

KOPONYA IMPLANTÁTUM SZILÁRDSÁGI MÉRETEZÉSÉNEK KÉRDÉSEI

NOTES ON CRANIAL BONE IMPLANT DIMENSIONING

Pietro Fierro, Dr. Lovas László egyetemi docens**, lovas@kge.bme.hu*

**Salernói Egyetem, Ipari Mérnöki Kar, **BME Járműelemek és Jármű-szerkezetanalízis Tanszék*

ABSTRACT. This paper discusses how a plastic implant can react to the requirements of a growing cranial bone. Shape keeping, load transmission, fixation, implant geometry and material law are discussed. Numerical computation tools are accurate enough to study the problem. Use of elementary models allows model building and first conclusions concerning material creep can be formulated.

1. BEVEZETÉS

A koponya implantátumok készítése évtizedek óta ismert, jól bejáratott elveken alapul. Vagy az orvos készíti műtét közben gyors formázással, vagy előre gyártott fém lemezt alakítanak pontosan méretre, vagy a koponya CT felvételsorból kinyert 3D modellje alapján készül méretpontos alak.

Az implantátumok rögzítése kétféle módon történik. Lehetséges fonállal rögzíteni, illetve csavarok és rögzítő fémhevederek segítségével. 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.

2. NÖVÉSBEN LEVŐ KOPONYÁKKAL KAPCSOLATOS PROBLÉMÁK

Felnőttek esetében a koponya implantátum probléma mentes esetben egész életre szól. Gyermekes esetében azonban több problémával találkozunk. A gyermek koponyája az idő múlásával növekedik, a csontok mérete, alakja, helyzete megváltozik. Emiatt gyermekeknél az implantátumok rendszeres cseréje szükséges. Felmerül a kérdés, hogy kidolgozható-e olyan implantátum, amely viszonylag sokáig képes követni a növekedést, ezzel csökkentve a műtétek számát és a gyermekre ható terhelését? Nézzük meg, milyen követelményeknek kell megfelelni egy ilyen „alkatrésznek”.

2.1. Alakváltoztatási képesség

A koponya növekedését minden irányban követni kell tudni. Ezt úgy lehet elérni, hogy az implantátum vagy olyan speciális kialakítású, hogy követni tudja a csonthiány alakváltozását, vagy olyan anyagú, amely beindítja a csont növekedést, engedi a beépülést, majd lassan felszívódik. E cikkben a beépülő-felszívódó változatot nem tárgyaljuk.

2.2. Implantátum anyag

Szokásosan saját csontot vagy idegen anyagokat alkalmazunk. Idegen anyagú implantátumként fémes vagy polimer anyagok használatosak. A fémek szilárdsága nagyságrendekkel nagyobb a koponyacsonténál. A polimer anyagok szilárdsága nagyságrendileg megegyezhet a csontok szilárdságával, így ilyen anyagból jobban készíthető olyan implantátum, amely a terhelhetőség szempontjából egyenszilárdságú.

2.3. Implantátum rögzítése, terhelés átadás

Egy műanyag implantátum legnagyobb terhelését a rögzítés környezetében kapja. Fonallas rögzítés esetén viszonylag eloszlik a terhelés, nagyobb lehet a felvevő felület. Csavaros rögzítés esetén a menet környezete igen nagy, koncentrált terhelést kap.

Növekedő koponya esetén a koponya és az implantátum közötti erőket a rögzítő elem közvetíti. Az erők az implantátum felületéhez képest érintő irányban lépnek fel. Probléma lehet, hogy a többleterők a már így is rendkívül terhelt rögzítési pontok környezetében lépnek fel.

