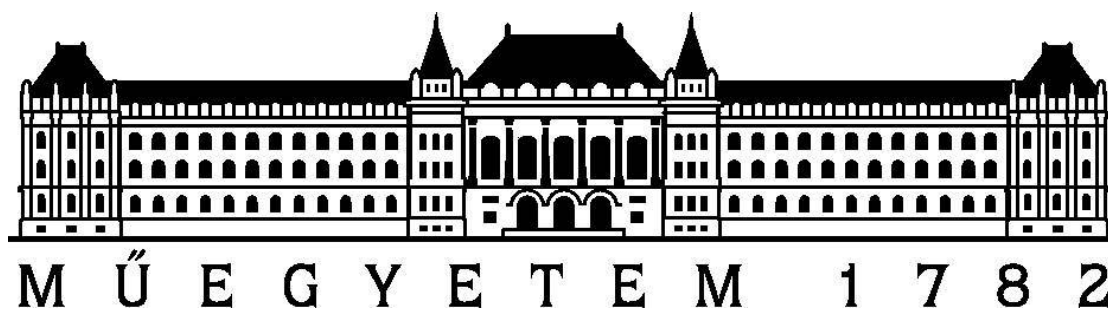




Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Emberi combcsont dinamikus terhelésekre adott válaszának vizsgálata végeselemmódszerrel

Tudományos diákköri dolgozat

Készítette:

Jobbágy Dávid Bsc. III. évfolyam

Konzulens: dr. Bojtár Imre,

Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

Tartalomjegyzék

Bevezetés.....	4
I. Fejezet.....	6
I.1. A csontszövet.....	6
I.2. A combcsont	8
I.3. A comb fontosabb izmai	12
I.5. A csontmechanika fejlődése	14
II. Fejezet.....	17
III. Fejezet	35
III.1. Vizsgálataim ismertetése.....	35
III.2. A végeselemes modell.....	36
III.3. A statikus terhelésű vizsgálatok	38
III.4. A dinamikus terhelésű vizsgálatok.....	45
III.4.1. Láb alatti támasz kihúzása.....	45
III.4.2. Taposógép hirtelen megállítása.....	59
III.4.3. Véletlen egyensúlyvesztés.....	74
IV. Összefoglalás	89
Irodalomjegyzék.....	90

Bevezetés

A mechanikai szempontból bonyolult rendszerek – legyen szó akár egy komplex épületről, gépről, vagy egy élő szervezetről – belső viselkedésének akár csak közelítő megértése az elméleti modellezés, illetve a numerikus technikák szoros együttműködését, a vizsgálatokat végző kutatóktól-mérnököktől pedig ezen tudományterületek alaposabb ismeretét igényli. Mindezen megállapításokat figyelembe véve dolgozatom elkezdésekor még csupán *másodéves BSc építőmérnökként* komoly előkészítő munkát jelentett számomra, amíg hozzákezdhettem a dolgozatban bemutatott feladatom elvégzéséhez, hiszen a mechanikai háttér – végeselemmódszer, elméleti szilárdságtan, dinamika, stb. – mellett a vizsgálatom tárgyát képező élő szervezet anatómiai, élettani sajátosságait is meg kellett ismernem.

Dolgozatom az egészséges *emberi combcsontban a járás és botlás* közben létrejövő *dinamikai hatások* elemzésével foglalkozik. Numerikus szimulációk segítségével *összehasonlítom* az állás közbeni „statikus” körülmények között keletkező *elmozdulás- és feszültségállapotokat* a *dinamikus* modellek szolgáltatta értékekkel és vizsgálom azokat a *veszélyes* helyzeteket, amelyek – figyelembe véve a csont határszilárdságára a nemzetközi szakirodalomban szolgáltatott laboratóriumi mérési adatokat – a combcsont törésének veszélyét jelzik.

Munkám *első része* a vizsgálat tárgyát képező emberi combcsont *élettani felépítését és biomechanikai jellemzőit* ismerteti. A mérnöki vizsgálat számára fontos adatok sok évszázados kutatói munka eredményeképpen gyűlteek össze, ezért dolgozatom szerves részének tekintem annak a történeti folyamatnak a bemutatását is, ami a mai kutatásokat megelőzte. Különösen fontosnak vélem a főbb mai tudományos irányzatok és eredmények leírását, amelyek az én modellezésemhez kapcsolódnak a modern biomechanikában.

A „helyzetképet” leíró és a számomra fontos célokat összefoglaló szakirodalmi áttekintést követően a dinamikai hatások elemzésére létrehozott *saját végeselemes modellemet* mutatom be. Kitérek minden olyan részletre – geometriai és szilárdsági adatok, anyagmodellek, statikus- és dinamikus terhek, peremfeltételek, stb. –, amelyek a vizsgálatok számára szükségesek.

A következő fejezet a *numerikus szimulációk eredményeit* részletezi. Az elemzés fő szempontja a legelső mondatokban már említett gondolat: milyen lényeges mechanikai különbséget kell figyelembe vennünk a statikus-dinamikus viselkedés összehasonlításakor, továbbá milyen típusú dinamikus hatás (esés, ugrás, stb.) esetén legnagyobb a csont esetleges törésének kockázata.

Vizsgálataim eredményei véleményem szerint két területen használhatók:

- A kritikus feszültségállapotok ismerete hasznos információ az orvosok, illetve az orvosi kezeléseket segítő mérnökök számára a fokozottan *veszélyeztetett csoportok* (idősek, sportolók, gyermekek) *betegségmegelőzésében, illetve gyógyításában.*
- A csont törési folyamatainak pontosabb vizsgálatánál, illetve a sérüléseknél esetlegesen szükségessé váló mesterséges megerősítések (tömítő csavarozás, combfej-protézis, stb.) használatánál szintén hasznos kiindulási adatbázis az általam elvégzett szimulációk eredménye.

I. Fejezet

Ebben a fejezetben rövid ismertetést szeretnék adni a csontokról, az őket alkotó szövetekről, azok tulajdonságairól, továbbá részletesebben foglalkozom magával a vizsgálat tárgyát képező combcsonttal.

I.1. A csontszövet

A felnőtt ember csontvázát 206 csont alkotja (létezik olyan, hogy valakinek egy-kettővel kevesebb csontja van genetikai okokból, valamint bizonyos csontokat, például a csigolyák összezsugorodásából keletkezett keresztcsontot nem mindig egynek számolják). Az alsó végtagok egyenként 31-31, a felsők 32-32 csontot tartalmaznak, míg a gerinc 26, a mellkas 25, a koponya pedig 29 csontból áll. A csontváz feladata a szilárd váz biztosítása és a test alakjának meghatározása, valamint a belső szervek védelme, ezen felül a vörös csontvelő termeli a vörösvérsejteket, míg a sárga tápanyag raktárként szolgál. Az izmokkal, ízületekkel, inakkal lehetővé teszi a mozgást.

A csontokat alakjuk szerint is csoportosíthatjuk. Megkülönböztetünk lapos csontokat (koponyacsontok), hosszú csöves csontokat (combcson, sípcsont), rövid csöves csontokat (kéztő csontok), szabálytalan alakú csontokat (koponya néhány csontja, továbbá szokás ide venni a légutak csontjait is).

A csontok kb. 40%-át víz teszi ki, a maradék 60%-nak vannak szerves és szervetlen összetevői is. A csontszövet szerves állománya 30-40% körül mozog. Ez csontsejtekből, kollagén rostokból és a közöttük lévő sejt közötti állományból épül fel. A szerves alkotórészek biztosítják a csont rugalmasságát. A szervetlen rész kb. 60-70%-át teszi ki a csontszövetnek, ezek főleg mészsók kristályos formáiból állnak (pl. hidroxilapatit, kalciumkarbonát, kalciumfoszfát). A szervetlen részek adják a csont merevségét és nyomószilárdságát. A csontsejtek mellett léteznek csontképző sejtek, (ezekből fejlődnek a csontsejtek) és csontfaló sejtek is. Ezek felelnek a csontképződésért, illetve a csont felszívódásáért.

A csontszövetet felépítése szerint két csoportba sorolhatjuk. Létezik *fonatos* csontszövet, illetve *lemezes* csontszövet. A fonatos csontszövet a fejlődés során fokozatosan átalakul lemezessé. A lemezes csontszövet a Havers-féle rendszerekből (oszteonok), a köztük lévő lemezekből, és a csont külső, illetve belső felén lévő, a felszínnel párhuzamos alaplemezekből (vastagságuk kb. $200 \times 10^{-6} \text{m}$) áll. A csont felépítése az I.1. ábrán látható.

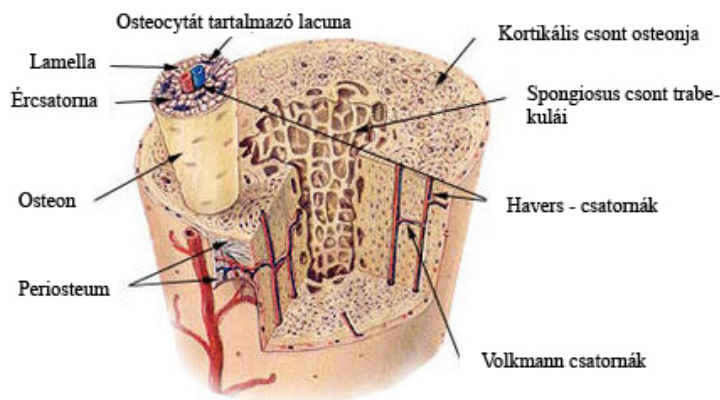
Az oszteonok a Havers-féle csatornák körül koncentrikusan elhelyezkedő kollagén rostokból, a köztük lévő állományból (ezek együtt alkotják a lamellákat) és a lamellák közötti csontsejtekből állnak.

A csontszövet kétféleképpen jelenhet meg makroszkópikus szinten. Létezik tömör csontállomány, (corticalis csont) és szivacsos csontállomány (spongiosus csont). A tömör csontkéreg alkotja a hosszú csöves csontok diafizisének csaknem egészét, az epifizisek felé viszont elvékonyodik. Az epifizisek fő alkotója a szivacsos állomány.

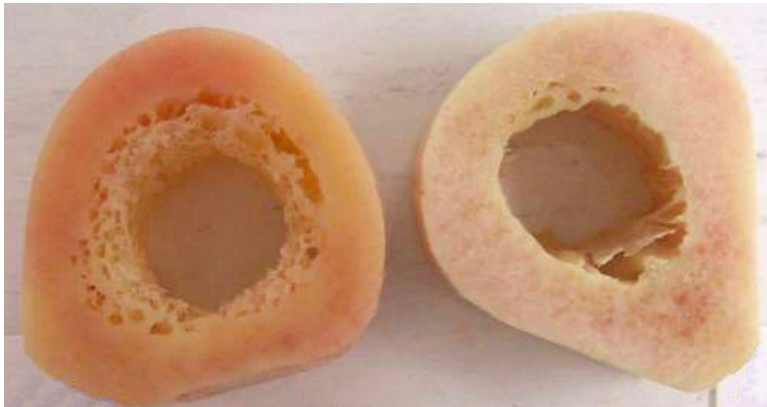
A corticalis csontban az oszteonok szorosan helyezkednek el, az említett alaplemezek pedig nagy szilárdságúak. Így a csont szilárdságának egy jó része a tömör csontnak tulajdonítható. Látszólagos sűrűsége kb. $1.8-2 \text{ g/cm}^3$ [1]. A szivacsos állomány sokkal kisebb sűrűségű, a corticalisének kb. 25-30%-a. Ez a porozitásának tulajdonítható, nem a kémiai összetétel különbözőségének. A benne lévő csontgerendák hálózatos rendszert alkotnak, a combcsontra ható terheknek megfelelő erővonalak irányába helyezkednek el. A csont külső felszínét egy idegekkel gazdagon befont réteg, a csonthártya (periosteum) fedi, míg a belsejét - ahol nincs szivacsos állomány - a csontbelhártya (endosteum) borítja.

A csontok képződése többféleképpen lehetséges. Megkülönböztetünk primer angiogén, kötőszöveti (desmalis), és porcos (chondralis) csontosodást:

- A primer csontosodás mechanikai hatástól mentes helyeken jön létre, az erek körül megjelennek a csontképző sejtek, az osteoblastok, és közvetlenül indul meg a csontosodási folyamat.
- A desmalis csontosodás során a kötőszövetes telepben lévő gócpontokból indul a folyamat. Nagyon ritka, hogy így képződik a csont (koponyatető).
- A chondralis csontosodás során a kötőszövetekből először porc képződik, majd ez alakul át csonttá. Porcosan fejlődik például a combcsont, a sípcsont, de a felső végtagok csontjai is. A folyamat során folyton porcszövet keletkezik, ami folyton csonttá is alakul, a folyamat addig tart, amíg porcszövet keletkezik.



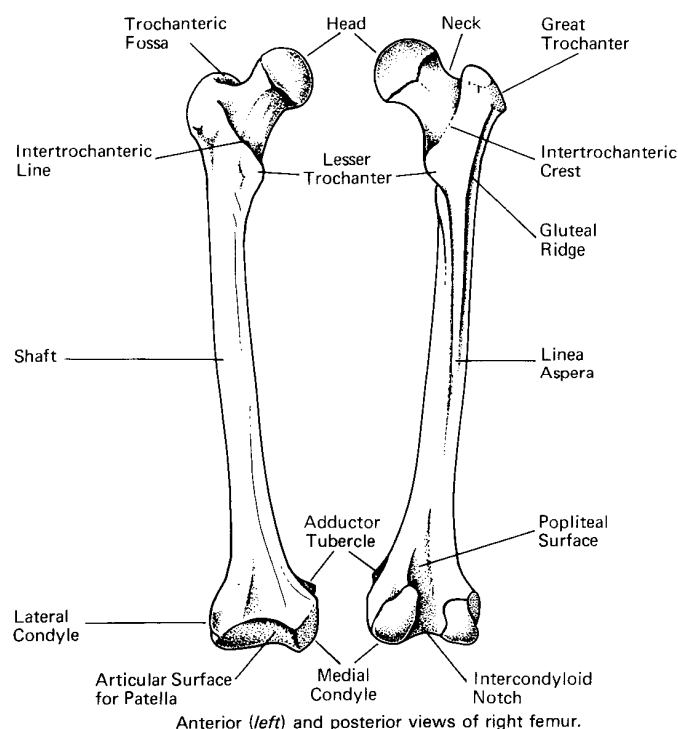
I.1. ábra: A csont belső szerkezete



I.2. ábra: A corticalis csont és a szivacsos állomány a combcsont metafizisénél .

I.2. A combcsont

A combcsont (femur) az emberi csontváz leghosszabb csontja (átlagos mérete 48 cm). Az alsó végtag felső része, a felső testhez a csípőízülettel, a sípcsonthoz (tibia) a térdízülettel kapcsolódik. Alakját tekintve a hosszú csöves csontok közé sorolható. Egyenes álláskor tengelye nem függőleges, azzal kb. $7-11^\circ$ -ot zár be. A két combcsont tengelye összetart. A csont nem egyenes, oldalról nézve kissé görbült. Hengeres, de nem tökéletes henger, élei vannak, melyek közül a *hátsót* nevezzük linea asperának. Felülete érdes, ezt a tapadó izmok okozzák.



I.3. ábra: A combcsont

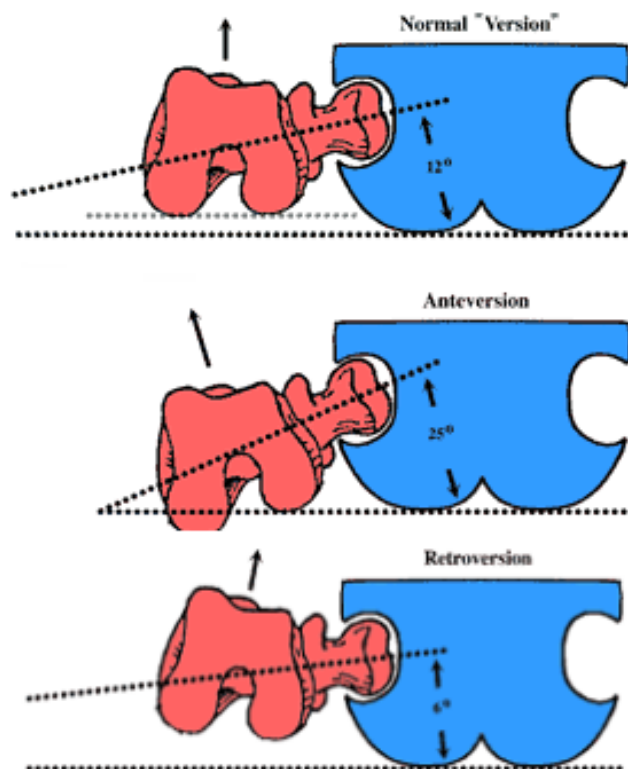
Alapvetően 3 részre osztjuk: a középső részre (diafízis), és a végekre, az epifízisekre. A csípőnél levő véget proximális epifízisnek, míg a térdnél lévő distális epifízisnek nevezzük.

A proximális epifízis része a combfej (caput), mely gömbalakú. Felületének kb. kétharmadát ízületi porc fedi, ez az ízületi folyadékkal együtt (synovia) biztosítja a csípőről átadódó terhek megfelelő elosztását és a súrlódásmentes mozgást a csípőízületi vápában (acetabulum). Átmérője átlagosan 48 mm. A fej nem simul hozzá teljes felületével a vápához, csak *terhelés alatt*. A fej és test (corpus) között helyezkedik el a combnyak (collum), ahol a leggyakrabban szokott bekövetkezni csonttörés. A nyak keresztmetszete nem kör, kissé ellapult és vékonyabb, mint a fej. A nyak-test átmenetnél a felső és alsó oldalon is található egy-egy kinövés, ezeket nagytompornak (trochanter major), és kistompornak (trochanter minor) nevezzük. Ezek között húzódnak a tomporközi taréjok, elől a linea intertrochanterica, míg hátul a crista intertrochanterica. A nagytompor és a fej közötti árkot fossa trochanterica-nak nevezzük.

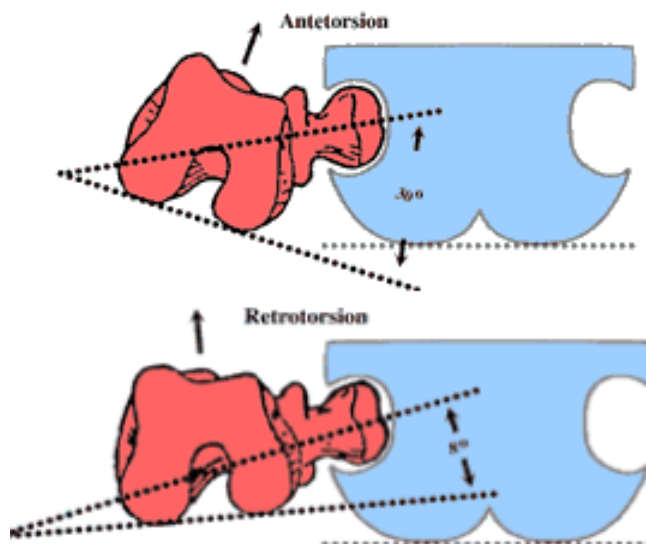
A nyak és a fej tengelye egymással szöget zár be, ezt nevezzük collodiafizéális szögnek. Értéke általában 125-126°, bár tág határok között is változhat. A szög módosulása jelentősen megváltoztatja a csípőízületi kapcsolati erőket. Az átlagosnál kisebb szög (coxa vara) a kapcsolati erőt többszörösére növelheti, míg a nagyobb (coxa valga) ilyen szempontból „jótékony” hatású.

A distális epifízis végén két bűtyök található. Ezeket condylusoknak nevezzük, a test tengelye felé eső a condylus medialis, a külső pedig a condylus lateralis. Ezeket is porcréteg borítja. A köztük lévő mélyedés a fossa intercondylaris. Ezek a bűtykök a sípcsonttal és a térdkaláccsal (patella), valamint az őket összekötő izmokkal és a stabilitást biztosító szalagokkal együtt alkotják a térd csuklóízületét. A nyak tengelyének vízszintes síkra vett vetülete és a frontális sík által bezárt szöget verzióknak hívjuk. A megnövekedett szög az anteverziónak, a csökkent pedig a retroverziónak. Az anteverziónak a kifelé járást, a retroverziónak a befelé járást eredményez (I.4. ábra).

A condylusok hátulját összekötő vízszintes egyenes, és a combnyak tengelye által bezárt szög vízszintes síkra vetített képét *torzió*nak nevezzük. Ha ez a szög nő, antetorzióról, ha csökken, retrotorzióról beszélünk. A normális torzió értéke 12° (normális felnőtténél ez megegyezik a verzióval), az ennél nagyobb szög a combcsont befelé csavarodását, a kisebb a kifelé csavarodását eredményezi (I.5. ábra).

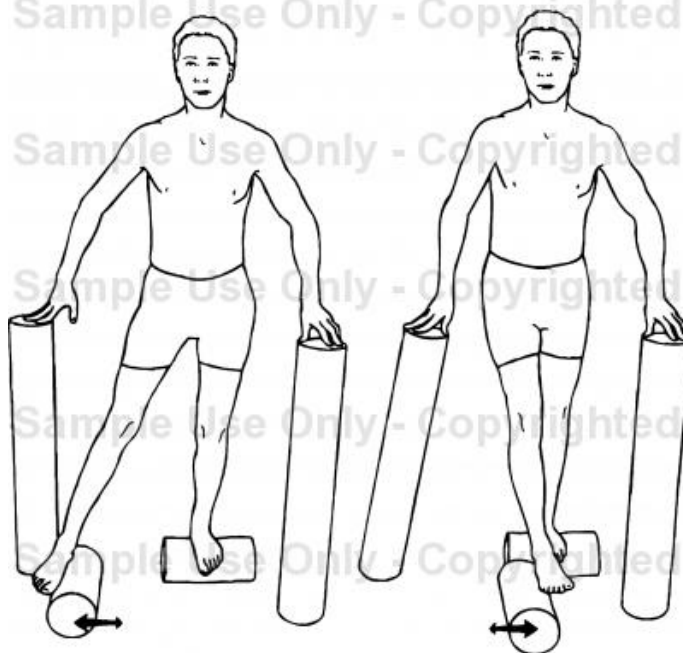


I.4. ábra: Normál (12°), ante- (25°) és retroverziónak (6°).



I.5. ábra: Ante (30°) és retrotorzió (8°).

A csípőízület mindhárom síkban képes mozgásra. Oldalról nézve a szaggitális síkban történik a flexió és az extenzió. Az abdukció (*távolítás*) és az addukció (*közelítés*) a frontális síkban, míg a rotáció a horizontális síkban történik. A flexiót előre lépéskor, míg az extenziót a láb hátranyújtásakor figyelhetjük meg. Az abdukció a láb frontális síkban történő távolítását (a test tengelyétől), az addukció viszont a láb közelítését jelenti. Ezt szemlélteti az I.6. ábra. A flexió terjedelme 120-140°, az extenzióé ennél sokkal kisebb 15-20°. Az abdukció határa kb. 45°, az addukció azonban csak 25-30°. A kifelé rotáció 45-60° lehet, a befelé ennél kisebb, kb. 45°, hajlított láb esetén viszont nagyobb.



I.6. ábra: Az abdukció (balra) és az addukció (jobbra).

Az ízületi vápa terjedelme miatt (majdnem teljesen fedi a combfejet) a fej minden izom és szalag nélkül is a helyén marad (megfelelő erő alkalmazásával persze ki lehet onnan mozdítani). A nagyobb erők ellen az ízületet, a tokot teljesen körülfonó ízületi szalagok védik. Három ilyen külső szalag van: A ligamentum iliofemorale az ízületi vápa feletti területről ered, és a linea intertrochantericán tapad. A ligamentum pubofemorale a szeméremcsont felső száján ered és a combnyakra csavarodik fel, végül a ligamentum ischiofemorale a szeméremcsonton ered és ugyancsak a combnyakra csavarodik fel. Nem mechanikai szempontból fontos a ligamentum capitis femoris, ugyanis ez a belső szalag a combfej vérrellátásában tölt be jelentős szerepet.

I.3. A comb fontosabb izmai

Izmok nélkül nemcsak a mozgás, hanem az egy helyben állás is lehetetlen. A különböző mozgások létrehozásához szükség van a femurhoz kapcsolódó számos izomra. Nem kívánom felsorolni ezek közül az összeset, hiszen a végeselemes vizsgálatoknál sem vesszük figyelembe mindet, tekintettel arra, hogy néhány fontos izomcsoport modellezése mellett a többi izom hatása (legalábbis ami az ízületi kapcsolati erők nagyságát és irányát illeti) elhanyagolható. Természetesen ezeknek a figyelmen kívül hagyott izmoknak is jelentős szerepük van [2], ám a vizsgált szempontok alapján nem feltétlenül érdemes velük számolni.

A csípőhorpasz izom két részből áll, a nagy horpaszizomból (musculus psoas major) és a csípőizomból (musculus iliacus). Meghatározó szerepe van a láb mozgásában és az egyensúlyozásban. Működése esetén a törzs hátrafelé hajlik (ha az alsó végtag rögzített), vagy a láb hajlik hátra a törzs mozdulatlansága esetén. Mindketten a kistomporon tapadnak.

A középső farizom (musculus gluteus medius) elsődleges funkciója a láb hajlítása és a befelé rotáció. A csípőlapáton ered és a nagytompor külső felszínén tapad.

A combpólyát feszítő izom (musculus tensor fascia latae) a középső farizom mellett ered a csípőn, majd a nagytomporon keresztül a sípcsont bűtykén tapad. Feladata a csípő hajlítása, befelé rotáció és a csípőízület közelítése (adductio).

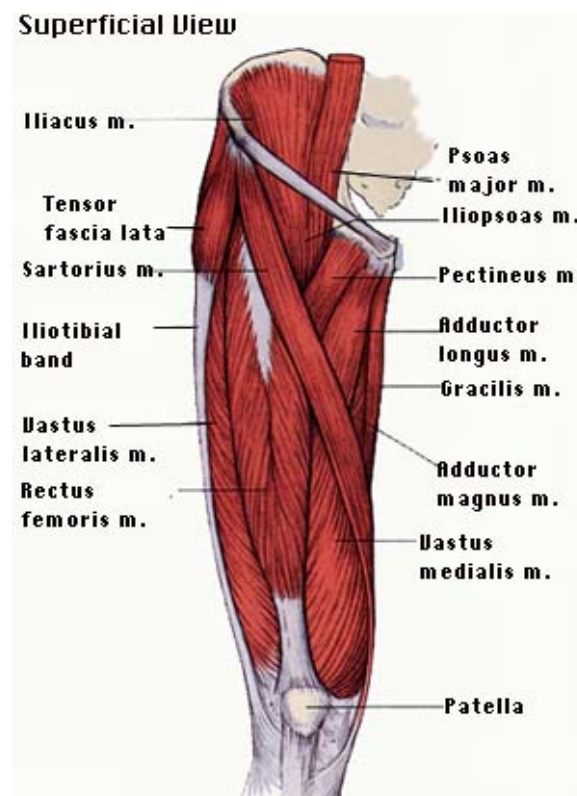
A hosszú combközelítő izom (musculus adductor longus) feladata elsősorban a comb közelítése és a csípő hajlítása.

A négyfejű combizom (musculus quadriceps femoris) – ahogy neve is mutatja – négy részből áll. Nagy tömegű, erős izom, a femur nagy részét beborítja előlről.

A fejek más-más helyről erednek, de együtt inasan tapadnak a térdkalácson, majd onnan folytatódva a térd inaként a sípcsont felső részén rögzülnek. Az egyenes combizom (musculus rectus femoris) a csípőn ered, a belső vaskosizom (musculus vastus medialis) a combcsont belső oldalán, a középső vaskosizom (musculus rectus intermedius) a comb elülső felszínén, míg a külső vaskosizom (musculus rectus lateralis) a csont külső felén. Rögzített csípő mellett a térdet feszítik, de a guggolás közbeni egyensúly megtartásában is nagy a szerepük. Az egyenes combizom a csípőt is hajlítja.

