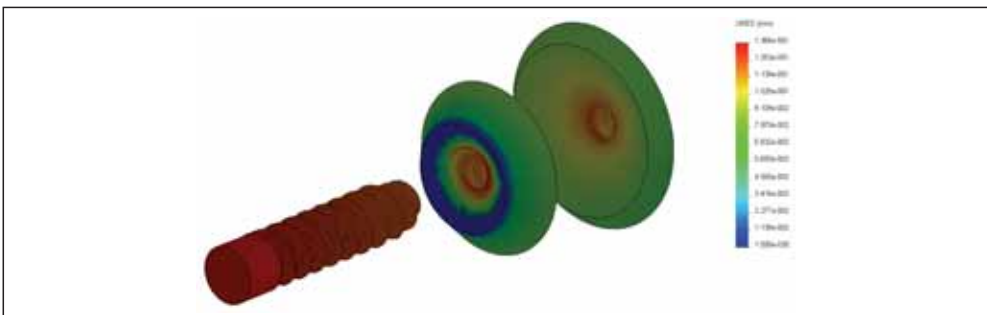
8. ábra. A HB menetű csavar esetében az egyes csontrétegekben ébredő feszültségek és azok elhelyezkedése
a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



9. ábra. A duplex implantátum alkalmazása esetében az egyes csontrétegekben ébredő feszültségek és azok elhelyezkedése
 a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



10. ábra. A tartományok kiterjedése, ahol a határfeszültség közeli feszültségek ébrednek
 a) Corticalis réteg b) Spongiosa réteg



11. ábra. A kapcsolódó elemek elmozdulása (URES: Resultant Displacement – egyenértékű elmozdulás)

Összefoglaló táblázat

Az 1. táblázat összesítve tartalmazza a számítások eredményeit.

Vizsgált eset	Kritikus terhelés
Hagyományos csavar egyenes húzása	850 N
Simplex csavar egyenes húzása	1000 N
Duplex csavar egyenes húzása	1400 N

1. táblázat. A vizsgált csavarok és a hozzájuk tartozó kritikus terhelés

5. Következtetések

A menetprofil jelentősége:

A kettős kanüllált csavarozás esetében a hagyományos csavarnak a csontba történő behajtásánál azt találjuk, hogy a csavar kitépéséhez szükséges erő legalább 18–65%-kal változik a kialakítástól függően. A legjobb eredmény – a varakozásoknak megfelelően – a duplex csavar esetén kaptuk, a hagyományos csavarral képest 65%-kal növekedett a csavar kitépéséhez szükséges erő.

A helyi feszültségek:

Általánosságban elmondható, hogy a menetek geometriájának bonyolultsága (véges elemes szempontból) szinte minden modell esetében egy-egy pontban helyi csúcspontot okoz. Azonban az egyes modelleken ezek csupán

egy elemnél jelentkeznek, így helyileg figyelmen kívül hagyhatóak. Az ezektől való eltekintést követően a számítási eredményeken (ábrákon) látható, hogy a terhelés hatására az adott menetprofilok szépen, egyenletesen veszik fel a terhelést.

Az ún. rétegmodellek jól szemléltetik a két csontközötti különbséget. Míg a corticalis réteg terhelhetősége nagyobb, a spongiosa réteg rugalmassága miatt egyenletesebben veszi fel a terhelést (szinte a teljes becsavart implantátum-csont érintkezési felületen egyenletes a feszültségeloszlás). A rétegmodellek esetében kapott eredmények jól szemléltetik, hogy a különböző csavartípusok alkalmazása milyen hatással van a csontközötti ébredő feszültségekre.

További tervek:

A modell fejlesztésére (biomechanikai kísérletek alapján) empirikus nemlineáris anyag törvényt szeretnénk beállítani, így megvizsgálható, hogy a nagy terhelés hatására milyen mértékben „folyik meg” a csontközötti, okoz ez „tönkremenetelt” a beállított terhelés hatására, illetve a deformáció hatására milyen mértékben veszi fel a menet többi része a terhelést.

A továbbiakban a biomechanikai modellnek a fentebb vázolt finomításával folytatjuk a vizsgálatot, az eredményeket pedig cadaver csontokon végzett biomechanikai mérésekkel szeretnénk igazolni.

IRODALOM

- Manninger J, Cserhádi P, Fekete K, Kazár G. A combnyaktörés kezelése osteosynthesissel. Budapest: Medicina; 2002.
- Bagi I, Szódy R, editors. Development of a new type positioning instrument for collum femoris femoral neck screwing. Third Hungarian Conference on Biomechanics; 2008; Budapest.
- Flóris I, Cserhádi P, Laczkó T, Baktai J, Kádas I, Manninger J. Diszlokált combnyaktörések ellátása: osteosynthesis vagy arthroplastica. Magyar traumatológusok kézikönyve 2010;53(3): 197–207.
- Bagi I, Olasz S, Dobránszky J, Szódy R, Laczkó T, editors. Duplex menetű combnyakrögzítő csavar

- biomechanikai vizsgálata. IV. Magyar Biomechanikai Konferencia; 2010; Pécs.
5. *Olasz S, Bagi I, Laczkó T, Dobránszky J, Kocsis A, Szalay K et al., inventors.* Duplex menetű combnyakrögzítő csavar patent P0800413. 2008.
6. *Renner A.* Traumatológia. Budapest: Medicina; 2003.
7. *Halász G.* Modellezés a biomechanikában. Budapest: Műegyetemi Kiadó; 2007.
8. *Bagi I, Flóris I.* A combnyaktörést rögzítő csavarok subchondralis pozicionálási hibája következtében létrejövő stabilitáscsökkentő hatás vizsgálata végeleselemes modellen. Magyar traumatológiai ortopédiai kézikönyv 2011;54(4).
9. *Bagi I.* Finite element study of some parameters of bone fractures fixed with screws. Period Polytech Mech 2011;55(1).

Bagi István

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék
H-1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3.

Tel.: (+36) 1 463-2954