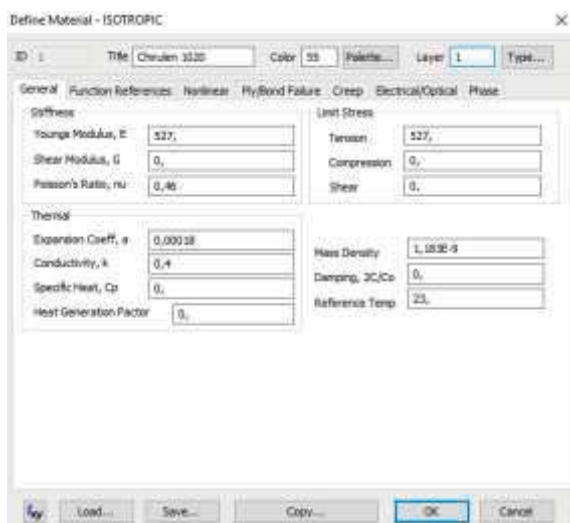
2.4. Alakmegőrzés, alakkövetés

Az implantátumok mérete, elhelyezkedése változatos. Kis méret esetén közelíthetőek sík felülettel vagy henger felülettel. Nagy méret esetén gömb vagy ellipszoid felület lehet elfogadható közelítés. Henger, gömb vagy ellipszoid esetén alapvető kérdés, hogyan marad az implantátum

görbülete változatlan a méret változása esetén? Ez azért szükséges, hogy az implantátum méretváltozás esetén is megőrizze esztétikus jellegét.

3. VIZSGÁLATOK A FELTÉTELEKNEK MEGFELELÉS KAPCSÁN

A továbbiakban ismertetjük azokat a vizsgálatokat, amelyeket numerikus szimulációs eszközökkel végeztünk az előző fejezetben tárgyalt kérdések kapcsán. Anyagnak a kereskedelemben kapható GUR 1020 márkanévű ultra nagy molekula súlyú polietilénen alapuló orvosi anyagot választottuk. Az anyagjellemzőket a gyártói adatlap alapján az 1. ábra tartalmazza.

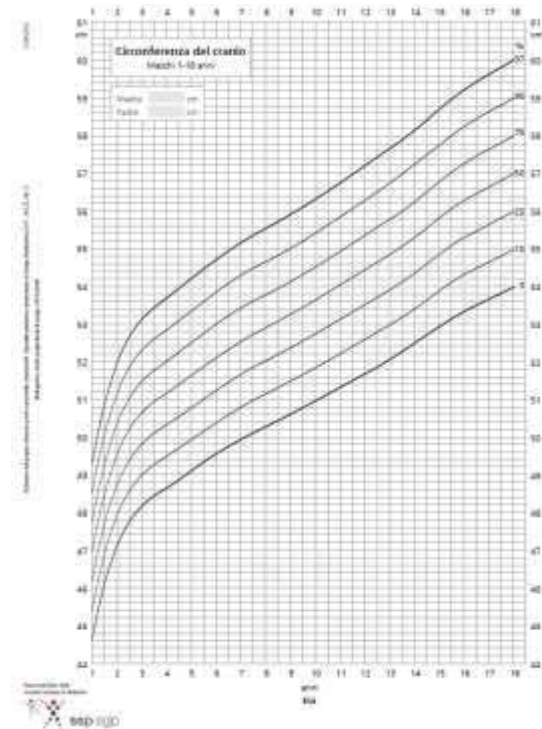


1. ábra: A Chirulen 1020 polimer anyagjellemzői

Tudjuk azt, hogy a polimerek, különösen a hőre lágyulóak hajlamosak a kúszásra. Kérdés, hogy a kúszás megfelelő sebességű-e, követni tudja-e a koponya növekedését. A Svájci Gyermekorvos Szövetség mérései [1] alapján ismert, hogy a koponyakörméret növekedése közel lineáris 4-18 éves kor között. A 2. ábra alapján évi 0,8% növekedés olvasható le. Ezt felfelé becslülve évi 1% méretnövekedés elfogadható érték a számítások megkezdéséhez.