I.4. A térd

Feljebb már említettem, de itt részletesebben foglalkozom a femur-tibia kapcsolatával, vagyis a térdízülettel. A femur porccal borított condylusai a sípcsont felső részén lévő (ugyancsak porcós felszínű) mélyedésekbe, a meniscusokba illeszkednek. E csuklóízület stabilitását is szalagok biztosítják, de a meniscusok peremükkel ugyancsak akadályozzák a femur distális végének kimozdulását eredeti helyéről. A meniscusok továbbá teherelosztó feladatot is ellátnak, ez a femur és tibia végeinek kevésbé illeszkedő alakja miatt jelentős.



I.7. ábra: A comb főbb izmai (előlnézet)

A ligamentum collaterale laterale, mely a femur laterális condylusának külső oldalán ered és a szárkapocs csont proximális végének külső oldalán tapad, valamint a mediális condyluson eredő és a sípcsont belsőoldalán tapadó ligamentum collaterale mediale az ízület hajlításra bekövetkező felnyílását akadályozza meg. Ha ezek sérülnek, a kapcsolat meglazul. A négyfejű combizom inai biztosítja a térdkalács stabil helyzetét.

A meniscusok között elhelyezkedő keresztszalagok a combcsont szagittális síkban történő előre-hátra csúszását akadályozzák meg (a rögzített sípcsonthoz képest). Az elülső keresztszalag (ligamentum cruciatum anterior) a hátra, a hátsó keresztszalag (ligamentum cruciatum posterior) pedig az előre történő csúszás ellen véd. Ha ezek közül valamelyik elszakad, bekövetkezik a csontok túlzott mértékű elmozdulása, amit asztalfiók tünetnek nevezünk.

Ezek alapján is lehet látni, hogy a femur modellezése nem egyszerű. Még ha ismerjük is a csípőízületi kapcsolati erők pontos helyét és nagyságát, akkor is ott vannak az izmok és szalagok. Az ezekben ébredő erők a mozgások során folyamatosan változnak. További probléma a peremfeltételek megadása. Például a térd forgástengelye a láb hajlítása során folyamatosan változik, emellett még számolni kell azzal is, hogy a szalagok és izmok csak húzás felvételére alkalmasak. Így ezeket olyan rugalmas megtámasztásnak kellene felvenni, melyekben csak húzóerő ébredhet.

Természetesen minden izom és ízület figyelembe vétele óriási számítási kapacitást igényelne és nem feltétlenül lenne haszna, így ennek tudatában kell meghatározni a modell jellemzőit.

I.5. A csontmechanika fejlődése

Ebben a részben közlök néhány fontos eredményt a csontmechanika történelméből, melyek a mai kutatásoknak is az alapját képezik.

A szivacsos állomány első megfigyelőjének Bourgety-t tartják, anatómiai könyvében bemutatja a csontok szerkezetét, keresztmetszeti ábrákat is közöl [3]. Azt, hogy a természet a maximális szilárdságot a legkevesebb anyagi ráfordítással éri el, nemcsak ő, hanem már Bell is megfogalmazta (1834) [3]. A következő nagy előrelépés G. H. Meyer anatómus, és a mérnök Culmann együttműködésének tulajdonítható. Meyer szerint a Culmann-daru (egy csonthoz hasonlító rúd) terhelésekor kialakuló trajektória vonalak elrendeződése nagyon hasonlít a combcsont epifízisében megfigyelhető szivacsos állomány szerkezetéhez.

A csontszövet átrendeződésének törvénye J. Wolff nevéhez fűződik. Ő is a Culmann-daru trajektóriáinak elrendeződését vizsgálta, és megállapította, hogy

az erővonalak sűrűsége kapcsolatban van a combcsontban a megfelelő helyen lévő csontszövet fajtájával. Ott ahol nagy feszültség ébred és sűrűn vannak az erővonalak, tömör csontszövet van jelen. Ahol az erővonal sűrűség kisebb, ott szivacsos állomány alakul ki. Azokon a helyeken ahol egyáltalán nincs erővonal, velőüreg van.

Wolff elmélete ellen több kifogást is emeltek, például azt, hogy az izmok hatása miatt a csontra húzó erők is hatnak, de a lineárisan rugalmas, homogén, izotrop anyag feltételezését is érték kritikák. Az elmélet helyességét sokáig sikertelenül próbálták bizonyítani, a XX. század elejéig inkább csak elméleti megfontolásokra korlátozódtak a próbálkozások. Koch (1917), Jansen (1920), Carey (1929), Murray (1936) és még számos kutató kísérletek eredményeit felhasználva igyekeztek Wolff mellett kiállni.

Hayest és Snydert tekintik a vita lezárójának. Tanulmányuk – melyben a szövetszerkezet és a számolt feszültségek közötti összefüggést keresték – jó eredményeket szolgáltatott, sikerült egyezéseket kimutatni a számolt és mért eredmények között [3]. A trajektóriáknak megfelelő szövetszerkezetet tehát bizonyítottnak tekintették, viszont a Wolff által felírt matematikai törvényeket, amelyek szerinte az átrendeződési folyamatokat irányítják, ők is elvetették.

A XIX. század második felében kezdték el komolyan vizsgálni a csontok anyagjellemzőit. Mindenképp említésre méltó Rauber munkája, aki a tömör- és szivacsos állomány vizsgálatát készítette el húzásra, nyomásra, csavarásra és nyírásra, mindezt saját készítésű próbatesteken [3] (1847). Megfigyelte a csont anizotrop viselkedését, továbbá a szilárdságot befolyásoló egyéb tényezőket (hőmérséklet, nedvességtartalom), valamint a tartós teher hatásával is foglalkozott.

Messerer egész csontok vizsgálatát elemezte [3], speciális berendezésével a csontokat húzó, nyomó, hajlító és csavaró igénybevételeknek vetette alá, és csontok törékmenetelét tanulmányozta. A csontok szilárdságának nemtől és kortól való függését is megfigyelte.

Kezdetben a vizsgálatok nagy része csak a csont mechanikai jellemzőinek meghatározására korlátozódott, az egyéb hatásokat (nem, kor, topográfia, betegségek) kevésbé kutatták, de a protézisek növekvő számú alkalmazása és az általuk okozott szerkezeti változások a *csontban a biológiai és mechanikai tulajdonságok illetve a köztük lévő összefüggések* jobb megértését igényelték. A Rauber által megfogalmazott tényt, vagyis, hogy a csont anizotrop, Fukada és Yasuda 1957-ben bizonyította [3]. Lang szarvasmarmarha combcsonton végzett ultrahangos kísérletei alapján arra jutott, hogy a csont keresztirányban izotrop

[3]. A keresztirányú izotrop modellt Reilly és Burstein emberi combcsontra is hitelesítette [3].

Van Buskirk és Ashman az anizotrop csontot ortotrop modellel közelítették [3] (1981), Ashman és társai 1984-ben pedig bebizonyították, hogy a csont inhomogén [3].

II. Fejezet

II. 1. A végeselemmódszer használatának története az ortopédiában

Ebben a fejezetben szeretném bemutatni a végeselemmódszer fejlődésének témámhoz kapcsolódó részeit, a kutatástechnika és a vizsgált területek változását.

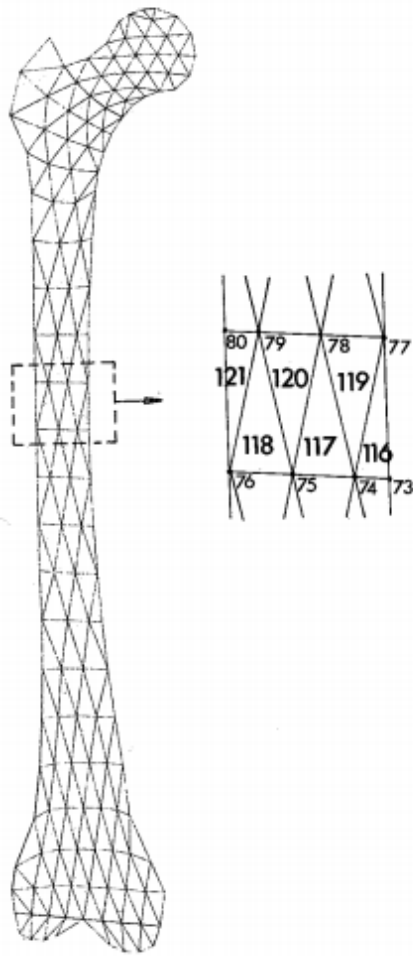
A végeselemmódszer ortopédiai használatának ötlete Brekelmanshoz köthető [4]. Társaival együtt 1972-ben publikált cikkük a módszer ortopédiai használhatóságát mutatja be. Megjegyzem, hogy ennek és az első munkáknak a célja a módszer lehetőségeinek bemutatása volt, nem egy konkrét problémára irányultak. Egy kétdimenziós emberi combcsont modellt alkottak meg (*II.1. ábra*), amit háromszög elemekkel hálózta be. Ezen vizsgáltak többféle terhelési esetet és elemezték ezeknek eredményeit.

Rybicky és társai a femurban keletkező feszültségeket és az izmok hatását vizsgálták, továbbá összehasonlították a különböző elemek használatával kapott eredményeket [5]. Arra jutottak, hogy a gerenda elemek a szárban megfelelő eredményeket adnak, viszont a femur proximális végein, illetve az izmok csatlakozási helyein nem megfelelő ezeknek a használata, ott kontinuum elemek szükségesek.

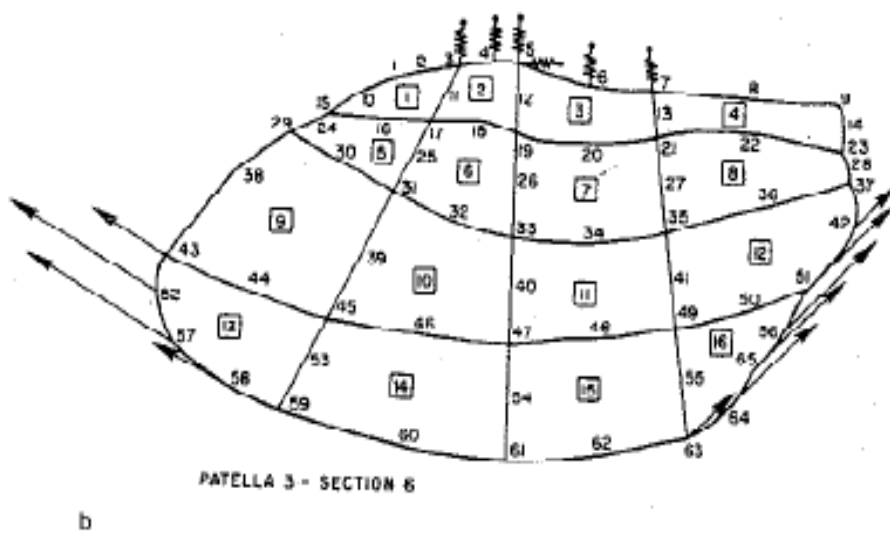
Brown és Ferguson [7] [8] (1978, 1980) létrehozott egy 2 dimenziós modellt a femur fejről. Ennek segítségével vizsgálták varus illetve valgus (a test tengelye felé, vagy attól kifelé) irányú deformációk és a szivacsos állomány inhomogenitásának hatását a feszültségek eloszlására. Ezt a modellt később továbbfejlesztették az egész proximális végre, és tanulmányozták a csontelhalás következtében a szivacsos állományban bekövetkező deformációk hatását.

Hayes és társai [6] (1979, 1982) ugyancsak egy 2D modellt használtak. Ők egy térdkalács szivacsos állományának szövetszerkezetét és a feszültségek eloszlását vizsgálták, figyelembe véve Wolff törvényét (a szivacsos állományt ők is kontinuumként modellezték). Megerősítették, hogy a gerendácskák a főfeszültségeknek megfelelően rendeződnek el, továbbá megállapították, hogy a szivacsos állomány anizotropiája figyelmen kívül hagyható, ha az inhomogenitás megfelelően figyelembe van véve (*II.2. ábra*).

Williams és Lewis [6] 1982-ben a kontinuumként kezelt szivacsos állomány rugalmas állandóit határozta meg, figyelembe véve annak nem folytonos szerkezeti jellegét és egyéb tulajdonságait. Eredményeiket kísérleti adatokkal is alátámasztották.



II.1. ábra: Brekelmans háromszögelemekből (936 db) álló modellje [4].



II.2. ábra: Hayes 16 db 8 csomópontú izoparametrikus négyszögelemekből álló hálója, a megtámasztási viszonyokkal [6].

A femuron kívül más csontok vizsgálatában is hasznos segítségnek bizonyult a végelelemes technika. Ugyancsak 2D modellt alkalmaztak például Chand és társai [6] (1976) a combcsont-sípcsont rugalmas kapcsolatának problémáját vizsgálva. Valenta és társai [6] (1981) a combcsont-sípcsont, illetve a femur-patella kapcsolatát vizsgálták.

Hayes társaival [6] a felső tibia teherátadó mechanizmusának elemzését tűzte ki célul, valamint céljuk volt a teherközvetítő funkció és a csont szerkezete közötti összefüggés bizonyítása. A sípcsont felső szakaszára készített modelljük tengelyszimmetrikus, elemzésének érdekessége, hogy a használt gyűrűelemek elmozdulás- és tehermezőjét Fourier-sorokkal közelítették, míg az eredményt ezen sorok lineáris kombinációja adja, így a 2D számítások végül 3D jellegű eredményt szolgáltatnak. Ezzel az eljárással (ha a geometria és az anyagjellemzők tekintetében jó közelítés a tengelyszimmetrikus modell) számítási időt lehet megtakarítani.

Nem sokkal ezután elkezdtek megjelenni a háromdimenziós femur modellek is, melyek használatát több, 2D modellel nehezen vagy egyáltalán nem megoldható probléma (pl. a fej szivacsos állományában jelentkező elváltozások hatása) indokolta. Fenti publikációkkal kapcsolatban meg kell jegyezni, hogy kevés szerző vizsgálta modelljéből származó eredményeinek helyességét kísérleti tesztekkel.

Scholten [3] (1975) modellje az akkori lehetőségekhez képest nagyon kifinomult volt, 10000 szabadságfokkal rendelkezett.

Valliappan és társai [3] (1977) által készített modellen megkülönböztették a tömör- és a szivacsos csontállományt, eredményeiket korábbi modelleken lefuttatott, illetve in vitro tesztek eredményeivel hasonlították össze. Harris és társai (1978) [6] is 3 dimenziós modellt készítettek.

Huiskes 1981-es cikkében a combcsont modellezési lehetőségeivel foglalkozott [9]. Megállapította, hogy a csont inhomogenitását és anizotropiáját a csont, mint szerkezet analízisének csak akkor kell figyelembe venni, ha az az eredményeket jelentősen befolyásolja. Egy női combcsont páron végzett kísérlete alapján arra jutott, hogy a femur szára jó közelítéssel lineárisan rugalmas, homogén, keresztirányban izotropnak tekinthető. A tömör csontállomány csavarás nélküli vizsgálatánál, ha a feszültségekre vagyunk kíváncsiak, akkor az izotropia feltételezése is megfelelő. Ugyancsak Huiskes egyik vizsgálatához készített egy körszimmetrikus elemekből álló csípőízületi protézist [6], illetve a femur fej protézisének is megalkotta körszimmetrikus elemekből álló modelljét.

Tarr modelljében [6] 898 db 8 csomópontos térbeli kvadrátikus elemet használt a combcsont proximális végének, és a benne lévő protézisnek vizsgálatához. Anyagmodellje lineárisan rugalmas, homogén izotrop volt (1982), eredményeit kísérletekkel is összevetette.

Rohlmann [10] (1983) 20 csomópontú elemeket használt, nem csak a csont végét és a protézist, hanem az egész combcsontot modellezte. Egy epoxi gyantába balzsamozott egész femurt 38 db szeletre szeleteltek, és azokról készült röntgenfelvételek alapján építették fel elméleti modelljüket, mely 3663 elemet tartalmazott. Anyagmodellje lineárisan rugalmas, homogén, keresztirányban izotrop volt. A kapcsolatot a különböző anyagok között tökéletesnek feltételezték.

Hart [3] (1984) modelljében megpróbálta követni az anyagok feszültség hatására bekövetkező változását. Végelemei a helyi alakváltozások függvényében geometriájukat és bizonyos tulajdonságaikat meg tudják változtatni.

A végelelemmódszer használatának másik nagy területe a törések, törésrögzítések, mesterséges ízületek illetve végtagok vizsgálata. A csont és ízületi felszínek mesterséges anyagokkal való érintkezése is elemzések tárgya. Már maga a modellezés is nehéz, hiszen problémát jelent a különböző anyagok kapcsolódása, a geometria bonyolultsága és különbözősége, az anyagok jellemzői, a páciensek eltérő biomechanikai tulajdonságai, valamint a peremfeltételek és a sokféle terhelési eset meghatározása.

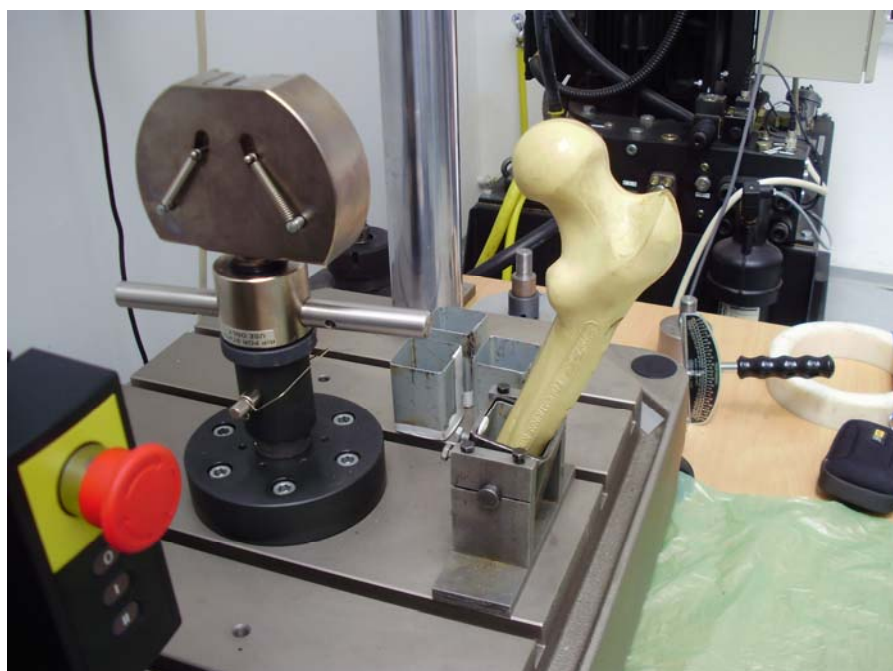
A legelső vizsgálatok a törések rögzítésére vonatkoztak, arra, hogy hogyan lehet az eltört végtagot a legoptimálisabban és legbiztonságosabban rögzíteni gyors és szövődménymentes gyógyulást elérve. Mivel a rögzítéshez használt eszközök (csavarok, szegecsek) nagyban befolyásolják a gyógyulást, gyengíthetik a csontot, sőt akár csontitkulást vagy a csontszövet nem megfelelő átrendeződése következtében a csontszövet roskadását is okozhatják, ezért ezek anyagának, méretének, alakjának és elhelyezésének megválasztása összetett probléma, amivel napjainkban is folyamatosan foglalkoznak.

Bagi István [1] doktori értekezésében például szintén ezt elemzi. Egy kutató csoport tagjaként törések stabilitását vizsgálta, a csavarszár geometriájának (menetprofil, menetemelkedés, kanüláltság) és a csavar elhelyezkedésének hatását a combnyaktörés rögzítésének stabilitására végelelemes analízis segítségével elemezte. Foglalkozott a súrlódás hatásának jelentőségével, továbbá a modell összetettségének az eredmények pontosságára gyakorolt hatásával is. Végelelemes modelljében a kemény csontszövet mellett a szivacsos állományt is figyelembe vette. A vizsgálatokat többféle terhelési esetre is megismételte, majd ezeket korábbi laboratóriumi vizsgálatok eredményeivel vetette össze.

A számítógépes analízis mellett olyan gyakorlati dolgokkal is foglalkozott, mint például célzókészülék fejlesztése a csavarok pontosabb és gyorsabb behelyezésére (II.3. ábra). Az elméleti számítások ellenőrzése kísérleti eredményekkel mindenképp szükséges, az in vitro kísérleteknél azonban különösen fontos, hogy minél jobban közelítsék azok is az élettani feltételeket, ezért Bagi egy új befogó készüléket is készített, hogy a combcsont befogása minél jobban közelítse az anatómiai helyzetnek megfelelőt (II.4. ábra).



II.3. ábra: Bagi célzó készüléke a csavar behelyezés pontosságának és gyorsaságának növeléséért [1].

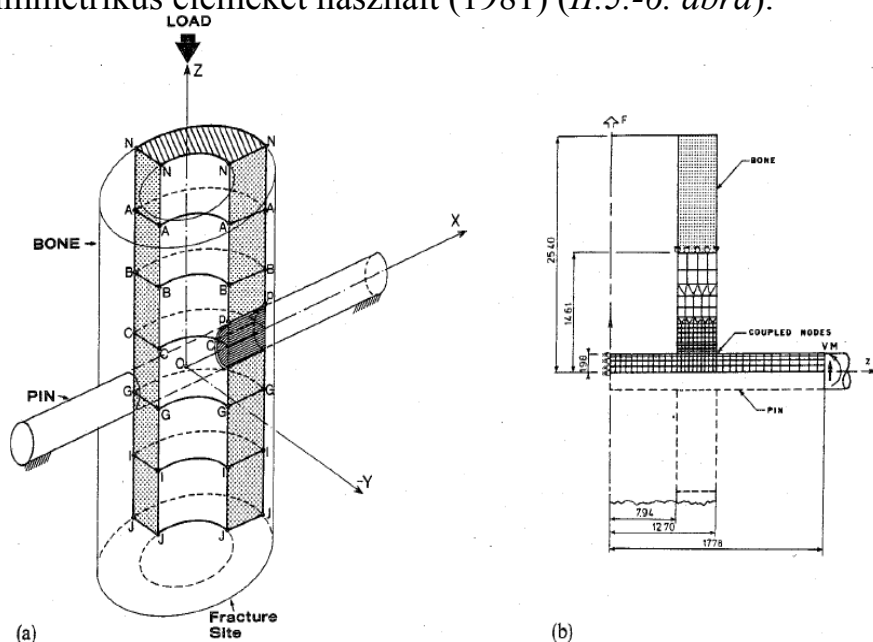


II.4. ábra: Bagi kísérletekhez fejlesztett befogó készüléke [1].

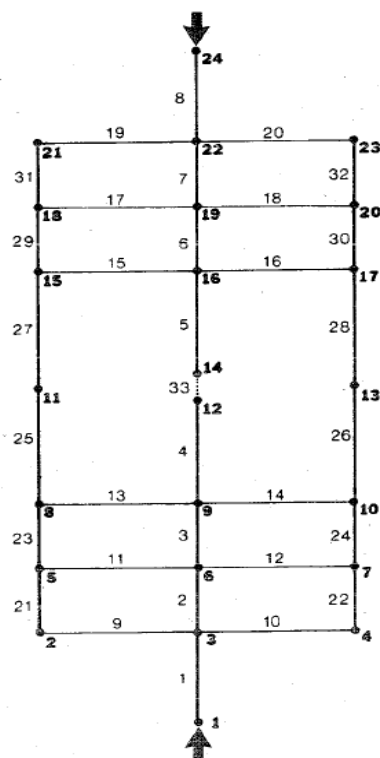
A törések rögzítése mellett egyre nagyobb hangsúlyt kapott a törést megelőző állapotok vizsgálata, a törés miatt veszélyes tevékenységek és az általuk kialakult feszültségállapot. A csont és az implantátumok viselkedése a folyamatos fárasztó terhekre is különösen fontos a beültetni kívánt anyag megválasztásánál. A csontelhalás és a csontépülés jelenségének megértése is jelentős feladat. A csontban, vagy akár az implantátumokban keletkező mikrorepedések (mint a csontelhalás, csontépülés és a mesterséges ízületek tönkremenetele lehetséges elindítóinak) vizsgálata is szükséges. A következőkben néhány kutatót és munkáikat sorolom fel, közülük párat részletesebben is ismertetek, míg a többit csak megemlítem.

A törés után rögzített csont 1D, 2D és 3D modelljeiből kapott eredményeket hasonlította össze Simon [6] és kutató csoportja 1977-ben. Megállapították, hogy a legrészletesebb eredményt a háromdimenziós adja, de a másik kettő is használható, és összehasonlítható adatokat szolgáltatott más-más szempontból. 1977-ben Woo és társai [6] a csontépülés jelenségét kutatták, kapott eredményeiket állatkísérletekből származó adatokkal vetették össze.

Chao [6] és An külső törést rögzítő keretszerkezetek merevségét becsülte több anyag, és többféle geometria vizsgálatával (II.6. ábra) (1982). Ehhez 3D gerenda elemeket használtak. Azokon a helyeken, ahol ezek a rögzítő szerkezetek a csonthoz kapcsolódnak, általában igen magas feszültségek keletkeznek, ezért ezeken a területeken megvan a veszélye a csont sérülésének. Az itt keletkező feszültségeket lokális, 3D elemeket tartalmazó modell segítségével becsülte Chao és Malluege [6], míg Criven társaival [6] tengelyszimmetrikus elemeket használt (1981) (II.5.-6. ábra).



II.5.ábra: (a) A csont és a külső rögzítő szerkezet csatlakozásának 3D modellje alul a töréssel. Ezen vizsgálták a csontban és a szerkezeti elemekben keletkező feszültségeket [6]. (b) A kapcsolat tengelyszimmetrikus modellje [6]. A 3D modellt viszonyítási alapnak használták a tengelyszimmetrikus mellett. A külső terhek a globális modellből kerültek felhasználásra.



II.6. ábra: A törött csont és rögzítő szerkezetének gerenda modellje. A modell 32 db gerenda elemből áll, a törés a 12. és 14. csomópont között látható a 33-as számú speciális elemmel modellezve [6].

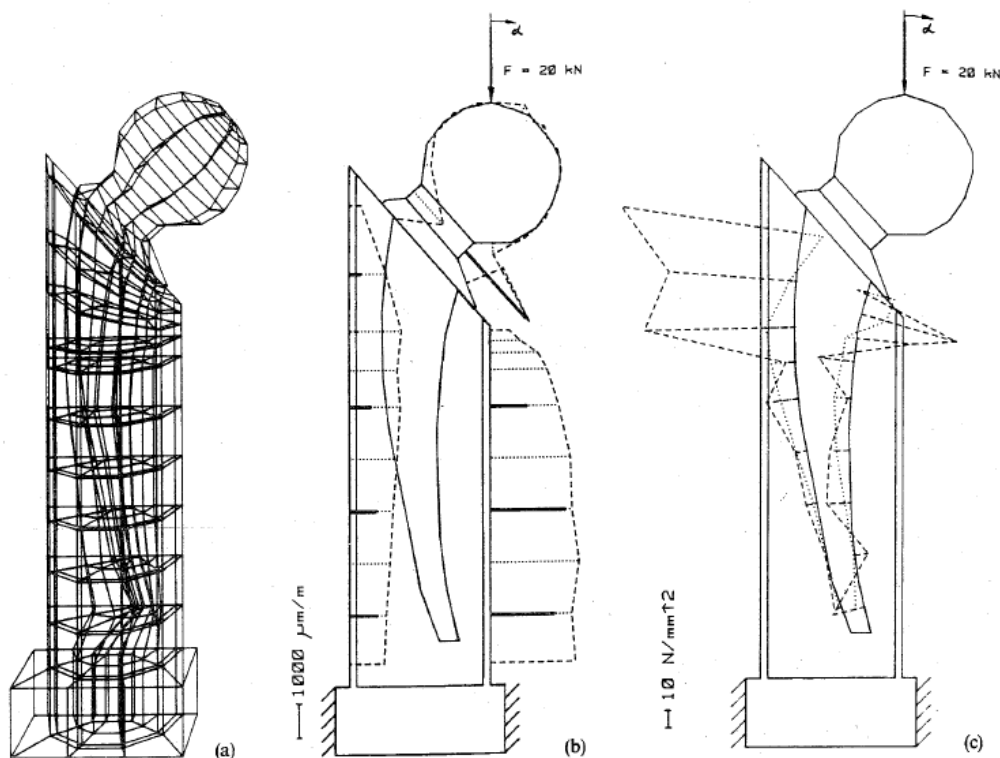
A teljes csípőízületi protézis vizsgálatát is számos kutatócsoport végezte el. 2D modellt használtak Andriacchi és társai [6] (1976), Kwak és társai (1979), Skinner és társai (1982) és még mások is, akiket nem említek. McNeice és társai [6] 2D kompozit modelljét 1976-ben publikálták. Ezeknek a vizsgálatoknak az eredményei számszerűen nehezen hasonlíthatók össze, ez a geometria és a terhek sokféleségének köszönhető. A tengelyszimmetrikus modellek itt is megjelentek, 3D tengelyszimmetrikus modellt hozott létre Bartel és Ulsoy [6] 1975-ben, de Huiskes és társai [6] is készítettek egyet (1978).