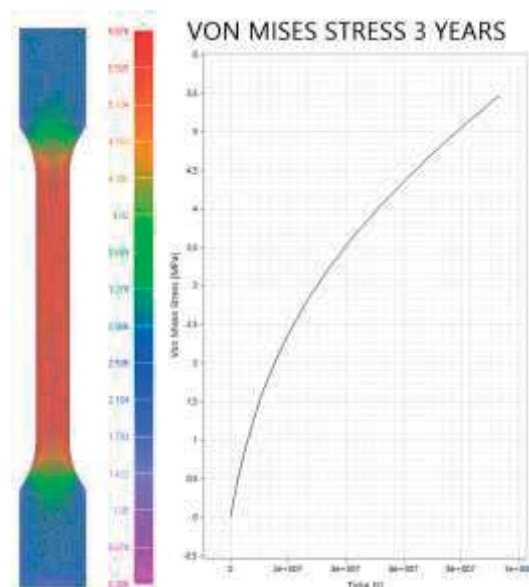
A szakirodalomban nem találtunk az UHMW-PE anyag kúszására mérési adatot, így első közelítésként egy viszonylag hasonló PEEK anyag tapasztalati kúszási törvényét használtuk fel:

$$\frac{d\epsilon}{dt} = 6,9231 \cdot 10^{-5} \cdot \sigma^{2,5} \cdot t^{0,13} \quad (1)$$

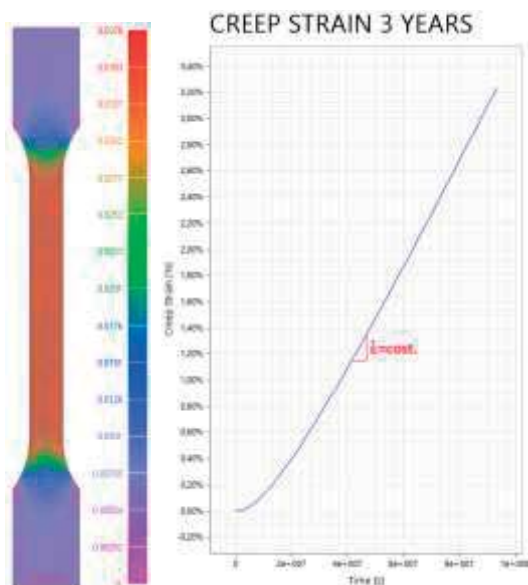


2. ábra: Fej terület növekedése kor alapján [1]

Első lépésként egy szabványos húzó próbatest szimulációjával vizsgáltuk, képes-e a szoftverünk a kúszás számítására. A próbatest egyik végét megfógtuk, másik végét állandó erővel meghúztuk, és 3 év idő hatását szimuláltuk. A szoftver képes volt azt a viselkedést követni, ahogy az anyagban a feszültség lecsökken, és a nyúlás megnő (3. ábra, 4. ábra).

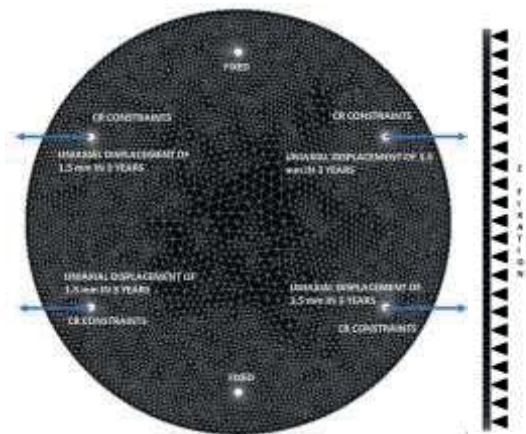


3. ábra: Próbatest feszültség eloszlása 3 év után, és annak változása egy elem esetén



4. ábra: Próbatest nyúlás eloszlása 3 év után, és annak követése egy elem esetén

Ezek után szakirodalmi példa [2] alapján egyszerű alakzatokat vizsgáltunk: kört és háromszöget. Arra voltunk kíváncsiak, hogy a nagy felületű anyagban a rendszerint pontszerű terhelés bevezetés hatására milyen feszültség eloszlás ébred, illetve hogy hogyan változik az alak a kúszás során.