Az addigi homogén, izotrop, lineárisan rugalmas feltevéshez képest nagy előrelépés volt a szivacsos állomány inhomogenitásának figyelembe vétele. Roerhle és társai [6], valamint Scholten és társai [6] (1977, 1978) ezt az inhomogenitást vették figyelembe kísérleti adatokra támaszkodva.

A kemény csontszövet anizotropiájával Valliappan és társai (1980) [6], illetve Vichnin és Batterman (1982) [6] számoltak először.

Rohlmann és társai publikáltak egy tanulmányt, melyben egy teljes csípőízületi protézis 3D modelljének pontosságát vizsgálják egy laboratóriumban végzett kísérlet sorozat eredményeinek segítségével (a fizikai modellen nyúlásokat mértek, lásd [6]). A protézist akril cementtel rögzítették egy fém csőbe. E modell alapján formázták meg vége-selemes modelljüket.

Az eredményeket más analízisekből származó adatokkal is összehasonlították. Annak ellenére, hogy a kapott eredmények többé-kevésbé megegyeztek még a belső oldalon is, ahol markáns feszültségekre számítottak, jelentős eltérések adódtak a kísérleti és az elméleti modellből kapott eredmények között több helyen is, például a külső oldalon (akár 100%-os is) (II.7. ábra). Ők ezeket az eltéréseket a kísérleti modell különböző anyagainak felülete között bekövetkező csúszásoknak tulajdonították, és nem az elméleti modell hibájának.



II.7. ábra: (a) Rohlmann teljes csípőizületi protézist reprezentáló végesselemes modellje, a hálózat 232 elemből áll, látható a cső a benne lévő protézis és a körülötte lévő akril cement. (b) A hosszirányú nyúlások összehasonlítása a végesselemes analízisből (szaggatott vonal) és a laboratóriumi modellből (folytonos vonalból az oszlopok). A nyúlásokat a csővön mérték. (c) A cement-protézis felületen lévő normál feszültségek a végesselemes modellből a cementben (pontvonal) és a protézisben (szaggatott vonal) [6].

Jobban értékelhető eredményeket hozó kutatást publikált Svenson társaival [6] (1980). A kísérleti összeállítás elvben megegyezett a fentebb említettel, viszont ők nem a csőre, hanem a protézisre helyezték a nyúlásmérőket. Az általuk használt háló sűrűsége kisebb volt, mint Rohlmannéké (167 elemes), azonban elemeik több csomóponttal rendelkeztek. A laboratóriumban kapott feszültségek értékeit összehasonlították az elméleti számításokkal a protézis-cement felületén, mind merev, mind csúszást megengedő feltételekkel. A merev feltételezéssel nem kaptak megfelelő eredményeket, de a második eset jó közelítésnek bizonyult. Munkájuk megerősítette a mások által is közölt tény, hogy a felületek elcsúszása nincs jelentős hatással a feszültségekre.

A csípőízületi vápa feszültségének vizsgálata később keltett érdeklődést, valószínűleg (a combfejhez képest) kisebb számú tönkremenetel, kilazulás miatt, továbbá a csípő bonyolult geometriája is akadályt jelentett.

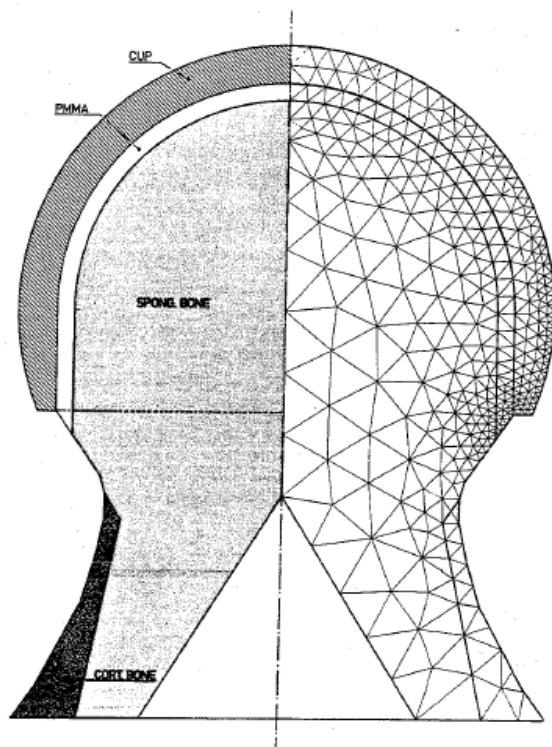
Vasu és társai [6] (1982) 2D modelljükkel a mesterséges ízület beültetése után az ízületi vápa feszültségeloszlásában bekövetkező változásokat vizsgálták. Carter [6] (1982) ugyanazt a modellt használva az akril cement vastagságának és a műanyag protézisre helyezett fém burkolat hatásával foglalkozott. Ugyanebben az évben Pedersen [6] is vizsgálta a fémborítást (ún. „metal backing”), 3D terhelés- és feszültségmezőt figyelembe véve tengelyszimmetrikus modelljében. Nincs bizonyítva, hogy ezek a modellek a csípőízület bonyolult szerkezetét megfelelően reprezentálják, valószínűleg a tengelyszimmetrikus feltételezés jobb közelítést ad a 2D-nál. Mindkét tanulmányból látszanak azonban a metal backing előnyei. A 3D modellek ezen a téren is megjelentek, bár a hálózás sűrűségével voltak problémák. Oonishi [6] (1981) valamint Goel és társai [6] (1981) is készítettek csípőízületi modellt.

A csípőízületi protéziseknél mindenképpen meg kell említeni a „felületi protézis” technikáját. Ennél a módszernél a combfejre egy fém csészét helyeznek, ami az ízületi felszínt helyettesíti. Előnye az eljárásnak, hogy alkalmazásakor viszonylag kevés csontszövetet kell eltávolítani, szemben a teljes protézis beépítésével. Meg kell jegyezni, hogy viszonylag magas volt a bekövetkezett hibák száma. Ennek az eljárásnak elemzésére is születtek végeselemes modellek.

Shybut (1980) [6] 2D modellt használt kutatásához, míg Huiskes és Heck [6] (1981) tengelyszimmetrikus modellt alkalmazott 3D feszültség- és terhelésmezővel. Huiskes modelljén (*II.8. ábra*) jól látható a szerkezet és a fém csésze egysége. A modellek nagy vonalakban hasonló eredményeket szolgáltatnak, ám vannak eltérések. Ezek származhatnak a geometriai, terhelési különbségekből, de a modellek egyéb tulajdonságaiból is.

Huiskes társaival vizsgálta a felületi protézisek tönkremenetelének okát [3].

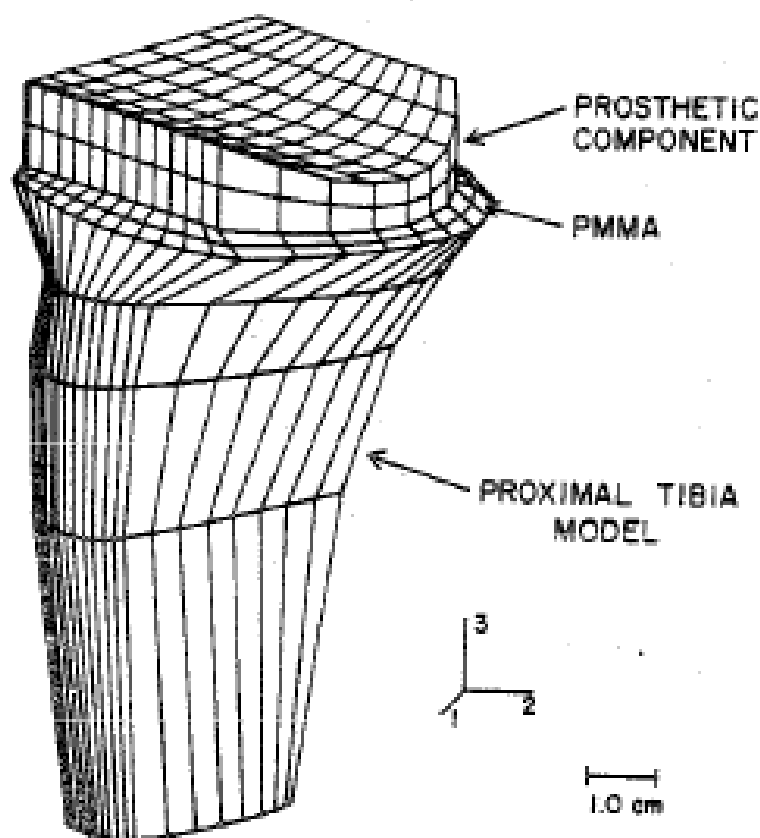
Nem csak a csípővel, hanem a térddel kapcsolatban is sok munka született, a 70-es években vált gyakorivá ezen a téren is a végeselemes analízis. A legnagyobb figyelmet a protézis sípcsonti részének rögzítése kapta, ugyanis ez volt a legtöbb probléma forrása. Roehrle és társai [6] a protézisek combcsonti és sípcsonti rögzítésével foglalkoztak 3D modelleket használva (1982). Campen és társai (1979), valamint Croon és társai (1982) tengelyszimmetrikus feltételezéssel, 3D terheket használva csak a sípcsonti rész rögzítését elemezték [6]. 2D modelleket használt Lewis (1977), Hayes (1978) továbbá Vichnin és társai (1979) [6].



II.8. ábra: Huiskes és Heck felületi protézis modellje. A nyak és a fej tengelyszimmetrikusnak tekintett, a terhelés 3D. A hálózatot 636 db 6 csomópontú tengelyszimmetrikus gyűrű elem alkotja. Érdekes megfigyelni a háló sűrűségének növekedését a fém csésze karimájánál[6].

Askew és Lewis [6] (1981) kiterjedt elemzést folytattak, figyelembe vették a szivacsos állomány inhomogenitását és anizotropiáját is. Ők is arra a következtetésre jutottak, amire Hayes és társai (1979, 1982), vagyis, hogy az anizotropia hatása elhanyagolható, ha az inhomogenitás megfelelően van figyelembe véve. Pissinou és Brook [6] (1980) a protéziseknek mind a femurhoz, mind a tibiához kapcsolódó részét vizsgálták, különös tekintettel a kapcsolatnál keletkező feszültségekre. Shrivastava társaival [6] tengelyszimmetrikus modelljén vizsgálta a tibiális protézis rész rögzítését (1980), míg Murase és társai ugyancsak tengelyszimmetriát feltételezve 3D terheléssel dolgoztak, több terhelési esetet és geometriát is megvizsgáltak [6] (1983). Chao és társai (1977) [6], nem sokkal utána Bartel és társai [6], (1982) valamint Lewis és társai is (1982) 3D modelleken dolgoztak [6]. Lewis és társai is figyelembe vették az inhomogenitást, modelljük a II.9. ábrán látható. Murase-hoz (1983) hasonlóan többféle geometriát és terhelést is megvizsgáltak.

Hori és társai [6] (1982) elemezték a térdprotézis sípcsonti eleme és a csont közé helyezett puha szövetrétegnek a lokális feszültség eloszlásra és a rögzítési szilárdságra gyakorolt hatását. Nemlineáris analíziséből azt a következtetést vonták le, hogy ez a réteg nem elhanyagolható hatást gyakorol a protézis és a csont között fellépő nyírófeszültségekre.



II.9. ábra: Lewis és társainak 3D végelelemes modellje (1982). A háló 768 db 8 csomópontos elemet tartalmaz [6].

Ezekről a munkákról is elmondható (mint a csípőízületről készületekről is), hogy számszerű egyezés alig mutatható ki a különböző vizsgálatoknál. Vannak munkák, amiknek eredményei – ha nem is számszerűen – de nagyvonalakban hasonlóak, míg sok olyan is van, amiről ez se mondható el.

Mindegyik modellnek megvolt a maga előnye, de hátrányai is, tehát nem lehet egyértelműen kijelenteni, hogy a 3D, vagy a tengelyszimmetrikus modellek voltak hasznosabbak.

Ritkábban mint a csípő- illetve vállízületi protézisekkel, de lehet találkozni kéz protézisekkel is. Huiskes és társai [6] (1980) tengelyszimmetrikus modelljükkel 3D terhelés mellett, ujj ízületi protézis csontvelőüregben belüli rögzítését vizsgálták. Eredményeiket összevetették egy ehhez kapcsolódó állatkísérleti munkával, mely alapján néhány egyezést véltek felfedezni a kísérleti és az elméleti eredmények között.

A protézisekkel kapcsolatos problémák (kilazulások, csontelhalás stb.) miatt több vizsgálat is készült annak céljából, hogy az optimális rögzítési módot megtalálják. Végelelemes analízissel elemezték nem csak a csontvelő üregben

történő protézisrögzítést, hanem a corticalis állomány alkalmasságát a protézisek fixálására. Chao [6] (1980) egy különleges kerámia anyagú váll protézis corticalis állományban történő rögzítését elemezte a végeelem módszer segítségével. A csontvelőüregben történő rögzítés optimalizálására Huiskes és Chao [6] (1983) tengelyszimmetrikus végeelemes modellt használt 3 dimenziós terhekkel.

A végeelem módszer ortopédiai felhasználásának elején a lágy szövetek vizsgálata leginkább az ízületi porcokra és a gerinc porckorongjaira korlátozódott.

Belytschko és társai [6] 1974-ben elkészítettek egy tengelyszimmetrikus modellt lineárisan rugalmas és izotrop anyagot feltételezve, Kulak és társai [6] (1976) azonban már a porckorong gyűrű alakú részének nem lineáris tulajdonságait is figyelembe vették.

A Lin és társai [6] által készített 3D modellt anyagjellemzők meghatározására használták, kísérleti eredmények és saját elméleti modelljükből kapott eredmények összevetésével. Spilker [6] (1980) egyszerűsített tengelyszimmetrikus modelljével a geometria és az anyagi tulajdonságok hatásának jelentőségét kereste.

Az ízületi porc végeelemes vizsgálata kétfázisú tulajdonságai és összetett szerkezete miatt nem egyszerű feladat. Roth és Mow [6] (1977) végeelemes analízis segítségével igyekeztek meghatározni a porc szilárd alkotójának az ízület rugalmasságában betöltött szerepét. További kutatási terület az ízületek súrlódásmentes mozgása, valamint hamar elkezdődtek a funkció és tulajdonságok közötti kapcsolat megismerésére irányuló erőfeszítések.

A mérőeszközök és protézisek fejlődésével lehetőség nyílt olyan in vivo mérésekre, amelyek addig nem voltak kivitelezhetők. A protézisekbe építhető műszerek segítségével már valós adatokat lehetett kapni a csípőízületet, és így a combcsontot terhelő erőkről. Több olyan munka született, melynek során bizonyos tevékenységekkor keletkező ízületi kapcsolati erők nagyságát és irányát mérték. Ennek a különböző modellek értékelésénél van nagy jelentősége, de hasznos a protézisek stabilitására veszélyes tevékenységek kiszűrésénél is. Ezek a kísérletek biztos alapot adnak az elméleti számításokhoz, és minél nagyobb számú, megfelelően elvégzett kísérletünk van, annál nagyobb a valószínűsége a kapott eredmények hitelességének.

Davy és társai 1988-ban egy páciens *csípőízületi protézisébe* ültetett műszerek segítségével a műtét után 31 nappal mérték a hétköznapi tevékenységek során keletkező erőket [11]. Két lábon álláskor az ízületi reakció erő nagysága

egyenlőnek adódott az egész test súlyával, míg egy lábon álláskor annak 2,1-szeresére nőtt. Járáskor az eredő reakció erő nagysága a testsúly 2,6-2,8-szorosa között mozgott, míg lépcsőzéskor 2,6-szorosát mérték. A csúcsértéknél az erő és a nyak által bezárt szög 30 és 35 fok között mozgott. A kutatás alapján (bár megjegyzem, hogy ők csak egy páciensen mérték az erőket, ezért statisztikai adatokkal nem szolgálhattak) lehet látni, hogy körülbelül mekkora erőket kell mindenképp biztonsággal elviselnie a protéziseknek.

Bergmann és társai [12] 1993-ban a *csípőízületi protézisben* keletkező reakció erőket és irányukat, valamint a keletkező nyomatékokat mérték meg telemetrikus műszerek segítségével. Az egyik vizsgált alanyuk mindkét végtagjába protézist ültettek, míg a másiknak csak az egyikbe, ez utóbbi viszont neuropátiában szenvedett. Az első beteg protézisét a műtét után 30 hónapig, míg a másodikt csak 18 hónapig vizsgálták. Az első betegen 1 km/h sebességű járáskor mért erő a testsúly 280%-áról 480%-ra nőtt, ha a sebesség 5 km/h-ra változott. A gyors járás már 550%-ra növelte az erőket. A véletlen egyensúlyvesztés következtében a reakció erők a testsúly 720%-át is elérték. A második páciens esetén 3 km/h sebességű járásnál a testsúly 410%-ának megfelelő erők keletkeztek. Az ő esetében a botlás 870%-ra növelte az ízületi reakció erőket. A maximális erők iránya hasonló volt minden tevékenységnél. A protézisre ható csavaró hatás az első beteg esetén 40,3 Nm míg a második esetén 24 Nm volt.

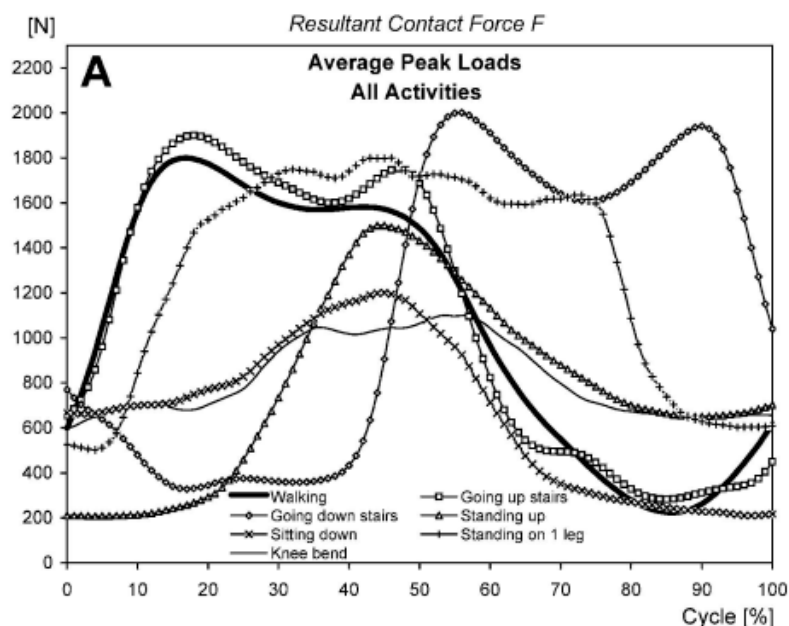
Következő munkájukban [13] (1995) is *csípőízületi protézissel* rendelkező egyénekben vizsgálták a lépcsőzéskor keletkező erőket és nyomatékokat. Megállapították, hogy felfelé történő haladáskor a 3 km/h-s járáshoz képest kb. 10%-al nagyobb reakció erők keletkeznek a csípőnél. Lefelé 20%-os növekedést tapasztaltak. A hajlító nyomatékok értéke is hasonlóan változik, viszont a csavaró igénybevétel a lassú járáshoz képest kétszeresére is megnőtt. A kocogás és az 5 km/h-val történő haladás hasonlóan magas erőket és nyomatékokat eredményez. A protézisek tönkremenetelében nagy szerepe van a csavaró igénybevételeknek, ezt a tervezéskor mindenképp figyelembe kell venni.

Ugyancsak Bergmann vezette azt a kutatást, amiben a *lábbelik hatását* vizsgálják a csípőízületre [14]. Munkájuk eredményeit 1995-ben megjelent cikkükben részletezik. Csípőízületi protézissel rendelkező alanyukon vizsgálták a keletkező ízületi reakció erők változását különböző cipőkben, klumpában, csizmában és mezítláb történő járáskor. Vizsgálták a sarkak hatását is, megkülönböztettek puha, normál és kemény sarkat. A mezítlábas járásnál és kocogásnál adódtak a legkisebbnek a reakciók. Mindenféle cipő hordása növelte ezeket egy kevéssel, viszont a csavaró nyomatékban nagyobb, kb. 50%-os növekedést figyeltek meg a mezítlábas járáshoz képest. A cipők fajtái és a reakciók között nem sikerült kapcsolatot teremteni, biztosan állítják azonban,

hogy a nagyon kemény talpú cipők a legelőnytelenebbek. A vizsgálat alapján a puha saroknak, talpaknak illetve talpbetéteknek nincs igazi előnye, bár a puha sarkú cipőben történő stabil, egyenletes járás csökkenti az ízületek terheit.

1997-es cikkükben a *teherhordás közben fellépő erőkről* számolnak be [15]. Hat alanyon vizsgálták azt, hogy a teher nagysága és a teherhordás módja hogyan befolyásolja a csípőízületi reakciókat. A mért erőket összehasonlították az elméleti modelljükből számítottakkal. Az eredmények megfelelőek voltak, csak a mindkét lábában protézissel rendelkező egyénnél voltak a mértnél valamivel alacsonyabbak a számított értékek. Az egyoldali teher az azonos oldalon lévő ízületben alig változtatja a reakció erőt, míg a másik oldalon jelentős növekedés tapasztalható. A testsúly 25%-ának megfelelő súly hordása a súllyal ellentétes oldalon kb. 170%-os reakció növekedést eredményez a terhelt oldalhoz képest. Ha ezt a súlyt kétfelé osztjuk, tehát mindkét kezünk terhelve van, akkor mindkét ízületben kisebb növekedést tapasztalhatunk.

2001-ben Bergmann többekkel együttműködve egy nagyobb kutatás eredményeit publikálta [16]. Négy, mesterséges ízülettel rendelkező egyénen vizsgálták a mindennapos tevékenységek hatására fellépő erőket az ízületekben (*II. 10. ábra*). Terjedelmes adattárunk nemcsak ízületi reakciókat, hanem a föld és a láb közötti fellépő erőket is tartalmazza. Az egyéni eredményekből átlagot is számoltak, sőt még bizonyos izmokban keletkező erőket is kiszámoltak. Átlagolt eredményként 4 km/h-ás járásra azt kapták, hogy az *ízületi reakció a testsúlynak kb. 240%-a, egy lábon álláskor sem sokkal kevesebb*. Ez jóval alatta marad az 1993-as cikkben említettnek (3km/h-nál a testsúly 410%-át mérték). A lépcsőn történő lefelé menésre kapott 251%, míg a felfelé történőre kapott 260% már a korábban említettekkel egyező nagyságú. Itt is megállapították, hogy a csavaró hatás nagyon veszélyes az ízület stabilitása szempontjából, továbbá, hogy a lépcsőn lefelé történő menéskor magasabbnak adódnak a csavaró nyomatékok értékei, mint felfelé történő járáskor, vagy sima sétakor. A többi napi tevékenység közben keletkező erők viszonylag kicsik, ezért a normál járás és lépcsőzés vizsgálata a legfontosabb (persze az esések, botlások mint nehezen elkerülhető események, az előbbieknél sokkal nagyobb erőket is okozhatnak).



II. 10. ábra: Bergmann és társai által mért átlagos maximális eredő csípőízületi reakció erők járás, lépcsőn lefelé illetve felfelé haladás, leülés, térdhajlítás, felállás és egy lábon állás esetén [16].

Duda és társainak [17] 1998-as cikke a comb izmainak hatásával foglalkozik. Az izmok hatása már két lábon álláskor is érvényesül, hiszen azok nélkül összeesnének, továbbá az izmok hatása jelentős az ízületi kapcsolati erők szempontjából is. Ennek ellenére nem kell minden egyes izmot figyelembe venni, viszont azokkal, amelyek az ízületi reakció erőket, ezáltal a feszültségek és alakváltozások eloszlását nagymértékben befolyásolják, mindenképpen foglalkozni kell. Végeselemes modelljük segítségével a járás 4 fázisát vizsgálták. Minden izmot figyelembe véve a járási ciklus 45%-ában a csont felületén mérhető maximális alakváltozás $2 \cdot 10^{-3}$ -nak adódott, amit a mérések megerősítettek. Az egyszerűbb modellen számolva ez $3 \cdot 10^{-3}$ -ra jött ki. A femur proximális végén az egyszerűsített, és a minden izmot figyelembe vevő modell között 26%-os különbség volt. Ez a különbség 5 %-ra csökkent, ha az abductorok és az ilio tibialis izmok mellett az adductorokkal is számoltak.

Az izmok csontépülésre gyakorolt hatásával foglalkozik Bitsakos és társainak 2005-ös cikke [18]. A szerzők különféle izomkonfigurációk jelenlétének hatását elemezték a csontépülés szempontjából. Modelljüket CT felvételek alapján állították össze, majd terhelték a különböző izom „összeállításokkal”, sorrendben az egyszerűbbtől haladva az összetettebb felé. Egy alakváltozáson alapuló csontépülési „szabályt” alkalmazva szimulálták a csontban bekövetkező változásokat a beépített mesterséges ízület környezetében. A folyamatot számszerűen a csont ásványi anyag tartalma alapján jellemezték, ezeket a protézis mellett lévő 18 helyen vizsgálták. A 3 összeállításból kapott eredmények között jelentős különbségek voltak, az egyszerűbb esetben a

csontvesztés sokkal hangsúlyosabb volt. Bár a terhelési minták hasonlóak voltak, egyértelműen látszik az izmok csont „megőrző” szerepe tapadási helyeik környékén. Tehát az izmok figyelembe vételének nemcsak a reakcióerők számításánál, hanem a csontépülés szimulációjánál is nagy szerepe van.

Heller és társai (2001) a járáskor és lépcsőzések során fellépő izomerők pontosítását tűzték ki célul, mivel a pontos izomerő adatok bármelyik vizsgálatban szükségesek [19].

Philips és társai [20] (1991) a cementes és cement nélküli protézis-rögzítést elemezték. A vizsgálat célja a cement nélkül rögzített protézissel rendelkező alanyoknál gyakorta bekövetkező heves fájdalmak okának megállapítása volt. Ezeket a fájdalmakat (melyek leginkább lépcsőzések során és felálláskor érződnek) a protézis kilazulásának tulajdonították. A szerzők cementtel és anélkül rögzített protéziseken végzett kísérletek segítségével keresték a magyarázatot. A kísérlet során 3 – ortopédiai gyakorlatban elterjedt – protézis fajtát vizsgáltak. A holttestekből származó, vízszintesen rögzített combcsontokra fokozatosan növekvő nagyságú, függőleges, ciklikus terhelést adtak. A 18 pár csonton végzett kísérletek során összehasonlították a különböző protézis fajtákat, figyelembe véve azt is, hogy melyik oldalon voltak. A kiértékelés során megállapították, hogy statisztikailag nincs jelentős különbség a cementált és a cement nélküli protézisek között, bár a cementesek nagyobb terheknek tudnak ellenállni.

Arbenz és társai [21] 2007-ben magas ismeretlen számú feladatok megoldásának optimalizálását végezték el. A fejlett képfeldolgozó technika az ép csont belső szerkezeti felépítésének, és látszólagos sűrűségének meghatározását egyszerű mérésekkel teszi lehetővé. Ezt a technikát egy megfelelő vége-selemes módszerrel párosítva hasznos információkhoz juthatunk a csont merevségéről, és szilárdságáról illetőleg. A vizsgálat során egy 247 734 272 elemet tartalmazó szivacsos állományt modelleztek.

Schmidt és társai [22] 2008-ban a gerinccsigolyák pillanatnyi forgástengelyének és a csigolyák között átadódó erőnek kapcsolatával foglalkoztak. A forgástengely meghatározásának a különböző mozgás megőrző technikák fejlesztésénél van nagy jelentősége, az ott lévő ízületeknek pedig a teherelosztásban van jelentős szerepe. Kutatásuk során az 4-5-ös ágyéki csigolyák vége-selemes modelljére tettek tengelyirányú, 500 N nagyságú nyomást, valamint 7,5 Nm nagyságú nyomatékokat alkalmaztak mind a három anatómiai fűsíkban. Azt találták, hogy kis nyomatékok esetén a forgástengely a csigolya központjában van, függetlenül a mozgástól. Növekvő nyomaték esetén, hajlításkor a forgásközéppont előre-fele mozdult el, azonban nyújtó mozgáskor hátrafele. Az előbbi esetben az ízületek terheletlenek maradtak, míg az utóbbinál

50 N nagyságú kapcsolati erő lépett fel. A csavaró mozgáskor keletkeztek a legnagyobb, 105 N nagyságú kapcsolati erők.

A végeselemmódszer előbbiektől eltérő alkalmazása például a hőközlés és a különböző áramlások vizsgálata. A hőközlésre példa a protézisek körüli kitöltő anyagban lévő egyenetlen eloszlású hőmérséklet, ami káros hatással lehet a közeli csontszövetre. Huiskes, (1979) valamint Svenson és társai (1981) az egyenetlen hőközlés hatására bekövetkező csontelhalás bekövetkezésének esélyét, illetve a lehetséges megelőzést vizsgálták [3] [3].

Összefoglalásként elmondható, hogy a végeselem módszer az elmúlt éveken fontos része lett az ortopédiának, nem is beszélve a biomechanika egyéb területeiről. Használata elérhetővé tesz olyan vizsgálatokat, amik megjelenéséig nagyon nehezen vagy egyáltalán nem voltak kivitelezhetők.

Érdekes viszont, hogy módszer (ortopédiai) megjelenését követően 10 évvel, sok orvos szerint a mindennapi gyakorlatban egyáltalán nem volt érezhető ennek jelentősége, ahogy Huiskes és Chao (1983) [6] cikkében megemlíti. Ahogy akkor, úgy most is a leginkább gyakorlati problémákkal foglalkozó publikációk ragadják meg a sebészek figyelmét, amiből ők is tudnak profitálni, esetleg szakértelmükkel és tapasztalatukkal javítani is tudnak azon. Sőt, még „munkát” is adhatnak a mérnököknek, olyan problémák megoldását keresve, amivel (munkájuk gyakorlatiassága miatt) csak ők kerülnek szembe.

Sok esetben a végeselemes analízis klinikai kutatásokban kerül használatra, például egy protézis fejlesztése, vagy egy újfajta törés rögzítés során. Ennek az együttműködésnek a hatása egy gyakorlatban is megvalósuló eredmény elérésekor válik nyilvánvalóvá. Azt is látnunk kell azonban, hogy sok nem megfelelő, esetenként bizonyos dolgok miatt értékelhetetlen munka is született. Ennek több oka is van. A vizsgált probléma természetének megértése bármilyen kutatás elengedhetetlen feltétele. E nélkül lehetetlen reális, gyakorlatban is használható eredményt kapni. A vizsgálat céljait alapos mérlegelés után kell megválasztani, ugyanis a lehetőségekre, a rendelkezésre álló eszközök által kapható eredményekre tekintettel kell lenni. A modellezés elkerülhetetlen egyszerűsítései a célokat is változtathatják. Figyelembe kell azt is venni, hogy a biomechanikában a végeselemmódszer egy kutató eszköz is, nem csak feszültségek számszerű meghatározására alkalmas módszer. Nem elég csak az elméleti modellből kapott eredmények közlése, azok elemzése is a munka része.

Azokat a munkákat, amik nélkülözik a vizsgált tárgyak, folyamatok fizikai megfigyelését, nem lehet teljes értékűnek tekinteni, hiszen a modellből kapott eredménynek a valóságot, vagy annak egy részét mindenképp tükröznie kell.

Az, hogy a folyamat, vagy tárgy melyik részét kell pontosabban visszaadnia a modellnek, már a modell alkotás során figyelembe kell venni.

Az egyszerűbb modellekből származó eredményeknek a valóságot elég jellegében követnie, míg az összetettebbektől elvárják, hogy akár számszerűen lehessen mérni megfelelőségüket. Huiskes és Chao szerint a legnagyobb probléma (a módszer használatának első 10 évében) a modellek igazolásához megfelelően elvégzett kísérletek hiánya volt.

A feljebb leírtakat szem előtt tartva összességében megállapíthatjuk, hogy a végeselemes analízis megfelelő használata a betegek számára értékes eredményekkel szolgálhat, olyan információkkal, amelyek megszerzése más módon nem lehetséges.

III. Fejezet

III.1. Vizsgálataim ismertetése

Ahogy a bevezetésben is említettem, témám a combcsont viselkedésének vizsgálata különböző tevékenységek által indukált terhekre. Ezeket a vizsgálatokat egy fentebb említett kutatás eredményeinek segítségével tudtam elvégezni [23]. Bergmann és társai a kutatás során hét ember csípőprotézisén vizsgálták a mozgások hatását. Ezek közül kettőnek mindkét végtagjában volt implantátum. A vizsgálatok során – korábbi munkáikhoz hasonlóan – magas szintű telemetrikus érzékelőket használtak, ezekkel mérték csípőimplantátumban keletkező reakciókat. Ezek segítségével folyamatosan rögzíthették az adatokat, s így személyenként a többször ismételt tevékenységek során kapott eredményeket átlagolhatták is.

Az általam vizsgált mozgások:

- Átlagos sebességű járás.
- Laboratóriumi körülmények között előidézett botlások:
 - A két lába alatt mozgatható lapon álló alany lába alól kihúzták a támaszt (nem figyelmeztették, csupán az elesés megakadályozására álltak mellette).
 - Az alany állandó 3,5 km/h-s sebességgel mozgott a taposómalmom majd azt hirtelen megállították (ez esetben sem figyelmeztették, elesni sem engedték).
- A páciens teljesen véletlenül botlott meg, senki sem volt segítségére. Nem esett el, pár lépés után visszanyerte egyensúlyát.

Bergmannék munkájának célja a különböző botlások során keletkező ízületi reakciók összehasonlítása volt. Az eredmény egyértelmű, a figyelmeztetés nélkül bekövetkező egyensúlyvesztés során keletkező erők jóval nagyobbak azoknál az eseteknél, mint amikor a kutatók jeleztek. A legnagyobb értékeket az otthon bekövetkező, valóban teljesen „természetes” egyensúlyvesztések esetén mérték. Ebből is látszik, hogy mennyire számít az izmok szerepe, hiszen azokkal tartunk egyensúlyt, továbbá a dolgozó izmoknak nem kis érdeme a kapcsolati erők csökkentése.

Ezen mérési eredmények alapján állítottam össze a vizsgálatokhoz szükséges teherfüggvényeket, amiket *dinamikus teherként* adtam a combcsontra. Elvégeztem továbbá két statikus vizsgálatot is (1 illetve 2 lábon állás), amelyekkel összehasonlítom a dinamikus futtatás eredményeit.

III.2. A végeselemes modell

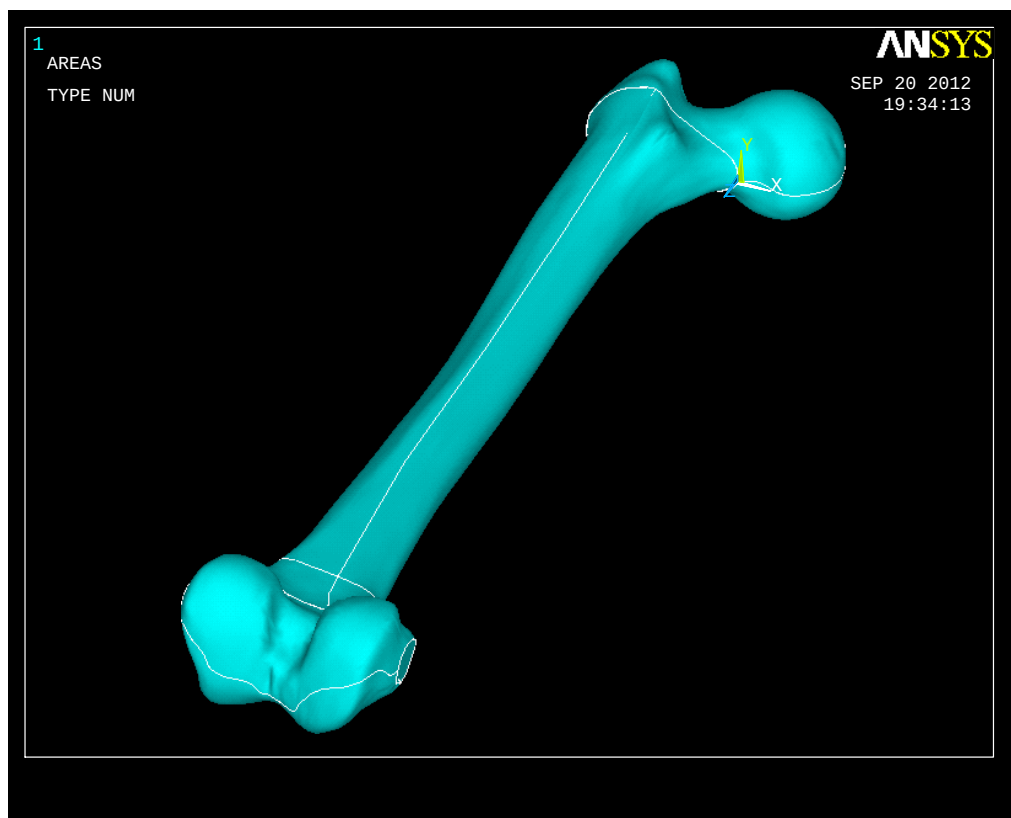
A szimulációk futtatásához az Ansys 13.0 programot használtam. A femur geometriai felületének modelljét egy ingyenesen hozzáférhető internetes adattárból töltöttem le, majd ezt a CAD fájlt importáltam a programba. A modell első változatát a Pacific Research Lab készítette, ezen változtattak a modellt közre adó mérnökök, leginkább a nyak-fej régióban. A CAD fájl két térfogatot tartalmaz, ezt három felülettel adták meg. Ez különös figyelmet igényel akkor, ha a háló kontinuum elemekből készül, ugyanis a belső térfogatot két nem teljesen egybevágó felület határozza meg. Figyelni kell tehát, hogy a külső térfogat (tömör csontállomány) meghatározásakor (ezt viszont két felület közötti tér adja) ugyanazt a felületet használjuk belülről, amit a belső térfogatnál választottunk.

A végeselemes hálót a program háló-generálójával készítettem. Ennek során SHELL 181 nevű 2 rétegű héjelemeket használtam, a középfelületet a modell külső felülete adta. Az elemválasztás jelentősen csökkentette a szükséges számítási kapacitást és a számítási időt is a kontinuum elemes futtatásokhoz képest. Ez a héjelem 4 csomópontot tartalmaz, minden csomópont 6 szabadságfokkal rendelkezik, 3-3 eltolódás és 3-3 elfordulás komponenssel. Az elemen belül 2 réteget határoztam meg melyeknek vastagságát ugyanakkorára vettem fel (2,5 mm egyenként). A rétegeknek külön rugalmassági modulust adtam, így kívántam elkülöníteni a szivacsos és tömör csontállományt. A corticalis csont Young-modulusának 20 GPa-t, a szivacsos állományénak 1 GPa-t, míg a Poisson tényezőnek 0,3-t választottam az ezzel foglalkozó irodalom alapján [1]. Ez a végeselemes modellezés természetesen erős közelítés, ugyanis míg a tömör csontot lehetne héjelemekkel modellezni (ennek másik elnevezése a „kéreg állomány” utal is erre), szivacsos szerkezet azonban gyakorlatilag csak az epifízisekben van (a velőüreig fokozatosan eltűnik), ott viszont a csont térfogatának nagy részét ez tölti ki. Úgy vélem, hogy ez az ellentmondás az általam vizsgált jelenséget jellegében nem változtatja. További egyszerűsítés a lineárisan homogén, izotrop, lineárisan rugalmas anyag feltételezése. A tömör csontszövet határfeszültsége [1] szerint nyomásra 150-170 MPa, míg húzásra 100 Mpa körül van. A szivacsos szövet ennél sokkal kisebb feszültségek hatására is tönkre megy (kb. 2-20 MPa).

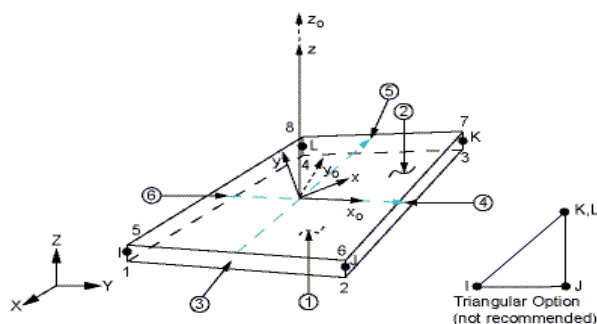
Az elkészült háló így végül 14506 elemet, valamint 14497 csomópontot tartalmazott. A modell disztális epifízisének alsó részén a condylusokon egyenként 20-20 csomópontot megfogva alakítottam ki a peremfeltételeket. Ezeknél a csomópontoknál minden elmozdulást megakadályoztam. Természetesen ez sem pontos leírása a femur-tibia kapcsolatának, hiszen a térd és a combcsont egymáshoz képest el tud fordulni, továbbá a meniszkuszok sem

mereven fogják meg a femurt (bár az ízületi szalagokkal együtt az eltolódásoknak határt szabnak).

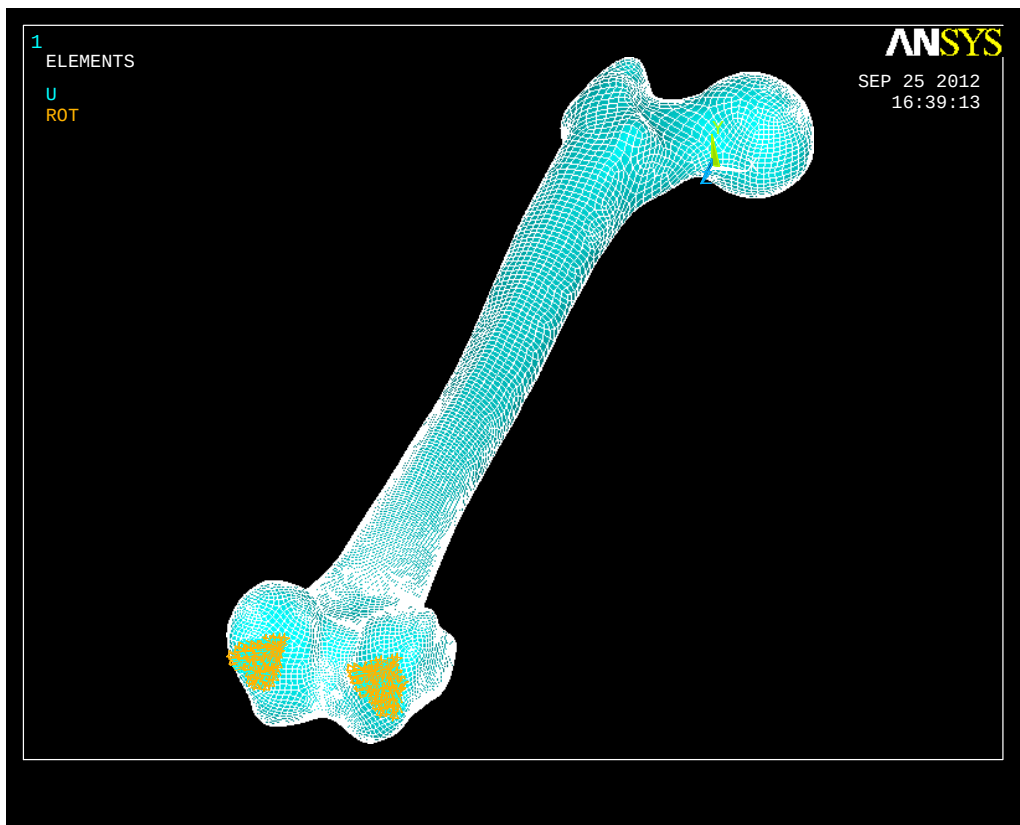
A terhek támadáspontjának meghatározása újabb probléma, hiszen azt, hogy a terhelés közben a combfej és az ízületi vápa pontosan mekkora felületen érintkezik (és eközben hogyan változik a fej alakja), rendkívül nehéz még közelítőleg is meghatározni. A terheket 9 csomópontra – koncentrált teherként redukálva – helyeztem el.



III.1. ábra: Az Ansysba importált geometria, a combnyakhoz illesztett koordináta rendszerrel.



III.2. ábra: A shell 181 típusú elem.



III.3. ábra: A hálózás a disztális végi megfogással

III.3. A statikus terhelésű vizsgálatok

Bár nem a statikus vizsgálatokra helyeztem a hangsúlyt, ahhoz, hogy valamihez tudjam viszonyítani a dinamikus szimulációk eredményeit, elvégeztem két statikus futtatást is, egyiket a kettő, a másikat pedig az egy lábon állás vizsgálatára.

Két lábon álláskor a kapcsolati erő komponensei a *III.3. ábrán* látható koordináta rendszer irányainak megfelelően, rendre (x,y,z) 20, -6 és 80 testsúlyszázalék nagyságúak. Ezeket az értékeket egy HIP98 nevű program alapján vettem fel, melyet Bergmann és társai készítettek kísérleti eredményeik összefoglalására. Megjegyzem, hogy munkájukban találhatók videók is az elvégzett mozgásformákról, ezzel egyidejűleg a program kijelzi a kapcsolati erők komponenseinek aktuális nagyságát, valamint a tevékenység alatt előforduló minimum és maximum értékeket. Én az eredmények átlagával számoltam, ugyanis az egyes páciensek között jelentős eltérések adódtak. Mivel csak 4 emberen végezték el ezeket a kísérleteket, ez az átlagérték sem feltétlenül megbízható, például egy hasonló vizsgálat alkalmával a függőleges komponenst kisebbre is vették [24].

750 N testsúllyal számolva az erők:

- $F_x = -150 \text{ N}$,
- $F_y = 45 \text{ N}$,
- $F_z = 600 \text{ N}$.

A *III.4. ábrán* láthatjuk az első főfeszültség eloszlását a teljes combcsonton. Rögtön szembetűnik, hogy a maximális feszültségek a feltételezett befogásnál keletkeznek. A fejen könnyen kivehető az erők támadáspontjának helye, ezt jelzi az egybefüggő kék színű, nyomott tartomány. Érdekes megfigyelni a nyomott tartomány körül koncentrikusan elhelyezkedő húzott gyűrűt, valamint a fej alja körül húzódó húzott sávot (ezt inkább a *III.5. ábrán* lehet látni), ahogy a terhek lokálisan nyomást, távolodva a támadáspontoktól viszont húzást okoznak. A nyak és a nagytompor találkozásánál keletkező jelentős húzófeszültség is feltűnő, ez is érthető, hiszen a függőleges irányú komponens jóval nagyobb az x irányúnál, tehát a nyak feszültségeloszlásánál inkább az dominál. Azonban a femur disztális végén, ahol a vízszintes erő karja már jelentős, a nyomott zóna átkerül a külső oldalra. Az alsó húzott részen a csúcs inkább belül és hátul van. Ezt valószínűleg az x irányú komponens okozza, mivel ha jobban megnézzük, akkor látszik, hogy azon a részen az y és z irányú erők miatt nyomás lépne fel. A kép alatt lévő színskáláról leolvasható, hogy a fentebb említett határszilárdságoktól nagyon messze vannak az így kialakult feszültségek, sehol sem érik el a 10 MPa-t sem (a skálán Pa a dimenzió).

A *III.5. ábrán* kinagyítottam a proximális véget. Ezen látszik a fej alján körbefutó világoskék gyűrű.

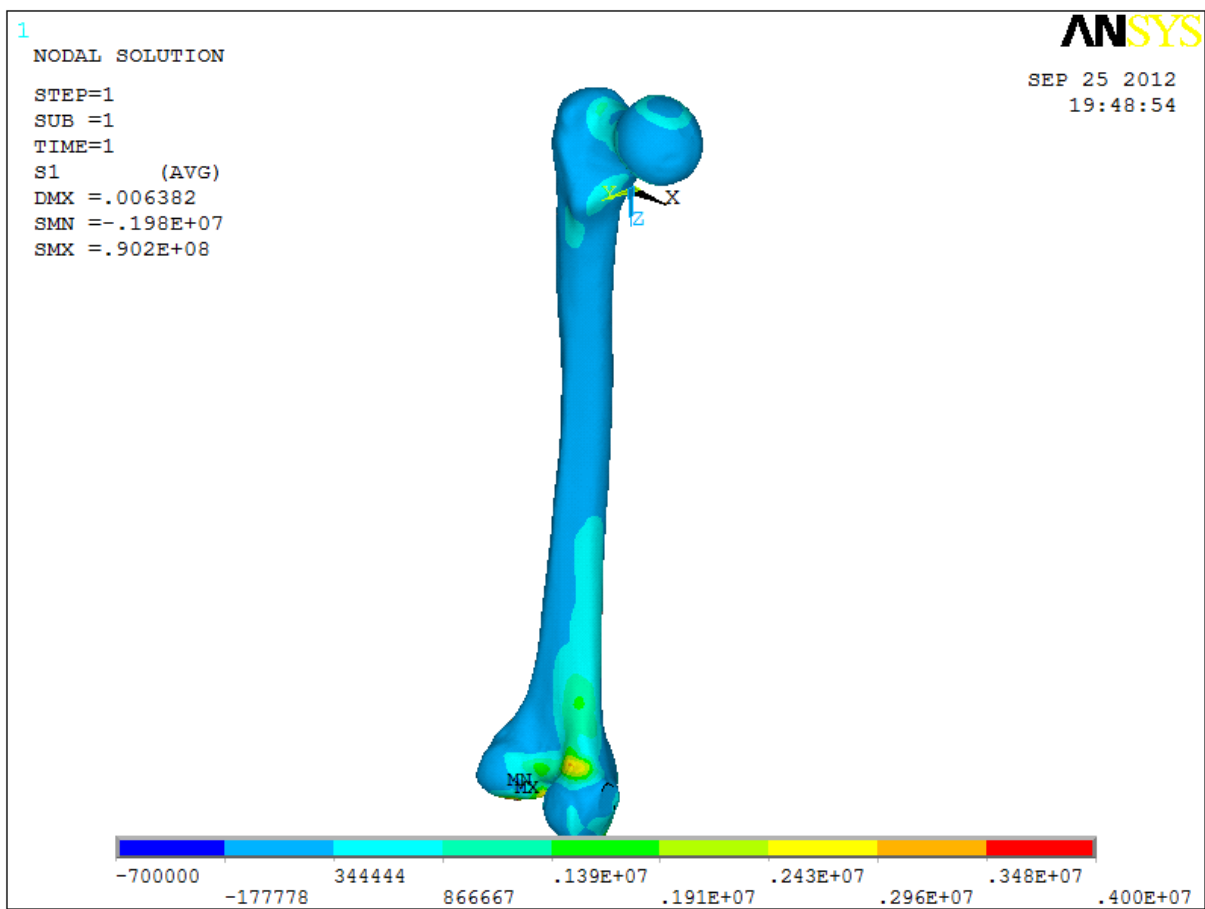
A 3. főfeszültségek ábráján is kivehetőek azok a csomópontok, ahova a terhet helyeztem (*III.7. ábra*). A nyak belső oldalán alul itt is megjelenik a nyomott zóna, ám ezen a pozitív értékek, vagyis a húzás sokkal kisebb. Ezek az értékek is kicsik a határszilárdságokhoz képest.

A nyak alsó részének belső és külső oldalán a von Mises-féle egyenfeszültségek is magasnak adódtak, továbbá a terhek alatt lévő piros terület az ott lévő feszültségcsúcsokat jelzi. A maximális elmozdulás 6 mm-nek adódott.

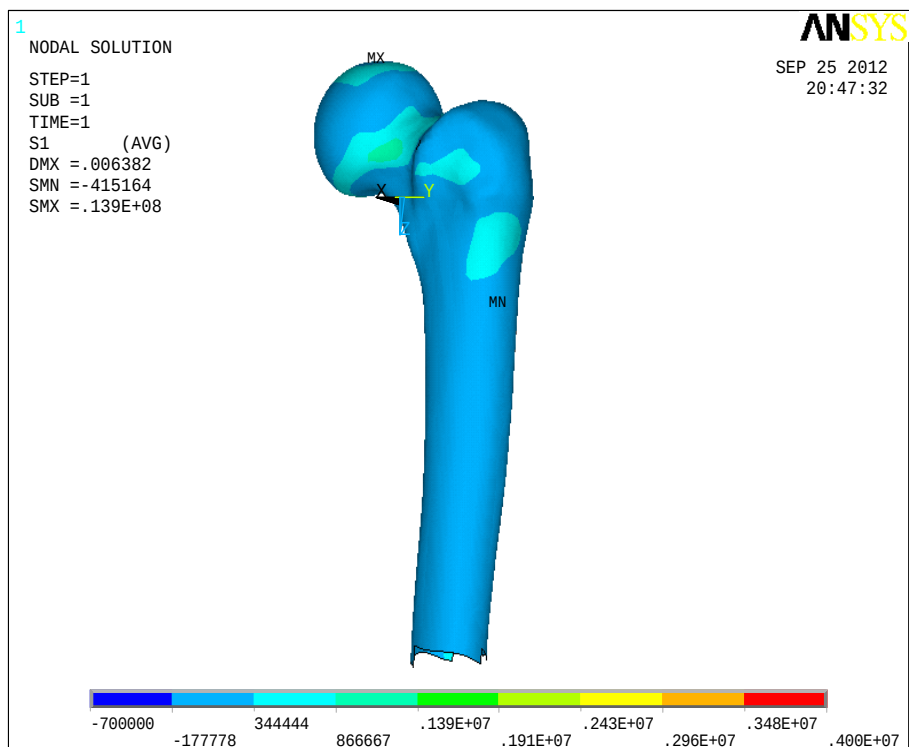
A másik statikus állapot, amit vizsgáltam az egy lábon állás. Ez esetben célszerű lenne figyelembe venni az izmok hatását is, hiszen a test eltolódott súlypontjából származó hatást kompenzálni kell, én azonban az egyszerűség kedvéért most eltekintettem ettől. A kapcsolati erők jelentősen megnőnek, testsúlyszázalékban kifejezve -30,15 és 230%-os értéket vesznek fel.