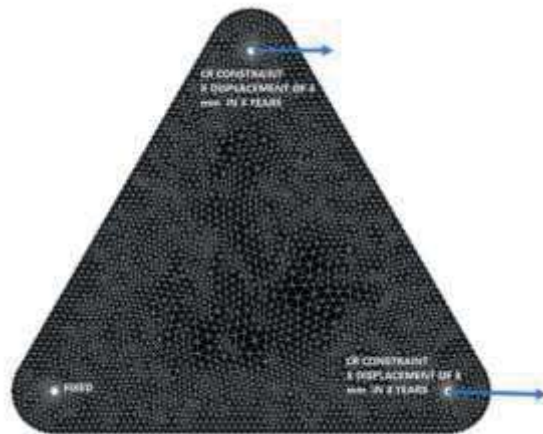
5. ábra: Körlemez terhelés és megfogás modellje

Az 5. ábra mutatja a körlemez modell kialakítását. Első közelítésként egyszerű tetraéder elemekből készült egy lemez, 100 mm átmérővel és 5 mm vastagsággal. Ezek megfelelnek az orvosi gyakorlatban tapasztalható szokásos implantátum méret nagyságrendeknek. A lap egyik oldalán a Z irányú elmozdulást megtiltottuk, ezzel modellezve a koponya belsejének nyomását. Az elem rögzítésére egyenes eloszlásban 6 furatot készítettünk, amelyből 4

furatra adtuk rá a terhelést. A hálót 1,5mm élhosszú tetraéder elemek alkották.

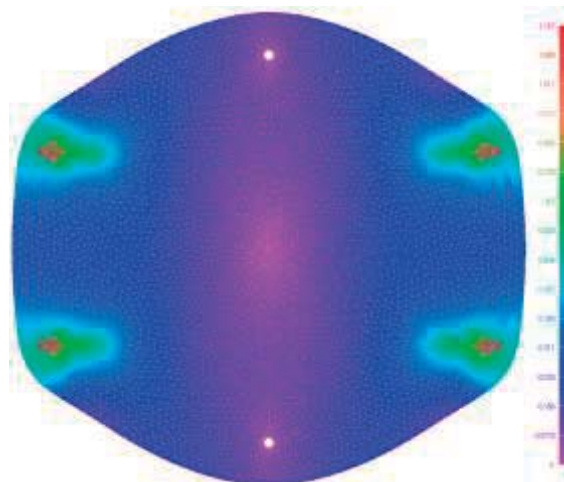
A terhelés egytengelyű elmozdulás kényszer volt, időarányosan az elmozdulás irányába eső méret évi 1%-ának felvéve.

A háromszög lemez egyenlő oldalú, magassága 100 mm volt. Vastagsága megegyezett a körlemezéével, és a használt elemtípus is ugyanaz. A terhelés modelljét a 6. ábra mutatja.