Ezek átszámítva N-ba:

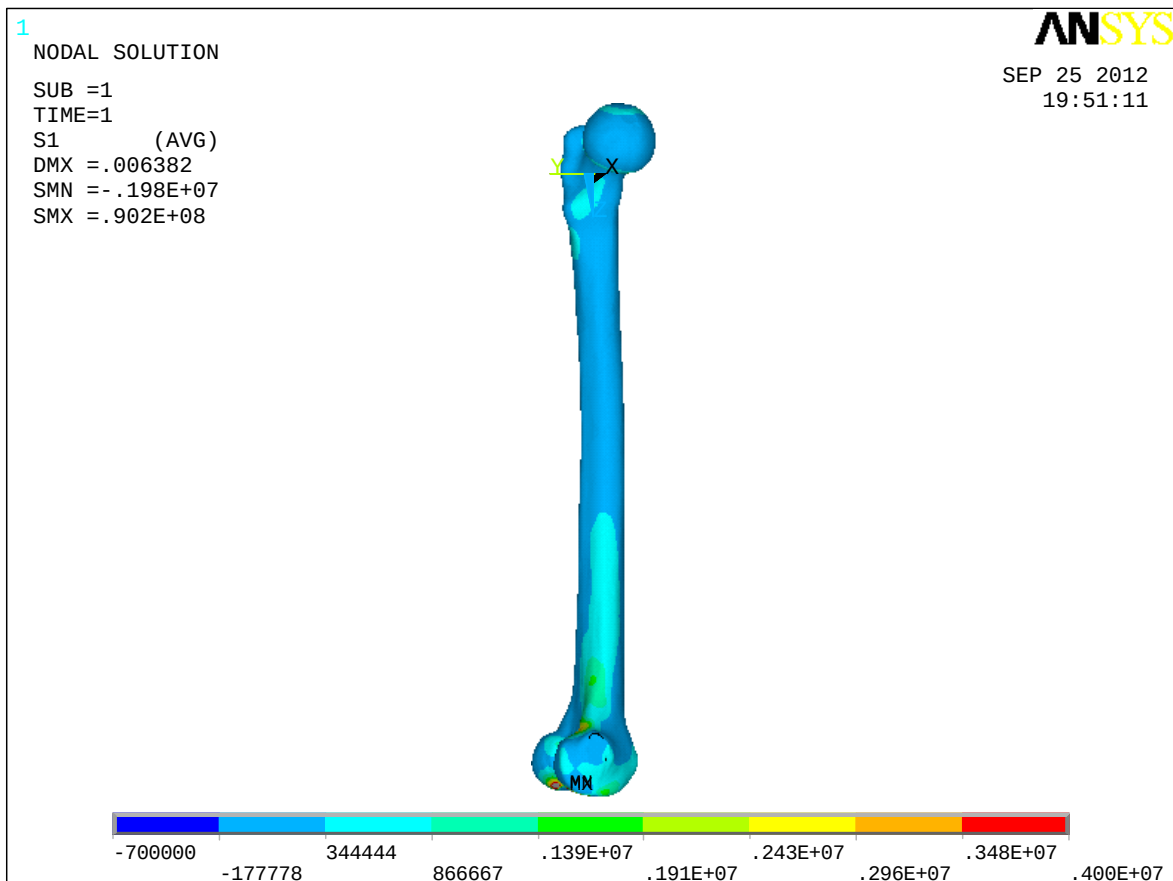
- $F_x = -225 \text{ N}$,
- $F_y = 112.5 \text{ N}$,
- $F_z = 1730 \text{ N}$.



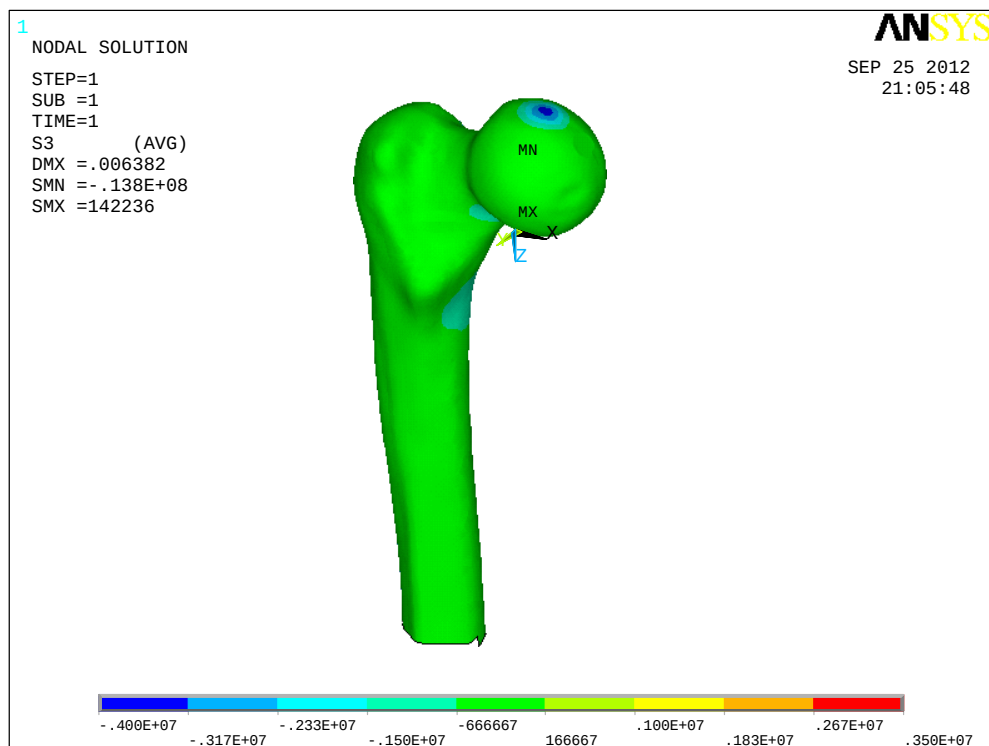
III.4. ábra: Az 1. főfeszültségek eloszlása.



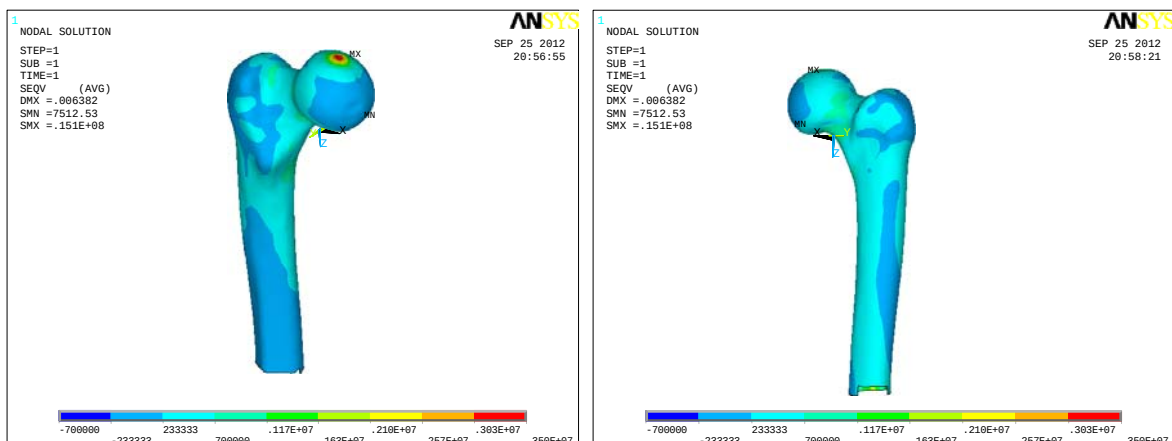
III.5. ábra: Az 1. főfeszültség a proximális végén.



III.6. ábra: Az 1. főfeszítés a belső oldalon.



III.7. ábra: A 3. főfeszítések ábrája, látszik a fejen a nyomott zóna, a nyak alsó részének belső oldalán a magasabb feszültségek világoszöld színűek.

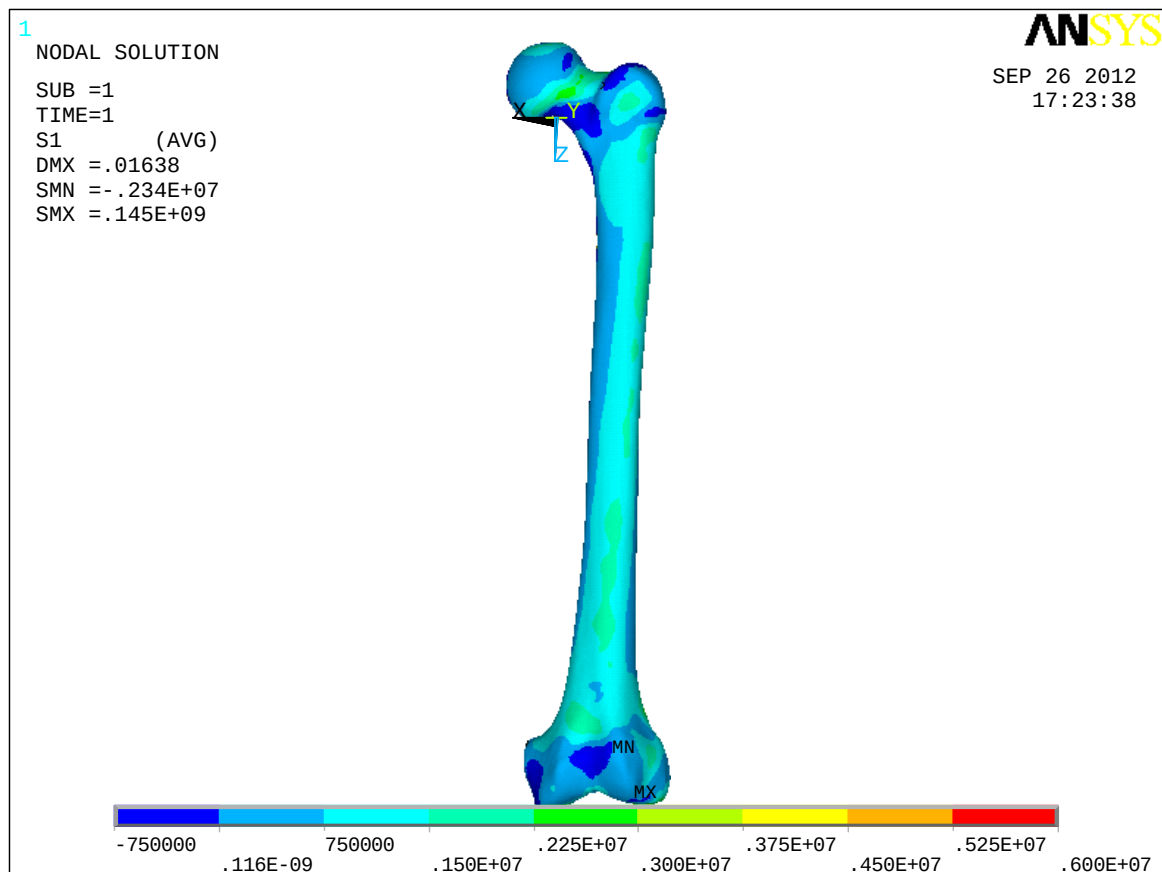


III.8. ábra: A von Mises-féle feszültségek.

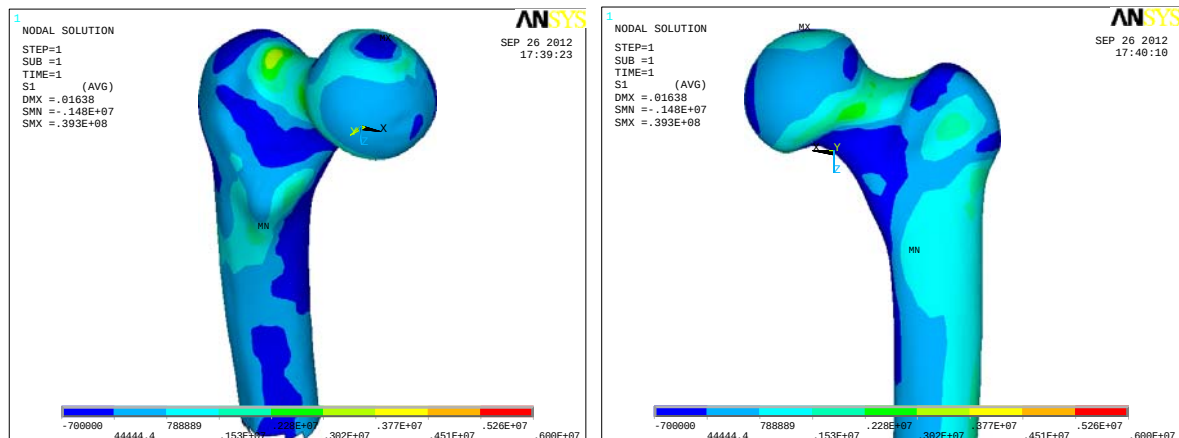
A III.9. ábrán látható, hogy nagyobb húzás most nem a csont belső, hanem a külső oldalán keletkezik. A húzott vonal felül kívülről indul, viszont behúzódik a csont első oldalára. Abban, hogy ez esetben kívül vannak a nagyobb húzófeszültségek, szerepe van a kapcsolati erők megváltozott értékeinek. A függőleges erő több mint 2,5-szörösére nőtt, az x irányú komponens azonban csak másfélszer akkora lett. Jelentősen nőtt az y irányú összetevő is. Valószínűleg ezt az elülső részre történő „vándorlást” a lent jelentős karral bíró y komponens okozza.

A fejnek és környékének feszültségeloszlását összehasonlítva a két lábas változattal elmondható, hogy a fejen ugyanúgy megjelenik a nyomott kör a körülötte elhelyezkedő húzott sávval, csak ez esetben majdnem négyszer nagyobbak a feszültségek. A nyak és a nagytompör találkozásánál ismét magasabb értékek vannak, a két lábas esethez képest kb. másfélszer akkora feszültségek keletkeznek.

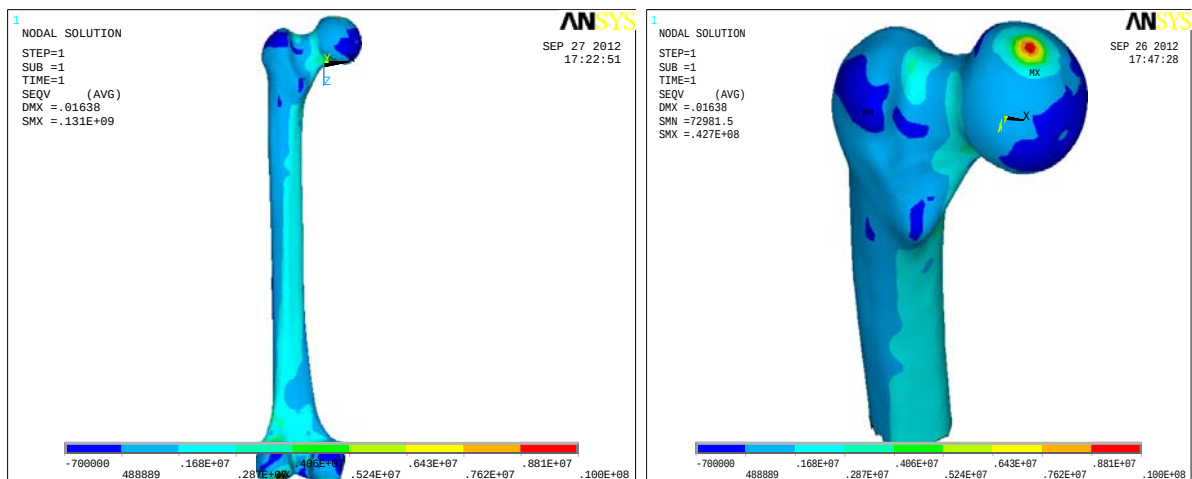
A III.11. ábrán a von Mises-féle feszültségek láthatók, érdekes, hogy most nem a femur első, hanem hátsó oldalán van egy világosabb csík ahol a feszültségek 2-2,5 MPa körül mozognak. A következő két képen a felső részt nagyítottam ki, ezen figyelhető meg, hogy a nagytompör aljánál csak foltok vannak, nem pedig összefüggő terület, ahogyan az 1. főfeszültségnél. A nyak aljának belső oldalán itt is magasabbak az értékek (4 MPa körül), a belső oldalon induló kék sáv átvándorol a hátsó részre. A kapcsolati erők helyén viszont magasabbra adódnak az értékek, mint az 1. főfeszültségeknél, itt eléri a 10 MPa-t is. Az elmozdulási ábrára tekintve (III.12. ábra) megállapíthatjuk, hogy a maximális elmozdulás a két lábas esethez képest jelentősen nőtt, 1,6 cm-re adódott. A legtöbbet y irányban mozdulnak el a felső pontok.



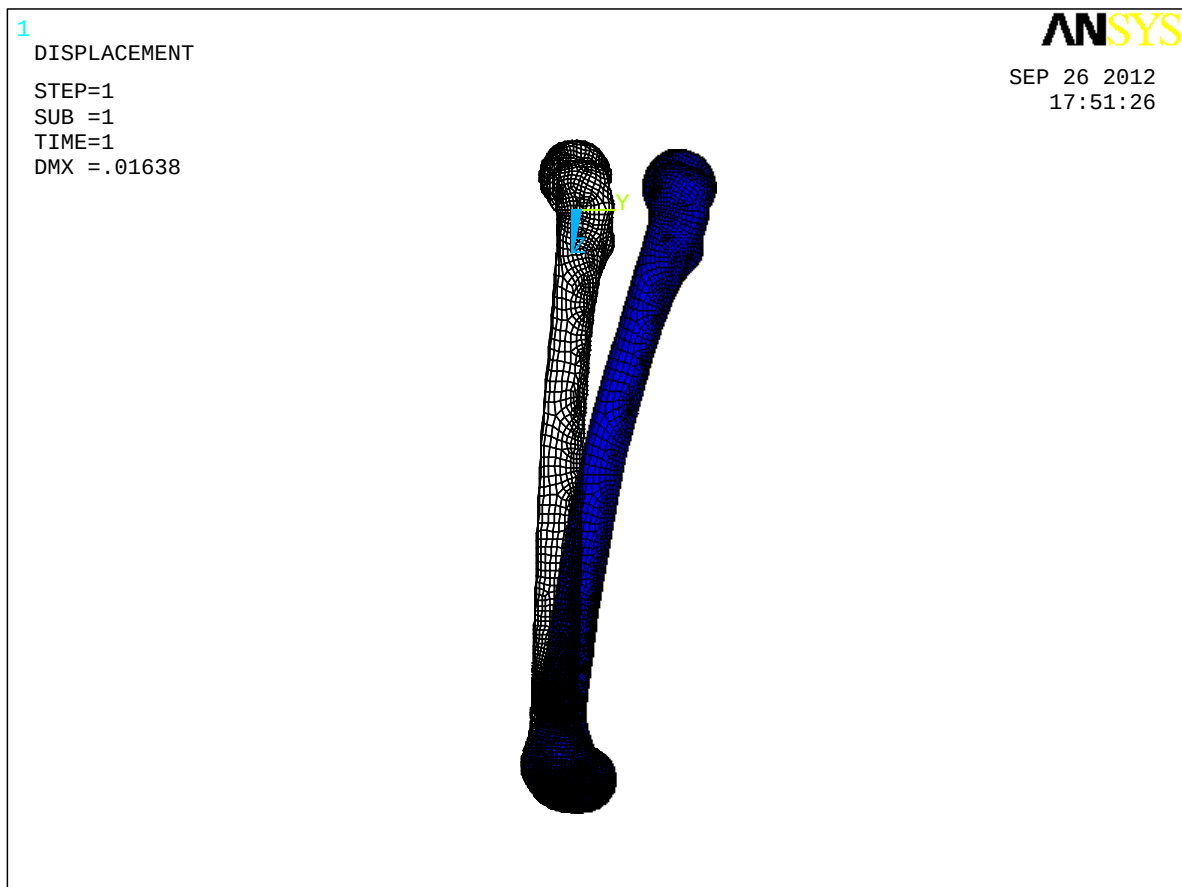
III.9. ábra: Az 1. főfeszültség egy lábon álláskor.



III.10. ábra: A proximális végen az 1. főfeszültségek, egy lábon álláskor.



III.11. ábra: Von Mises-féle feszültségek.



III.12. ábra: Az egy lábas eset elmozdult alakja.

III.4. A dinamikus terhelésű vizsgálatok

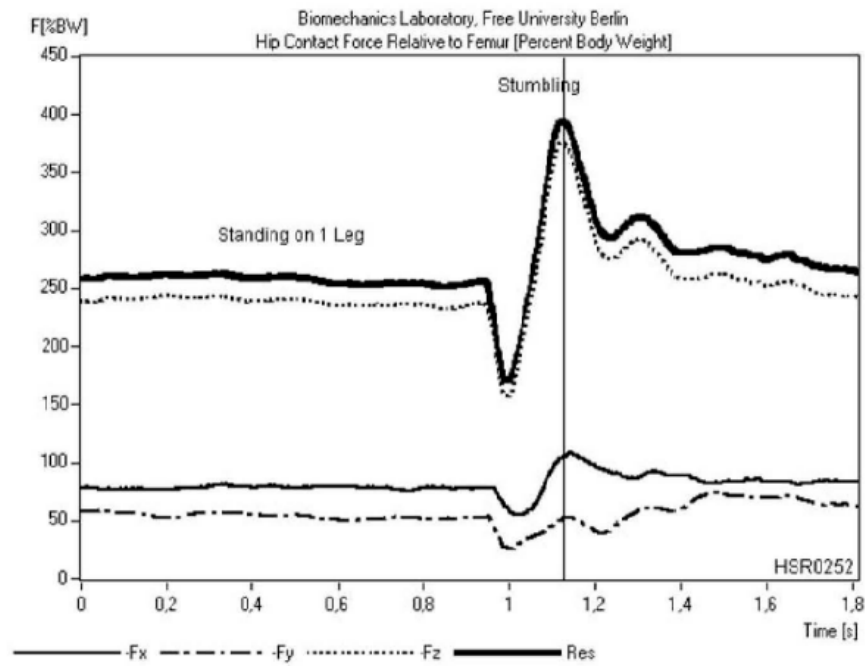
A futtatások során meg kellett adnom a kezdeti feltételeket, én az egyszerűség kedvéért a sebességet és az elmozdulást is nullának választottam. Persze így olyan, mintha „bele szaladnánk” a folyamatba, hiszen az általam használt teherfüggvény kezdeti időpontjában már elkezdődött a járás. Érdekes lehet annak a vizsgálata, hogy ezek a kezdeti feltételek hogyan befolyásolnák az eredményeket, ám idő szűke miatt én csak a zérus feltételekkel foglalkoztam.

III.4.1. Láb alatti támasz kihúzása

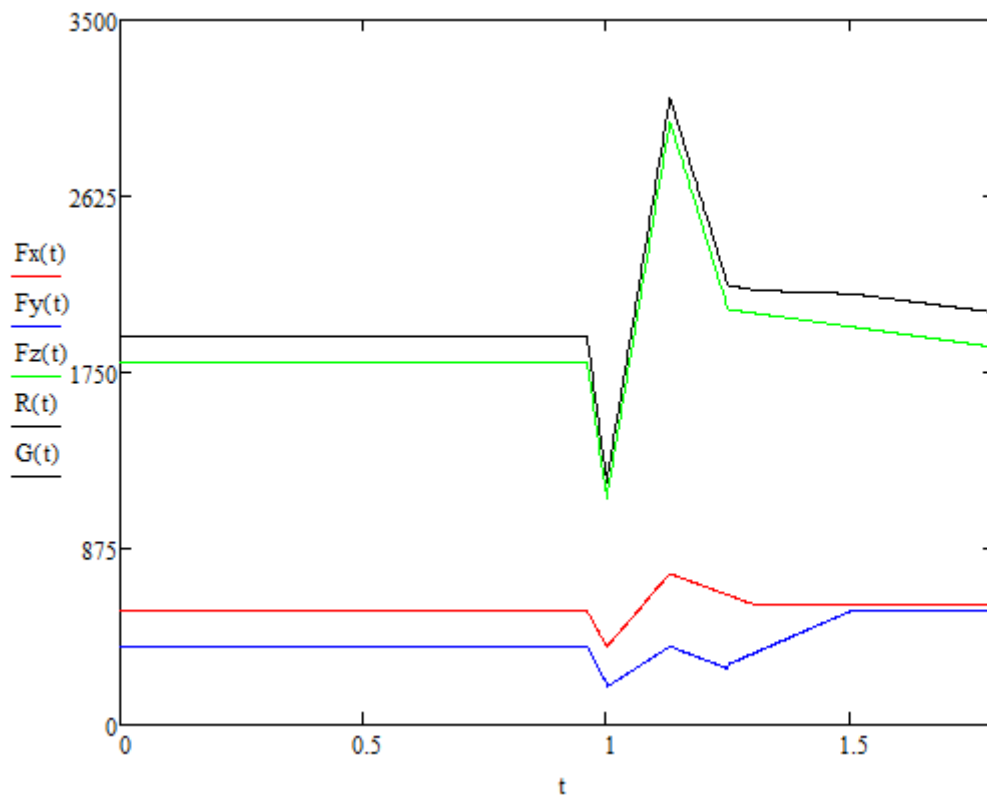
E próba során a vizsgált alany egyik lába alatt 30*30 cm-es furnérlemez volt (egy lábon állt), majd hirtelen kihúzták alóla ezt a támaszt. A kapcsolati erő a testsúly 260%-áról 395%-ra emelkedett. Ez esetben nem figyelmeztették, azonban elvégezték a kísérletet úgy is, hogy szóltak neki előre. Ekkor a kapcsolati erő „csak” a testsúly 340%-át érte el. A próba során mért kapcsolati erő értékek és a komponensek a *III.13. ábrán* vannak feltüntetve. Az én feladatom e függvény közelítése volt, valamilyen formában be kellett vinnem az Ansysba input adatként. A legkézenfekvőbb a lineáris függvényekkel való közelítés volt, hiszen ezt a programba egyszerűen be lehet építeni, továbbá a függvény alakja is ezt indokolja. Az utolsó fél másodpercben kisebb hullámszás figyelhető meg, azonban nem ezek a botlás mértékadó pillanatai.

Hangsúlyoznom kell, hogy az izmok hatását itt sem építettem be a szimulációba, bár azok hatása a valóságban számottevő, főleg az egyensúly visszanyerése alatt. A képet elemezve következtetni lehet a lejátszódó folyamatra. Körülbelül 0,9 másodpercig mindhárom komponens és így az eredőjük is konstans. Aztán rögtön a kihúzáskor hirtelen lecsökken a kapcsolati erő, majd ismét megnő, most sokkal magasabbra. Az ezt követő hullámszás alatt a vizsgált személy megpróbálta visszanyerni egyensúlyát, ami sikerült is. A botláskor bekövetkező ugrás mindhárom erőkomponens függvényében megfigyelhető, azonban inkább a z és x irányban hangsúlyos.

Összehasonlítva a függvényt az egy lábas statikus terhekkel, furcsa, hogy a botlás előtti erők százalékosan csak a függőleges komponensnél egyeznek meg, a másik kettő több mint kétszerese az ottaninak. Annak ellenére, hogy tudjuk, hogy az előzőleg használt értékek nem nagyszámú kísérlet eredményei, mégis érdekes az eltérés. Figyelembe véve azt, hogy az izmok hatása nem elhanyagolható, és más a különböző embereknél, valamint, hogy már kis mozdulatok is jelentős izomerő változást okozhatnak, ez is megmagyarázható.



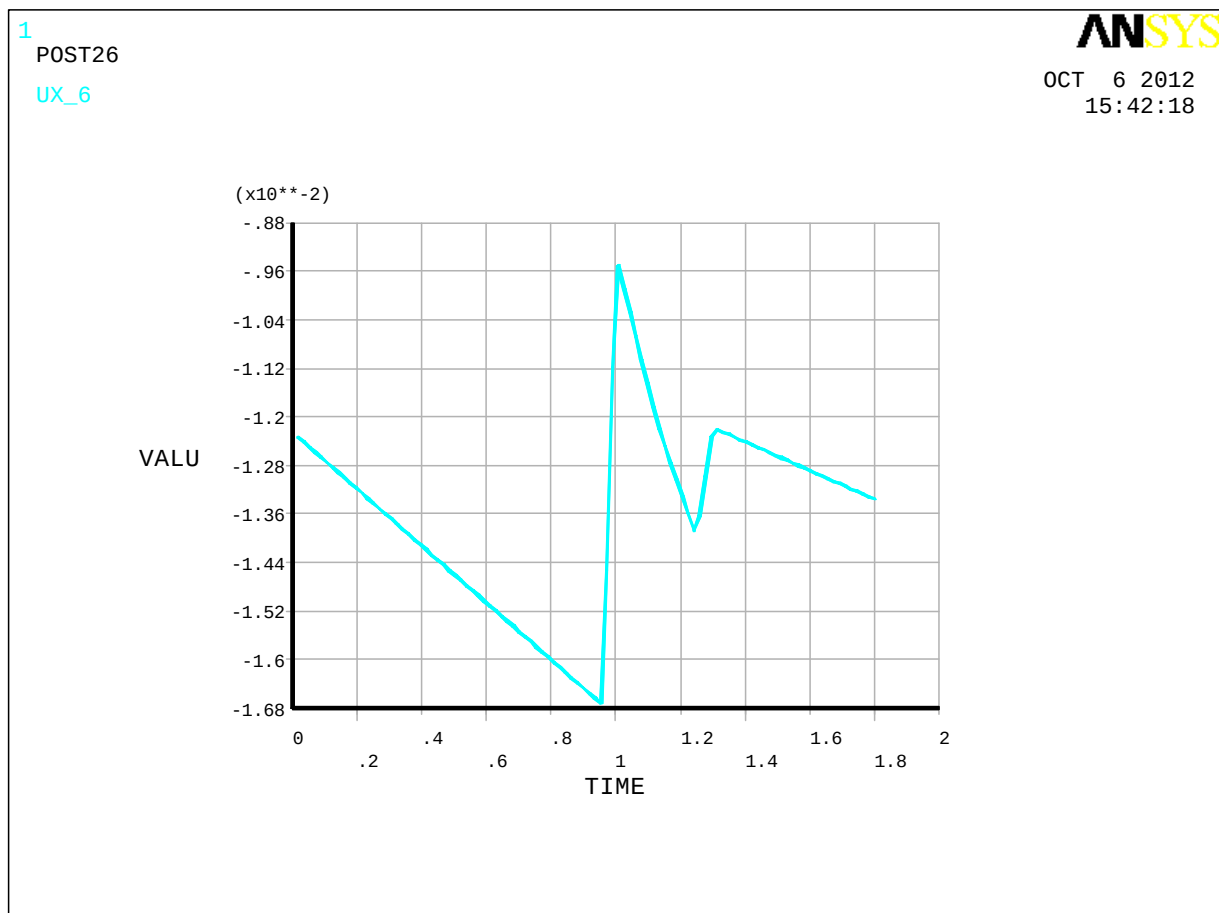
III.13. ábra: Bergmann és társai által mért kapcsolati erő és komponensei, a botlás kb. 0,9 s-kor kezdődik [23].



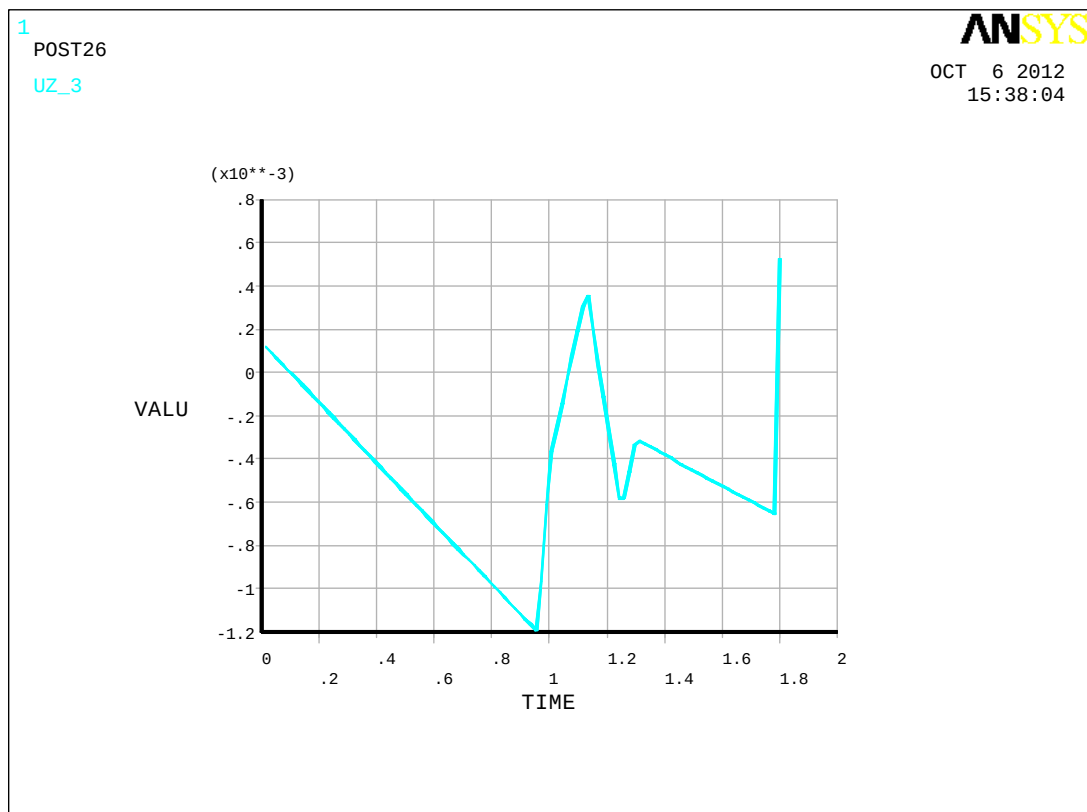
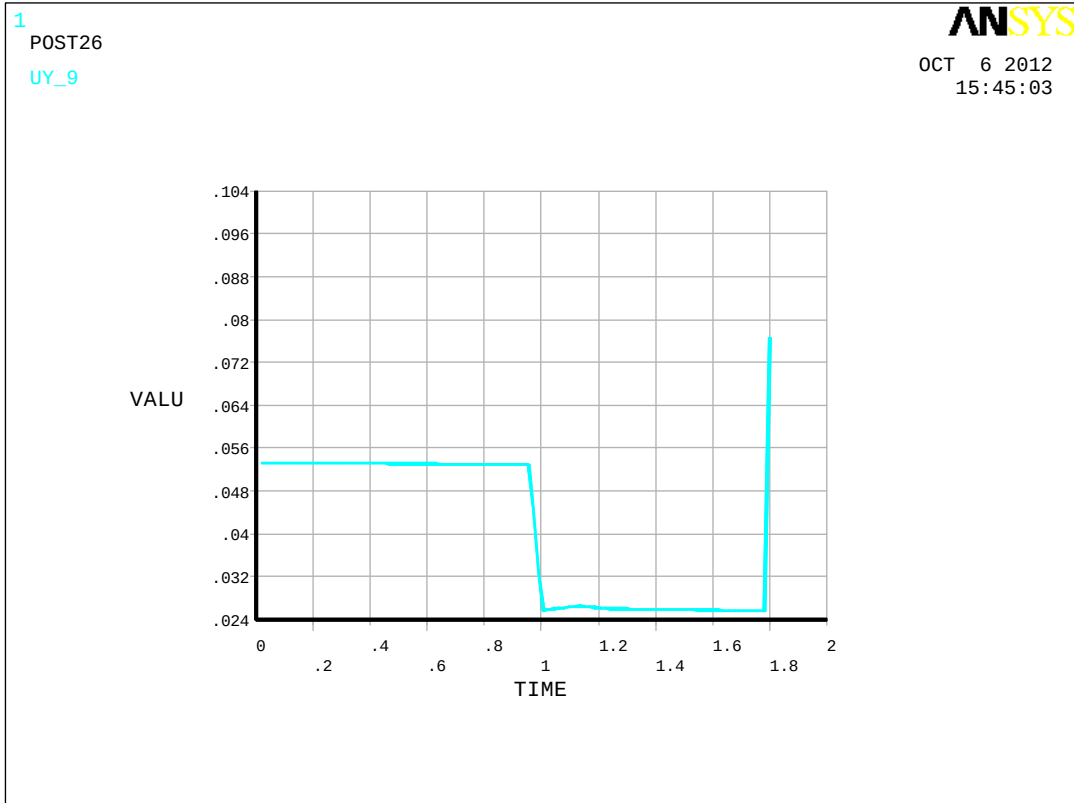
III.14. ábra: A függvények közelítése, 750N-os testsúlyt feltételezve.

A III.14. ábrán láthatók a közelítő függvények, itt mindegyiknek csak az abszolút értéke szerepel, a modell koordináta rendszere szerint az x komponens negatív értékeket venne fel.

Kezdjük az elemzést az elmozdulásokkal. A *III.15. ábrán* láthatjuk a fej egy felső pontjának elmozdulás komponenseit az idő függvényében. Azt, hogy mikor húzták ki a támaszt, ezekről a grafikonokról is le lehet olvasni, mindegyikben jelentős ugrás van valamivel 1 s előtt. Érdekes megfigyelni, hogy míg az x és z komponens a támasz kihúzásáig nő, majd aztán hirtelen visszaesik, addig az y komponens először konstans, majd hirtelen csökken le egy újabb konstans értékre. Értéke végig pozitív, ami a modell viszonyítási rendszerében azt jelenti, hogy folyamatosan hátrafelé hajlik a combcsont a szaggitális síkban. Valószínűleg egy ilyen – egy lábas – botlaskor leginkább oldalra dőlnénk el, hiszen az egyensúly megtartása oldalirányban még botlás nélkül is nehéz. Így érthető, hogy az x komponens miért ugrik olyan jelentősen a másik irányba a támaszvesztés pillanatában. Ez a komponens meghatározó a fej tetején lévő pontok z irányú elmozdulásában is, mivel az x irányú erők ezeket a pontokat felfelé mozdítanák, míg a függőleges erők lefelé. Ezt alátámasztja az is, hogy a két függvény jellege nagyon hasonlít egymáshoz, „ z ”-ben is akkor van ugrás, amikor az „ x ”-ben is van.

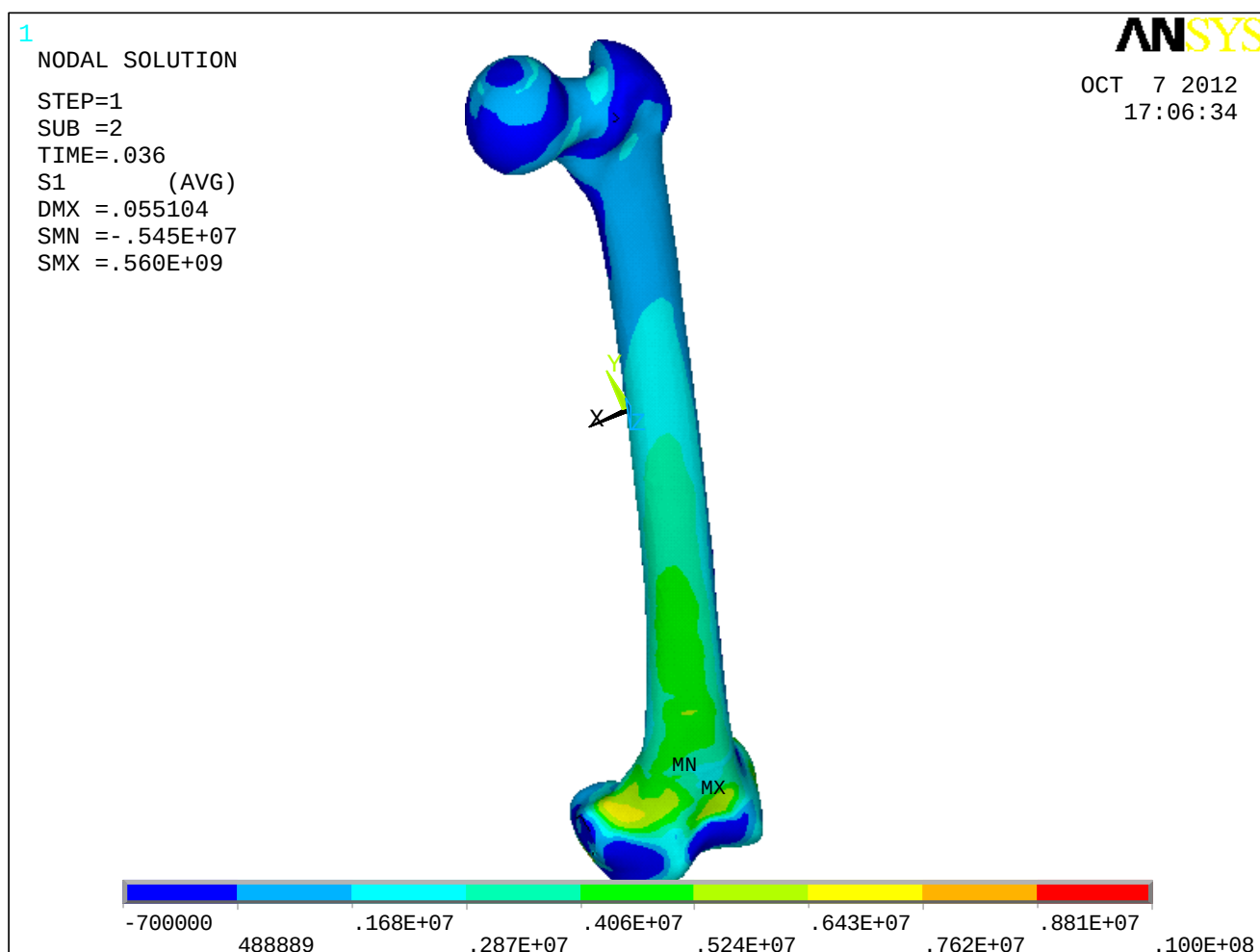


III.15.a. ábra: A combfej egy felső pontjának x irányú elmozdulás-idő függvénye.



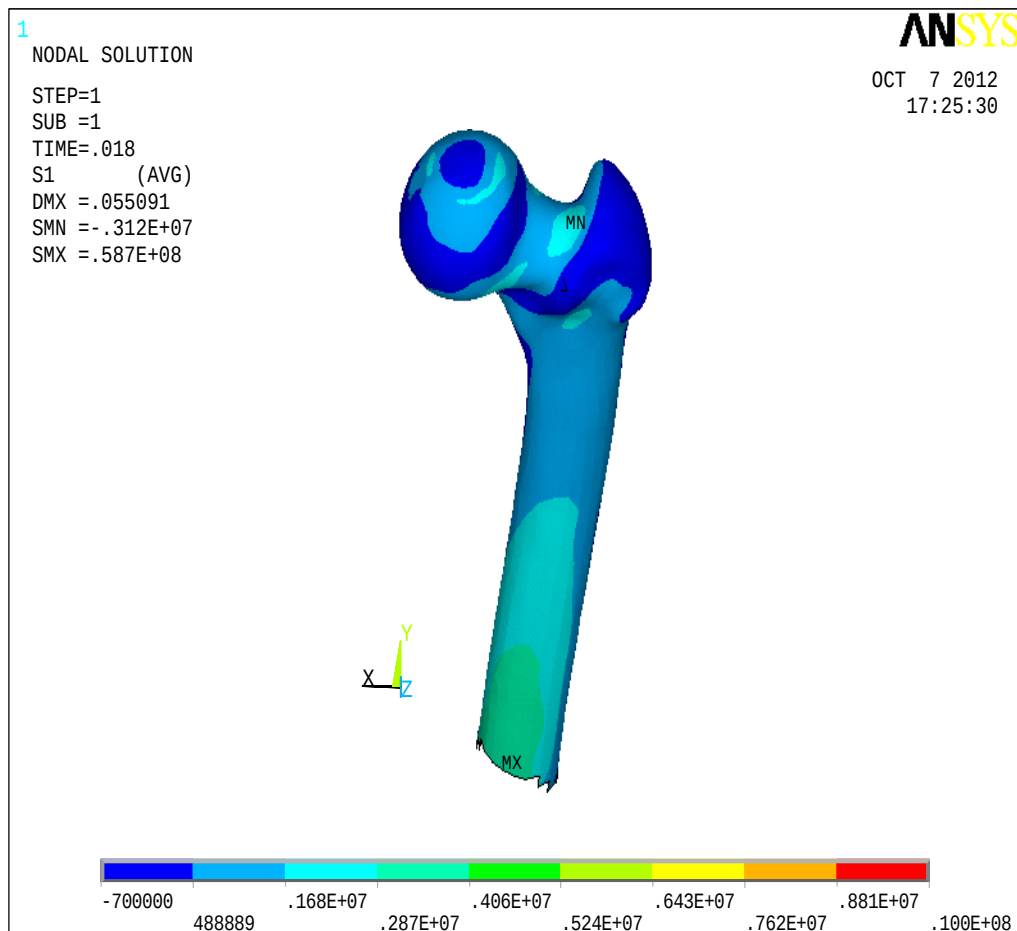
III.15.b. ábra: Az y és z irányú komponensek időfüggvényei

A feszültségek változása videón a legszemléletesebb, ahol a program az elmozdult alakon ábrázolja az időponthoz tartozó feszültségeket. Sajnos ez papíron nem lehetséges, ezért igyekszem a folyamatot képek segítségével megjeleníteni. A tevékenység elején, amikor még nem következett be a botlás, a feszültségeloszlás hasonlít az egy lábas esethez. A fejen látszik a nyomott kör körülötte a koncentrikus húzott zónával, a nagytompor és a nyak találkozásánál is ott vannak a feszültség csúcsok. Ezek kb. 2-2,5 MPa (III.16. ábra) körül mozognak, míg a statikus esetben a nyakon lévő sárga folton az 1 főfeszültség értéke 4 MPa körüli (III.9. ábra). A diafizisen azonban már a dinamikus teher okoz nagyobb feszültségeket, a csont elülső részén a statikus tehernél fellépő 3-3,5 MPa-hoz képest most magasabb, 5 MPa körüli értékek is fellépnek. A megváltozott erőarányok okozhatják, hogy a diafizis húzott része már nem csavarodik el a csont külső oldalára, hanem végig elől marad (a megnövekedett y komponens hatása azonban a proximális vég felé már nem érvényesül úgy, hiszen jelentősen lecsökken a karja).



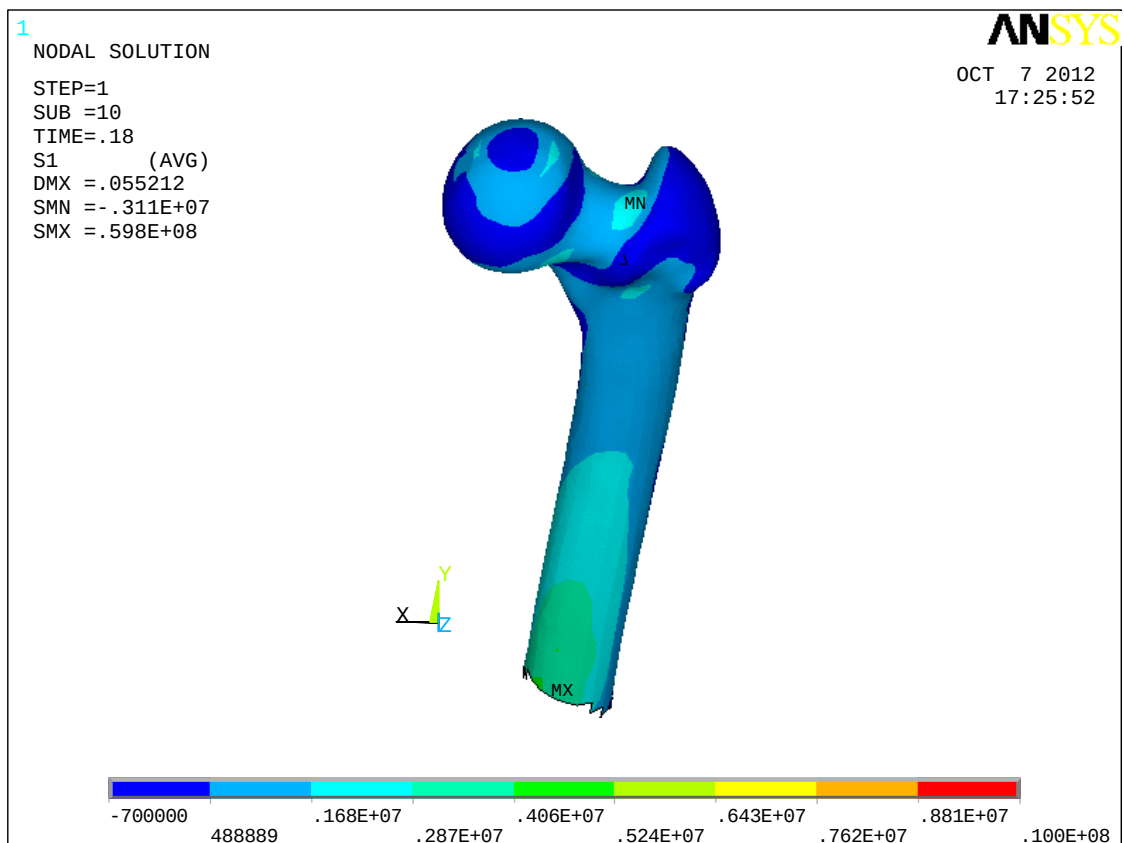
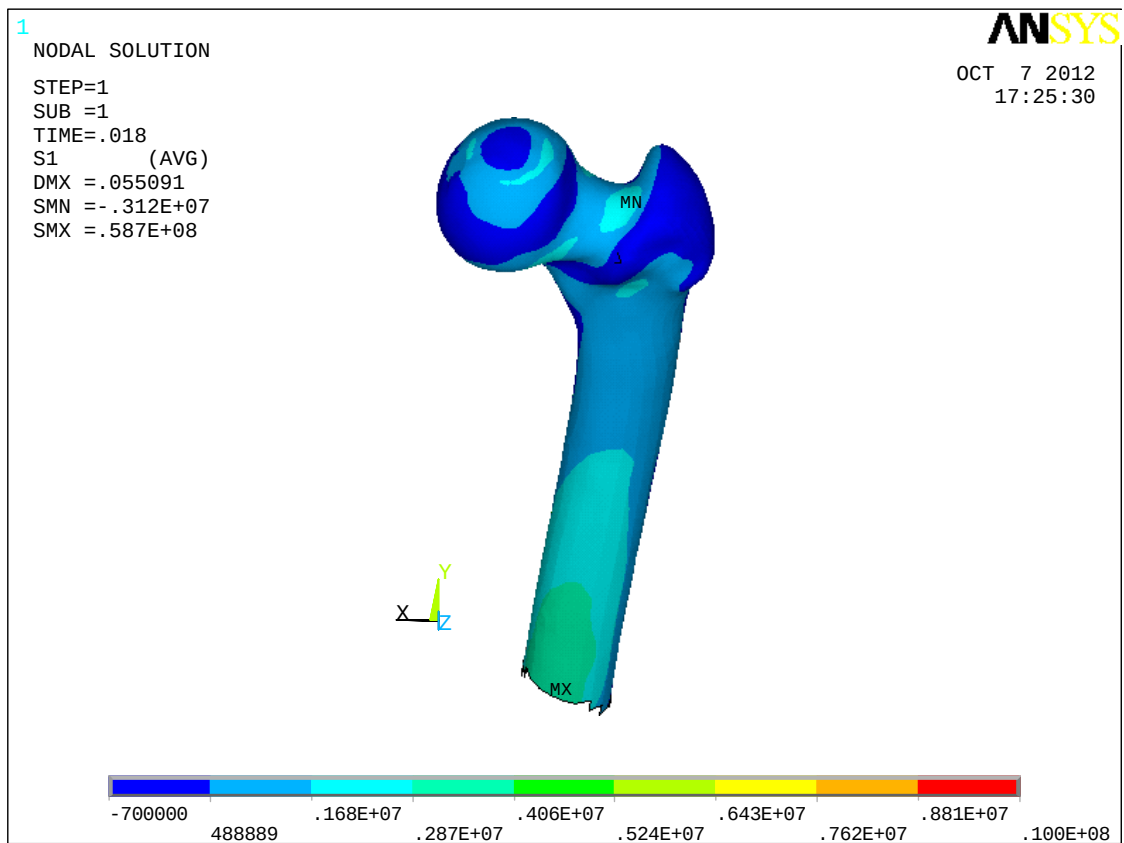
III.16. ábra: A botlás kezdetén a főfeszültségek eloszlása a combcsonton.

Foglalkozzunk most azzal, hogy a fej és a nyak környékének feszültségei, hogyan változnak az első másodpercben a botlást megelőzően. Ennek érdekében kinagyítottam a fejet és a nyak környékét, úgy, hogy még a diafizis egy jó darabja is látszik (*III.17. ábra*).