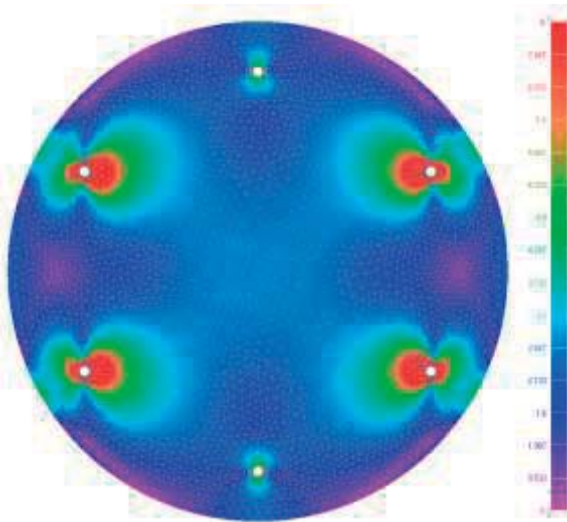


6. ábra: Háromszög lemez terhelés és megfogás modellje

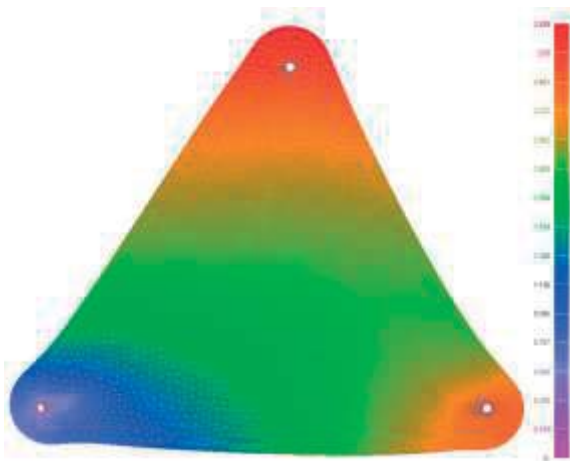
Az alábbi ábrákon a terhelés hatására kialakult feszültségeloszlás látszik a különböző alakú anyagokban. Közös bennük, hogy a pontszerű terhelések környezetében a feszültség viszonylag hamar, a kitűzött idő intervallum elérése előtt eléri az elasztikus határt. A pontszerű terhelés környezetében megjelenő feszültség csúcs a szakirodalomban [2] is megjelenik. A terhelés bevezetési zónáktól kellően messze azonban alacsony marad a feszültség.



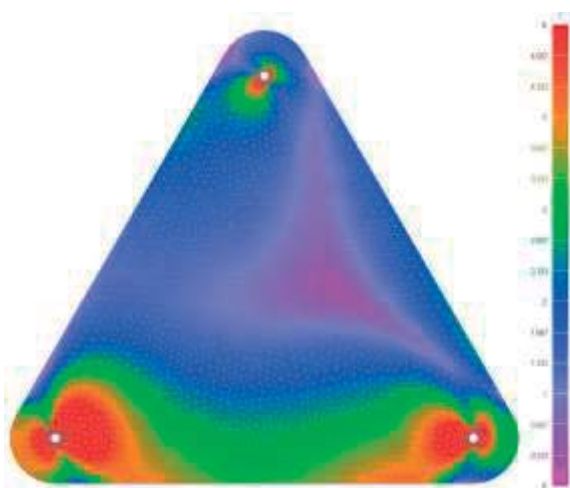
7. ábra: Körlemez elmozdulás képe



8. ábra: Körlemez feszültség eloszlása



9. ábra: Háromszög lemez elmozdulás képe



10. ábra: Háromszög lemez feszültség eloszlása

Az orvosi gyakorlatból tudjuk, hogy a koponyacsont nem egy homogén egység, hanem

különböző csontok összekapcsolódásából épül fel. Bár az egyes csontok szakítószilárdsága 70-100 MPa nagyságrendű, az összekapcsoló varratok ennél egy nagyságrenddel gyengébbek. Fontos az, hogy az implantátum hosszirányú merevsége és feszültségintje legfeljebb a varratokét érje el. Így növekedéskor a varratok nem szakadnak fel, az alakváltozás folyamatos maradhat.

A növekedéssel kapcsolatban a fentiek alapján látható, hogy az egyszerű síklemez geometria kialakítás nem megfelelő a növekedést követő implantátum alak számára. A lemez kerülete a terhelési furat környezetében deformálódik, a folyamatos kontúr alaktartása nem megfelelő.

5. ÖSSZEFOGLALÁS

A növekedésben levő koponyacsont különleges feltételeket támaszt az implantátumokkal szemben, ha követni akarjuk vele a méret- és alakváltozást. A szerves anyagú pótlások közül a PEEK anyagok kúszási görbéjük alapján képesek lehetnek a kis mértékű, hosszú időn át tartó alakváltozás követésére. A kúszás numerikus modellezése számításaink szerint lehetséges. Az implantátumoknál általunk alkalmazott Chirulen 1020 anyag további anyagvizsgálata szükséges a kúszási jellemzők kísérleti meghatározásához. További munka szükséges a terhelésátadás és a deformáció mentes méretváltozás vizsgálatában.

7. KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

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

8. IRODALOM

- [1] A Svájci Gyermekorvos Szövetség ajánlása az interneten: <https://es.scribd.com/document/82104218/Curve-Crscita-Svizzera>, olvasás dátuma: 2017.09.25
- [2] Ridwan-Pramana A., Marcián P., Borák L., Narra N., Forouzanfar T., Wolff J. Structural and mechanical implications of PMMA implant shape and interface geometry in cranioplasty – A finit element study. *Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery*, vol. 44, pp 34-44, 2016.