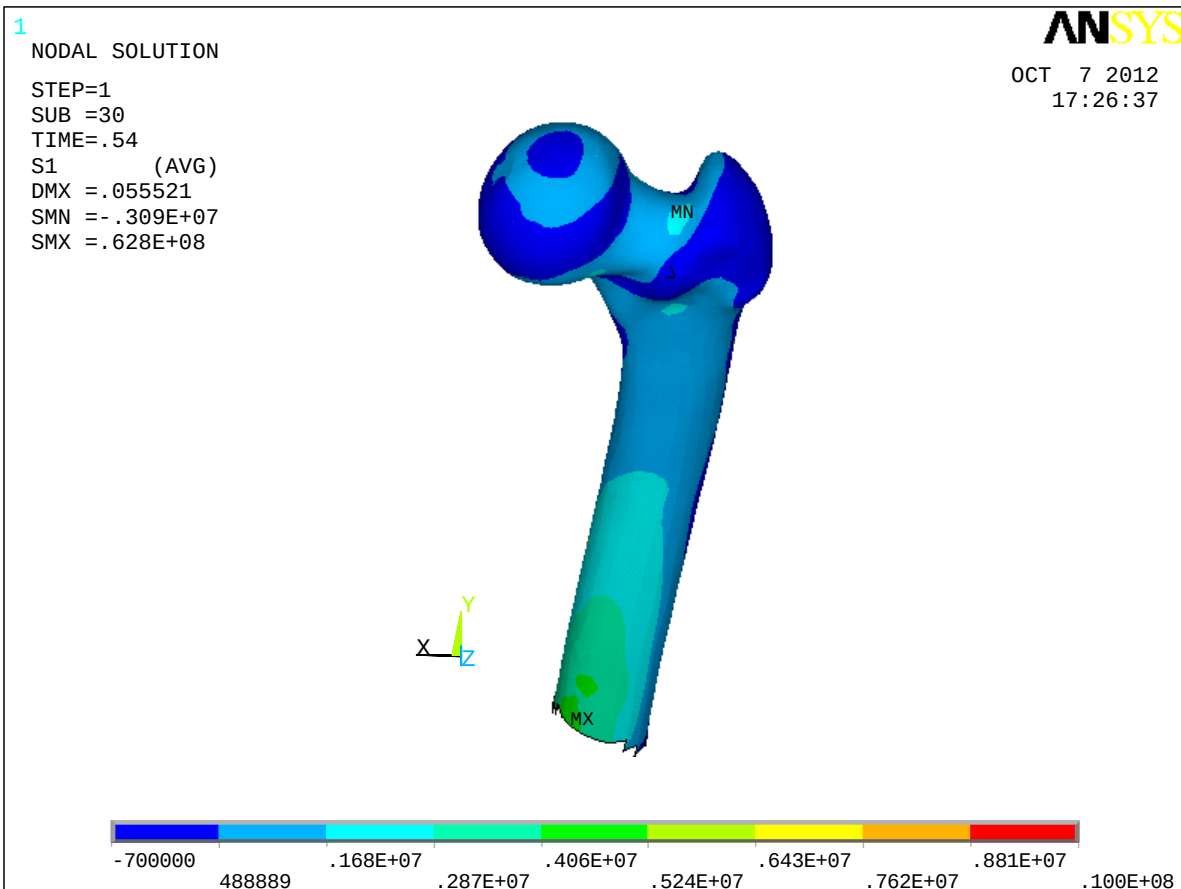
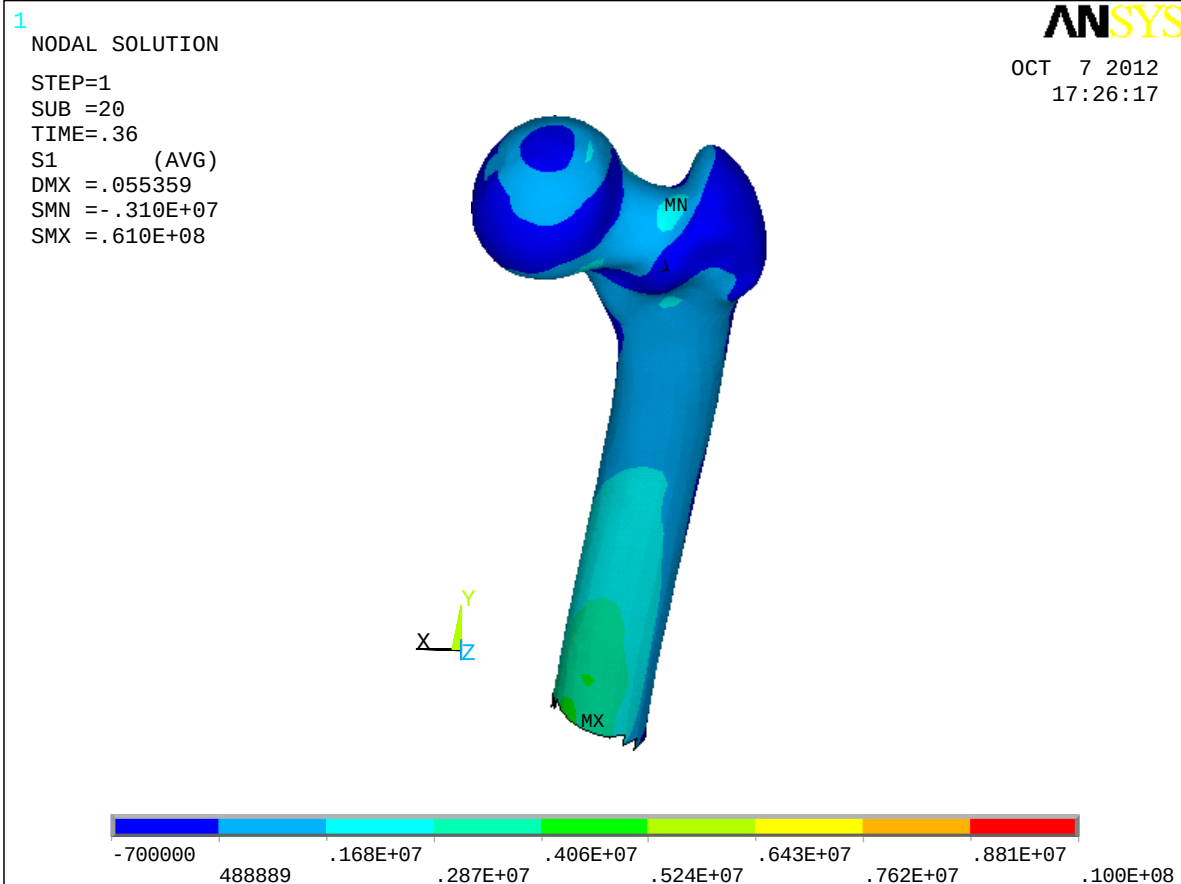


III. 17. ábra: Az I. főfeszültségek eloszlása a proximális epifizisen az első időpillanatban.

A képsorozat alapján megállapítható, hogy a folyamatos, körülbelül konstans terhelés hatására a fejen és környékén fokozatosan eltűnnek a feszültség csúcsok, ugyan megmaradnak a jellegzetes sávok (a nyomott kör körülötte a húzott gyűrűvel, valamint a nagytompor és a nyak alján lévő húzott rész), azonban a feszültségek értékei jócskán csökkennek. Megfigyelhető az is, hogy a diafizisen egyre jobban nőnek a húzófeszültségek, sőt most a csont belső oldala felé vándorol a húzást jelző kékeszöld folt. Ez érthető is, ha belegondolunk abba, hogy, a frontális síkban kifelé mozgó csontra ható függőleges erő egy része az elhajlás miatt az x komponenseket „segíti”, így a combnyakat letörni akaró erő lecsökken, az ott lévő húzófeszültségek is mérséklődnek. Ez azonban a száron nagyobb húzást okoz, és a megnövekedett x irányú hajlító erő átviszi a húzott részt a csont belső oldalára. A botlásig bekövetkező feszültség változásokat a *III.18. ábra* diasorozatán láthatjuk.



III.18.a. ábra: Az 1. és 10. időlépés 1. főfeszültségei, már itt látszik, hogy fejen tűnnek el a világoskék foltok.



III.18.b. ábra: A 30. időlépésre (kb. 0.,54 s) a fej tetején már nincs jelentős húzás.

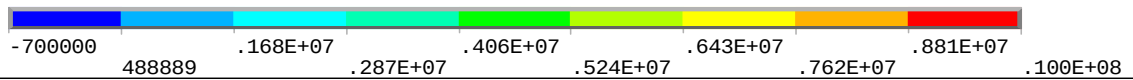
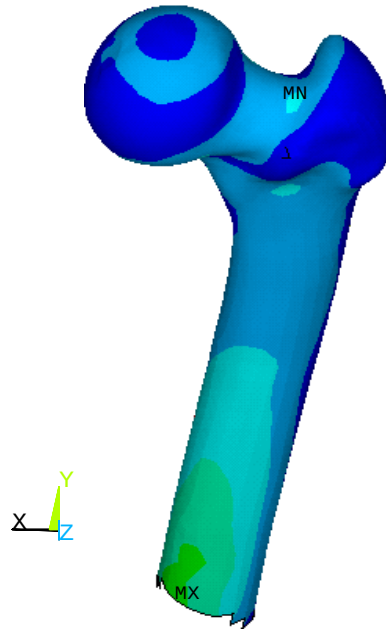
1

NODAL SOLUTION

STEP=1
 SUB =40
 TIME=.72
 S1 (AVG)
 DMX =.055696
 SMN =-.307E+07
 SMX =.648E+08

ANSYS

OCT 7 2012
 17:27:13



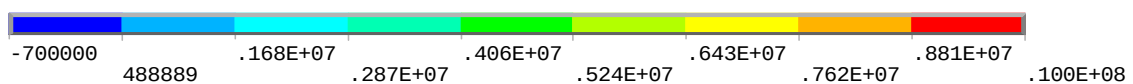
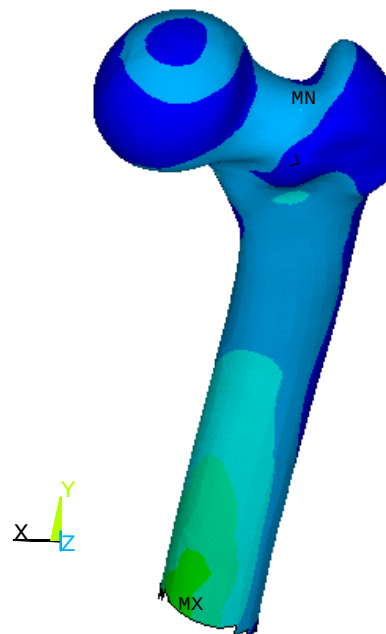
1

NODAL SOLUTION

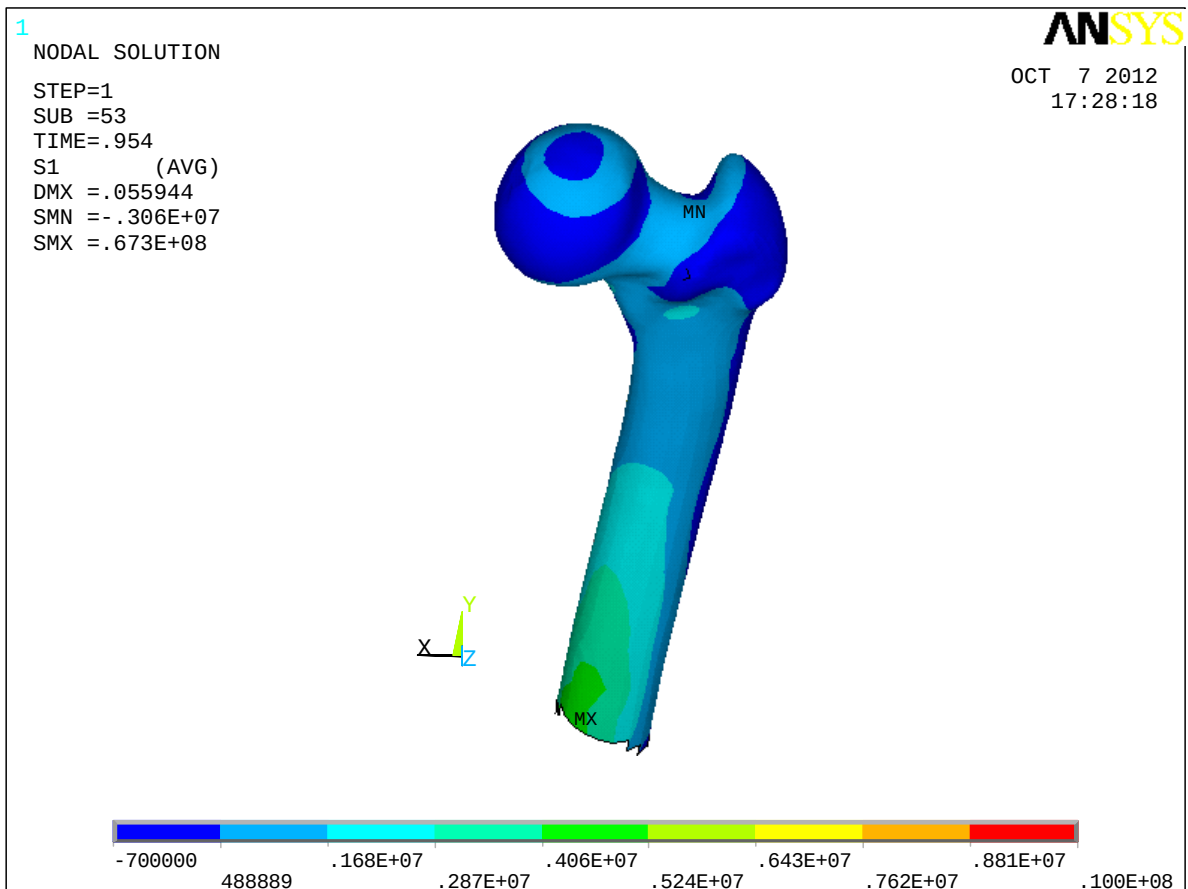
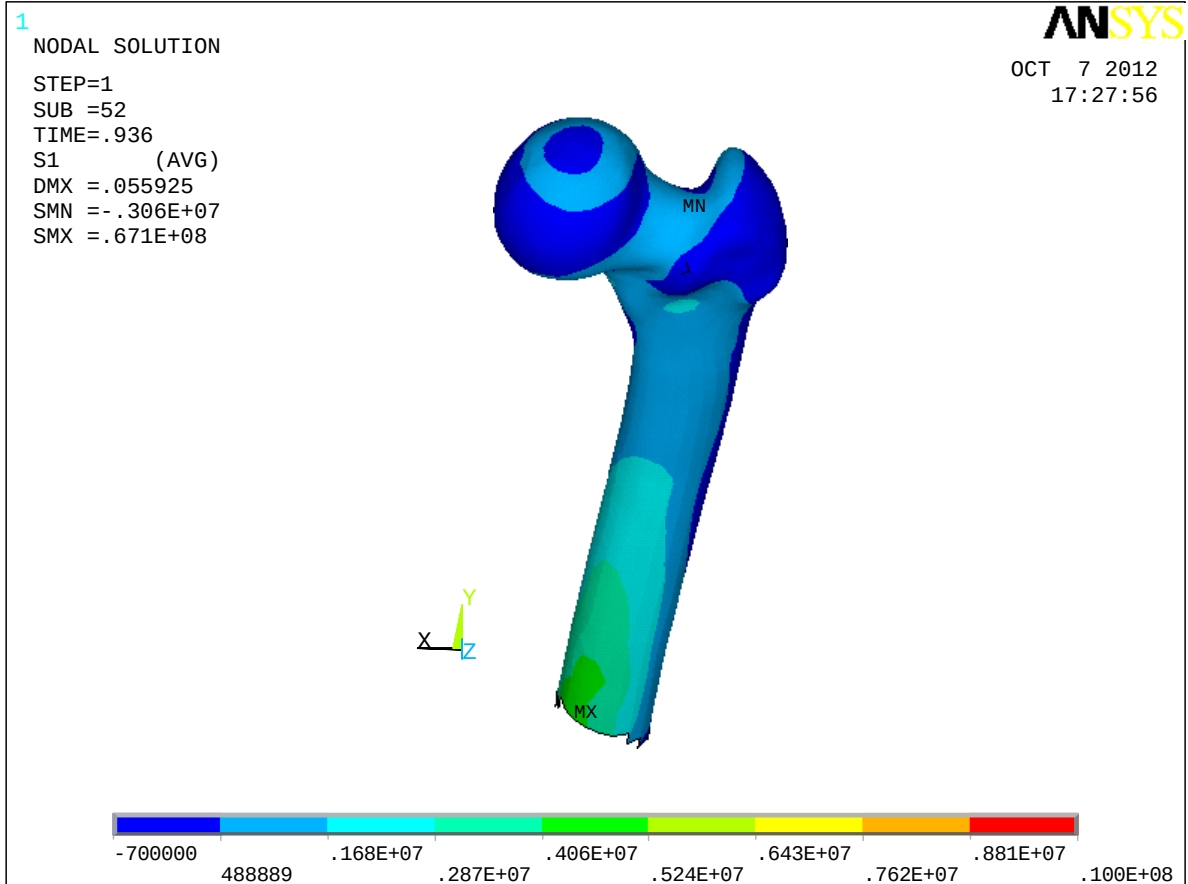
STEP=1
 SUB =50
 TIME=.9
 S1 (AVG)
 DMX =.055885
 SMN =-.306E+07
 SMX =.667E+08

ANSYS

OCT 7 2012
 17:27:35



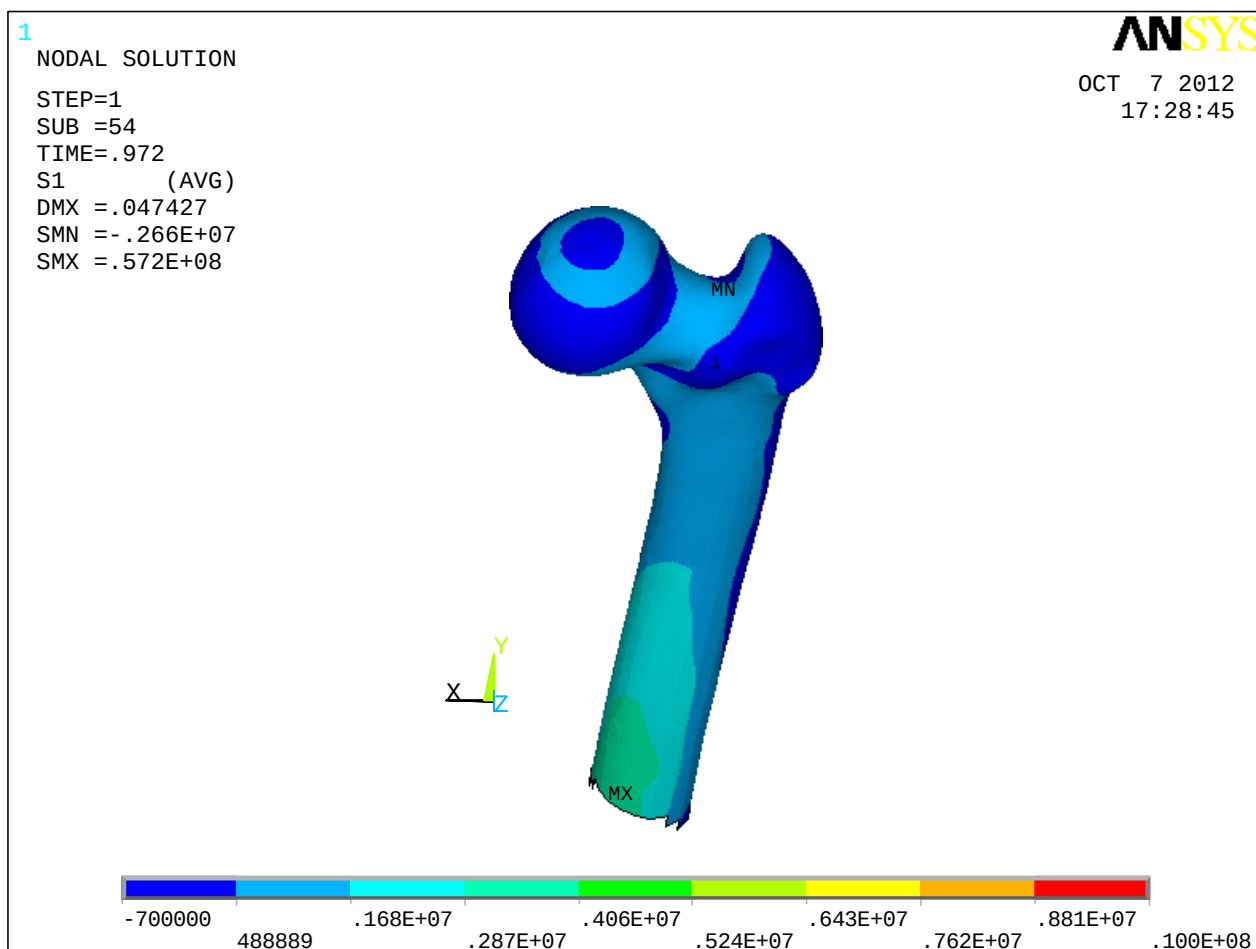
III.18.c. ábra: 0,9 s-ra a nagytompor és nyak aljánál lévő csúcs is eltűnt, a feszültségek áthúzódtak a szár belső oldalára.



III.18.d. ábra: A botlás előtti közvetlen pillanat.

Ezután következik be a botlás, ekkor rövid idő alatt jelentős elmozdulásokat láthatunk mindhárom irányban (*III.19. ábra*). A fejen és környékén nem látható jelentős változás egészen addig, amíg a hirtelen lecsökkent kapcsolati erők újra el nem kezdenek növekedni, az előbbinél sokkal magasabb értékre. A száron lévő feszültségek is gyorsan lecsökkennek, olyan mintha a húzott folt lejjebb húzódná.

Ez az állapot nem tart sokáig, egy újabb hirtelen mozdulat követően a fejen megjelenik a világoskék húzott gyűrű és nagytompor alján kialakuló kis húzófeszültség elkezd „körbe folyni” a nyakat és a fejet. Ezzel párhuzamosan, frontálisan nézve a nagytompor elülső oldalán is megnő a húzás. Érdekesen alakul ki egy húzott csík, mely a külső oldalon a nagytompor aljánál indul és a csont elülső része felé tart. Az egylábas statikus képeken ez nem jelenik meg. Olyan, mintha a csont ott a tengelyével kb. 30°-ot bezáró szögben el akarna törni. Ezt kevésbé várnánk, mint azt, hogy a nyaknál (ahol zöld szín jelzi a megnövekedett feszültségi értékeket) törik el.



III.19.a. ábra: A botlás utáni első pillanat, a kapcsolati erők még nem érték el a minimális értéket, az elmozdulások változása is látható az ábrán.

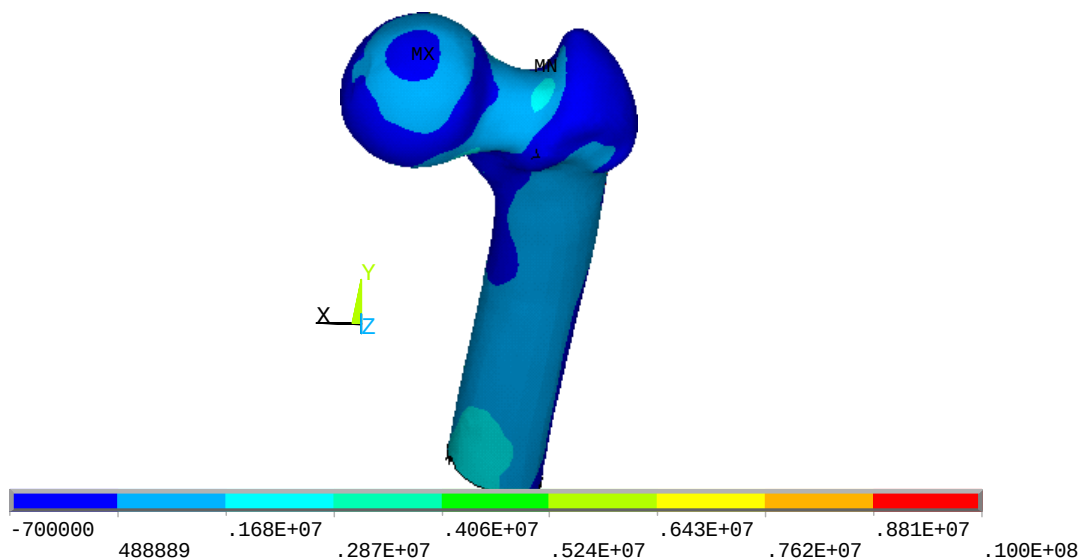
1

NODAL SOLUTION

STEP=1
 SUB =57
 TIME=1.026
 S1 (AVG)
 DMX =.027901
 SMN =-.189E+07
 SMX =.349E+08

ANSYS

OCT 7 2012
 17:29:27



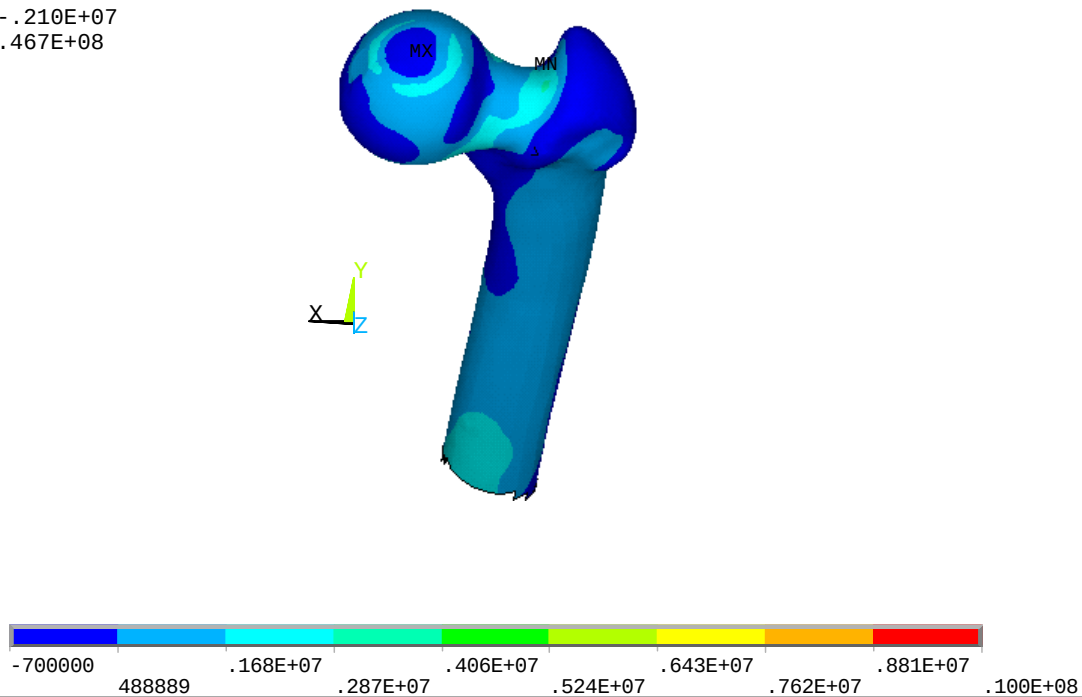
1

NODAL SOLUTION

STEP=1
 SUB =59
 TIME=1.062
 S1 (AVG)
 DMX =.028392
 SMN =-.210E+07
 SMX =.467E+08

ANSYS

OCT 7 2012
 17:30:15



III.19.b. ábra: 1,062 s-ra már újra megjelennek a magasabb húzófeszültségek a fejen és a nyakon egyaránt.

1

NODAL SOLUTION

STEP=1

SUB =61

TIME=1.098

S1 (AVG)

DMX =.028899

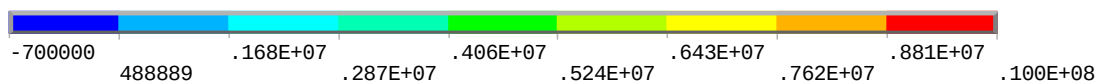
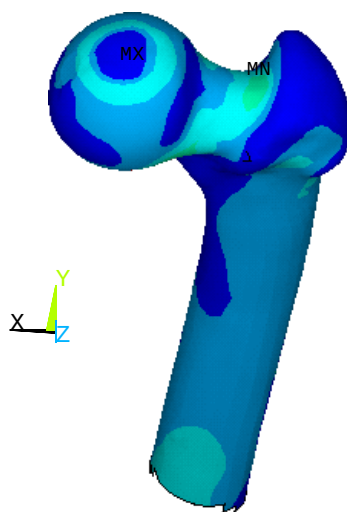
SMN =-.232E+07

SMX =.585E+08

ANSYS

OCT 7 2012

17:30:39



1

NODAL SOLUTION

STEP=1

SUB =62

TIME=1.116

S1 (AVG)

DMX =.029158

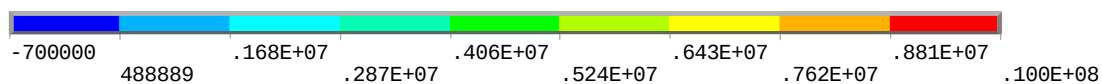
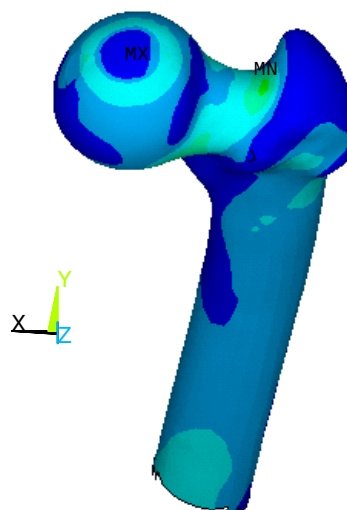
SMN =-.242E+07

SMX =.644E+08

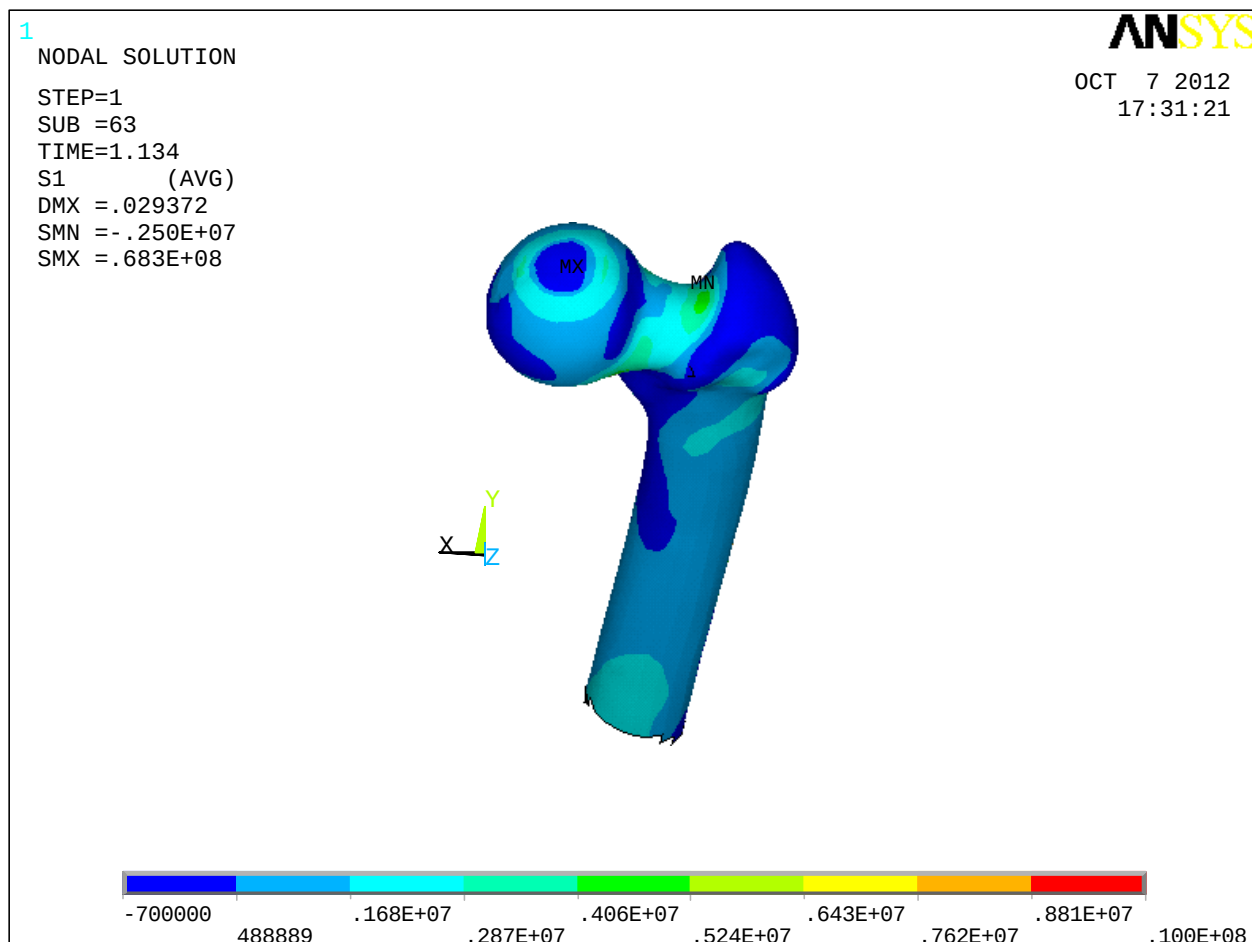
ANSYS

OCT 7 2012

17:30:58

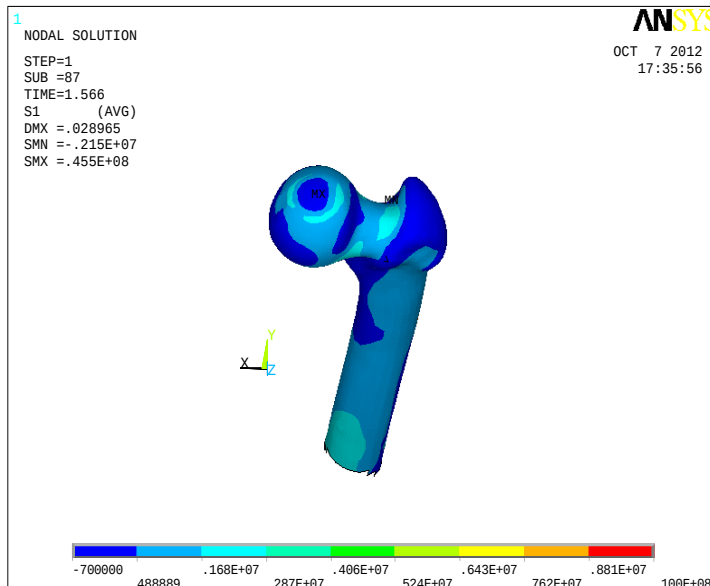
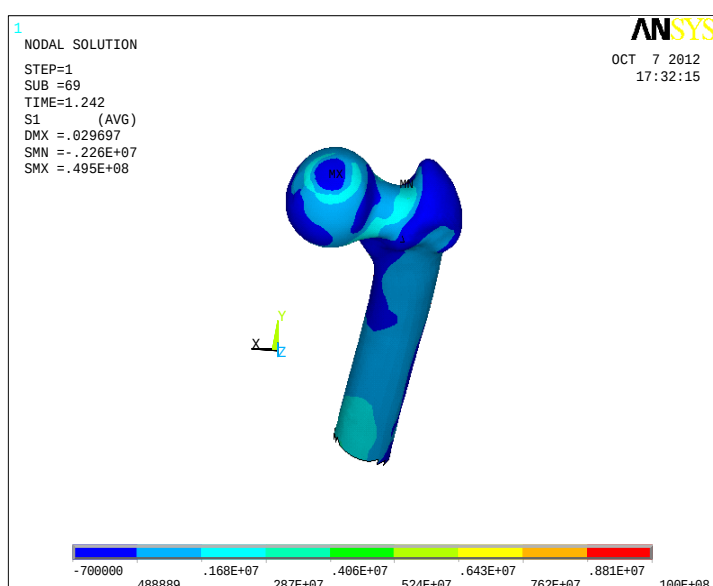


III.19.c. ábra: A 62. időlépésre nem csak a fejen és a nyakon, hanem a nagytompor elülső oldalán is növekedés tapasztalható.



III.19.d. ábra: 1,134 s-kor van maximuma a kapcsolati erőknek, a képen látható a nagytompör aljáról kb. 30°-ban induló csík.

Ahogy a vizsgált személy kezdi visszanyerni egyensúlyát, az elmozdulási ábrán látható kilengések is egyre csökkennek. A helyzet stabilizálódásával a feszültségek is mérséklődnek, eltűnnek a botláskor megjelenő csúcsok, visszaáll a kezdeti eloszláshoz hasonló állapot, ez látható a *III.20. ábrán*.



III.20. ábra: Az egyensúly visszanyerése után kialakul a kezdetihez hasonló állapot.

Összefoglalva az eredményeket:

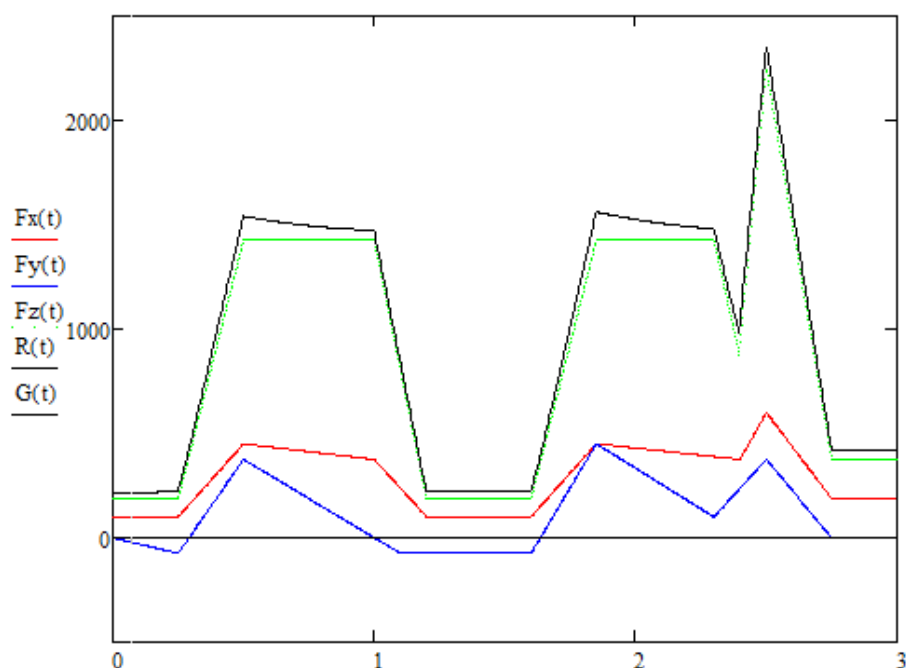
- A kezdeti állapotban a fej és nyak környékén csökkennek a feszültségek, míg a diafizisen nőnek, és a csont belső oldala felé mozognak.
- A botláskor a hirtelen csökkenő kapcsolati erők ugyanilyen hirtelen kezdenek el nőni, ez a fejen és a nyakon is jelentős feszültség-növekedést eredményez. Megjelenik a nagytompornál induló vékony húzott sáv, amely a csont elülső részén ér véget.
- Az egyensúly visszanyerésével párhuzamosan fokozatosan visszaáll a normális állapot.

A mostani szimuláció szerint sehol nem keletkezett töréshez közeli feszültség.

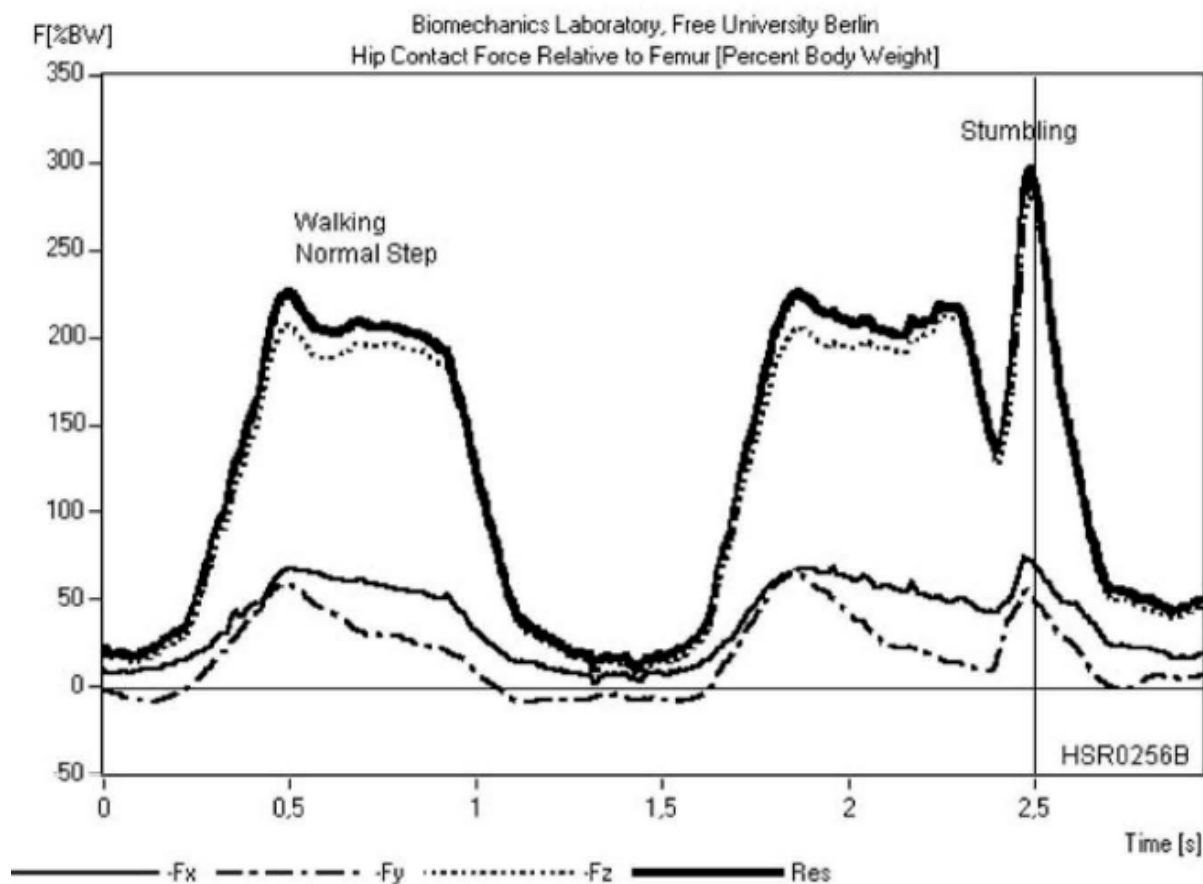
III.4.2. Taposógép hirtelen megállítása

A kísérlet során a vizsgálat személy 3,5 km/h-val mozgott a taposómalmon, ekkor az eredő kapcsolati erő maximuma a testsúly 220%-át is elérte. A taposógép hirtelen, figyelmeztetés nélkül történő megállításakor azonban elérték a 300%-ot is. Az eleséstől a mellkasa köré font öv védte meg.

A kapcsolati erő függvényének közelítése a *III.21. ábrán* látható. Ezen is látszik, hogy volt egy rendes lépés, majd a rá következő lépésben (2,3 s-nál) bekövetkezett a botlás. Ekkor - hasonlóan a támaszvesztés esetéhez – hirtelen lecsökken a kapcsolati erő, majd nagyon gyorsan az eddigi maximumnál sokkal magasabbra emelkedik. Az egyensúlyt hamar visszanyerte, a függvényben nincs több „ugrálás”, 2,7 s-nál már alig nagyobb a kapcsolati erő a kezdetinél.



III.21. ábra: A közelítő függvények, jól elkülönülnek az egyes lépések, ahogy a páciens emeli és leteszi a lábait (N egység).



III.22. ábra: Az eredeti görbék [23].

A combfejről a háló egy csomópontját kiragadva, a proximális epifízis elmozdulásai – az előbbi vizsgálathoz hasonló módon – szemléltethetők grafikonnal is (III.23. ábra). Az elmozdulás-komponensek függvényei is periodicitást mutatnak egészen a 2,3 s-ig, amikor is megállították a taposógépet. Ahogy hirtelen megállt a gép, a z komponens hirtelen lecsökkent, majd kevéssel ezután rövid idő alatt felemelkedett legmagasabb értékére. Érdekes az is, hogy másik két erőkomponens nem csökken le, hanem azonnal megnövekszik. Valószínű, hogy ez a botlaskor ösztönösen fellépő izommunkával magyarázható. A „balesetkor” a z irányú elmozdulás nő meg leginkább, majdnem kétszeresére változott, azonban a mozgás során y irányban voltak a legnagyobbak az elmozdulások, hátrafele elérték a 6 cm-t is (bár 0,4 s és 1,6 s között majdnem zérus).

Kezdjük az elemzést most is a főfeszültségek vizsgálatával. A függvény éppen arra a lábra való lépéssel kezdődik, amiben a protézis volt. Ekkor alacsonyak a feszültségek, az egész proximális vég és a szár egy jó része nyomást szenved. A szár belső oldalán kb. a közepéig azonban van húzófeszültség. Mivel az y irányú erők ebben a pillanatban nagyon alacsonyak, a z komponensnek magasabb értékét pedig „semlegesíti” kis karja, a belső oldalon van a húzás és nem „csavarodik” se előre, se hátrafele (III.24. ábra).

1

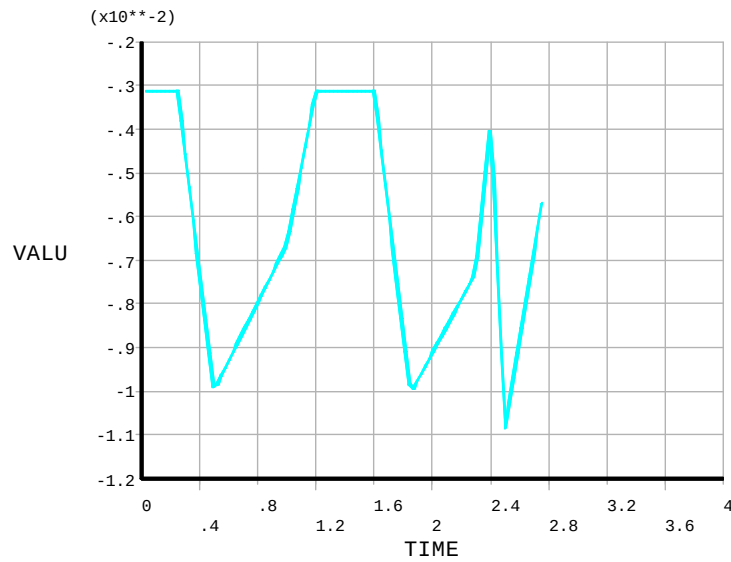
POST26

UX_2

ANSYS

OCT 9 2012

18:12:47



1

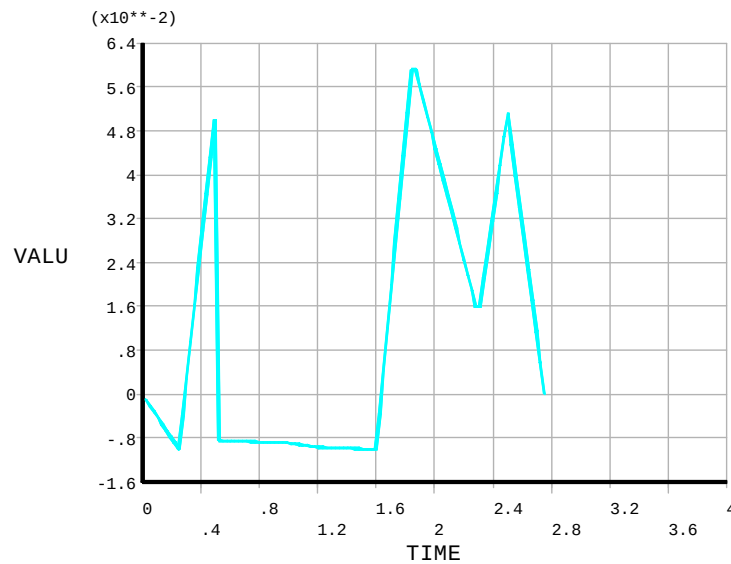
POST26

UY_3

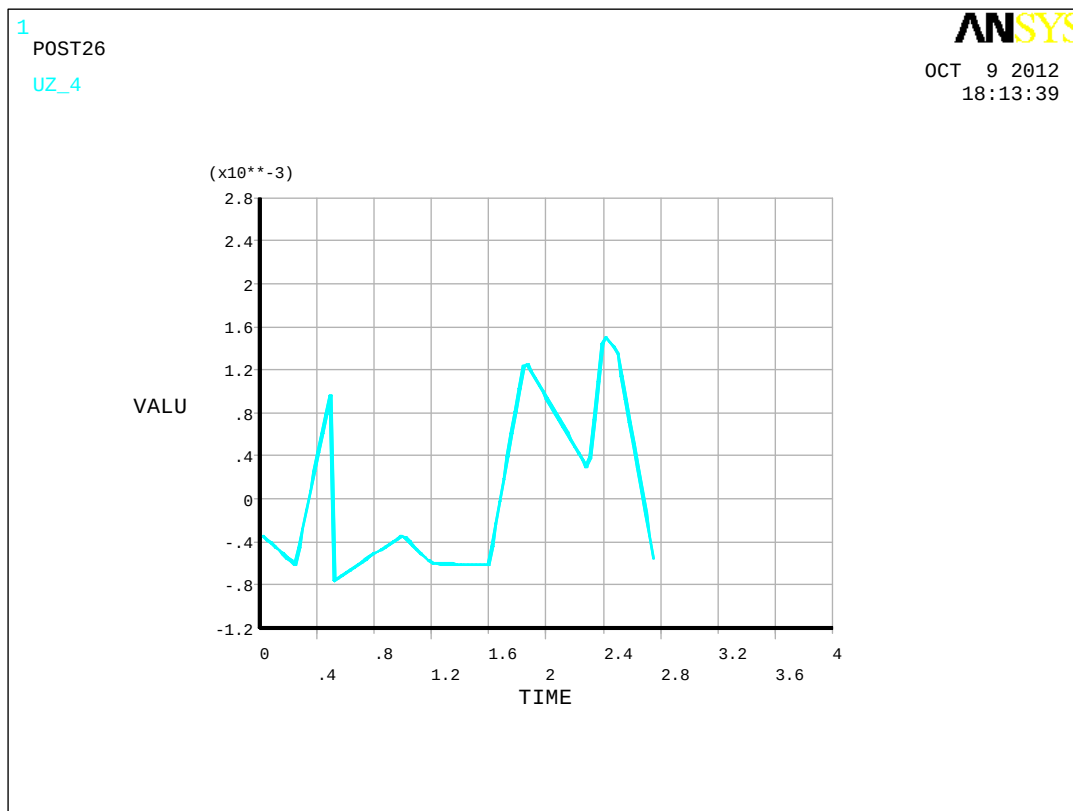
ANSYS

OCT 9 2012

18:13:06



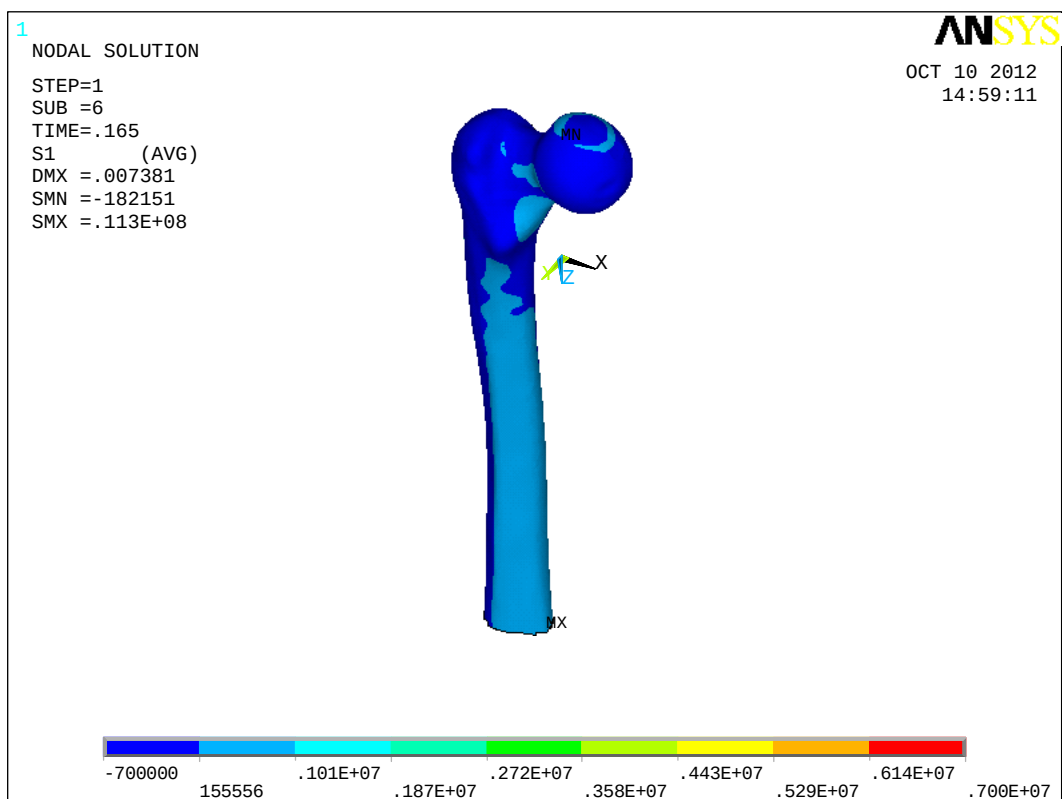
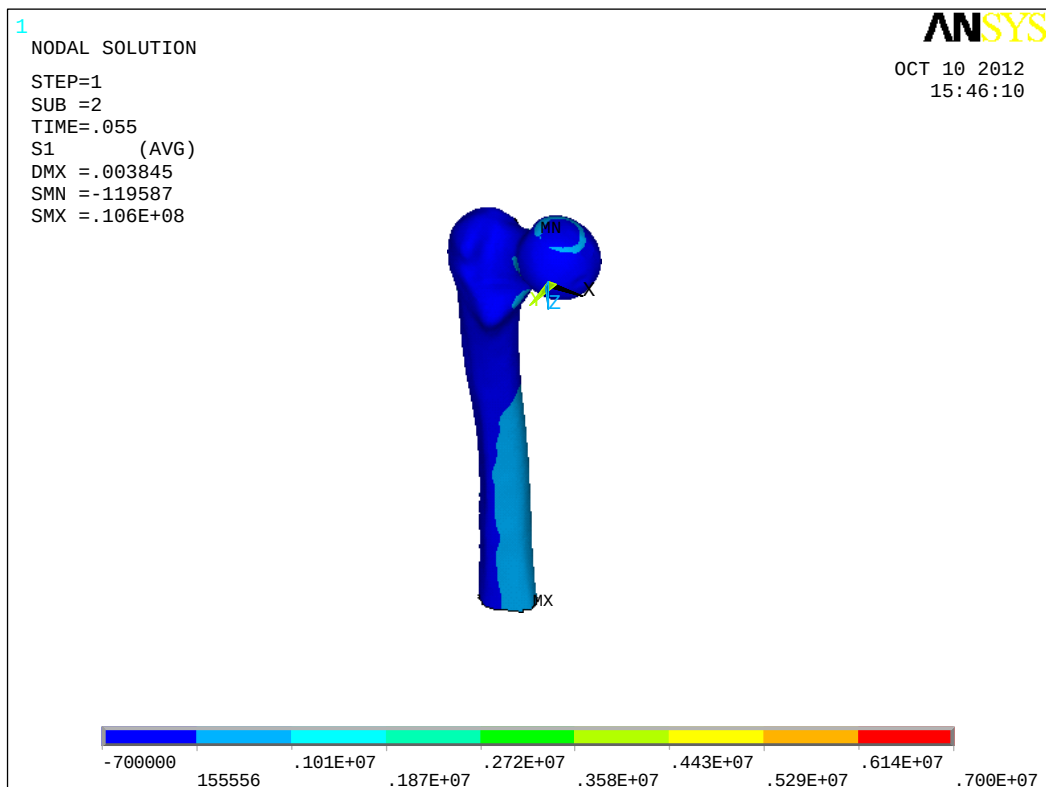
III.23.a. ábra: Az x és y irányú elmozdulások.



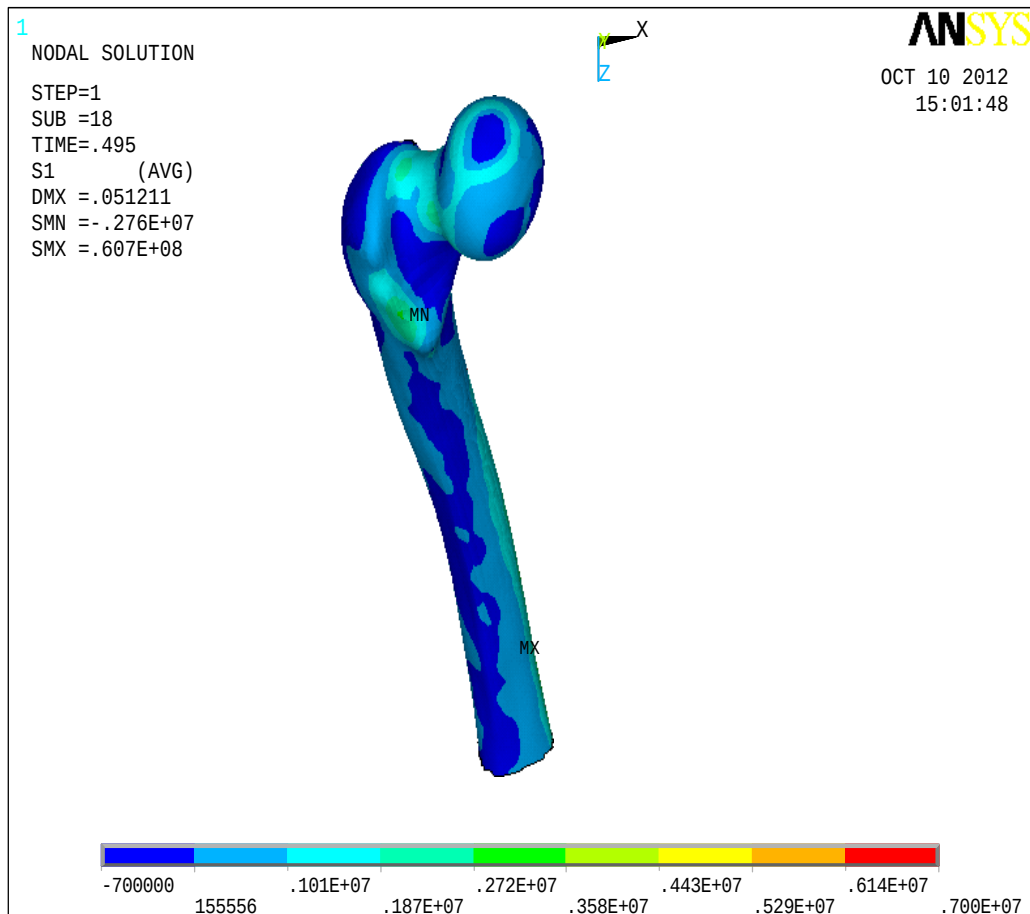
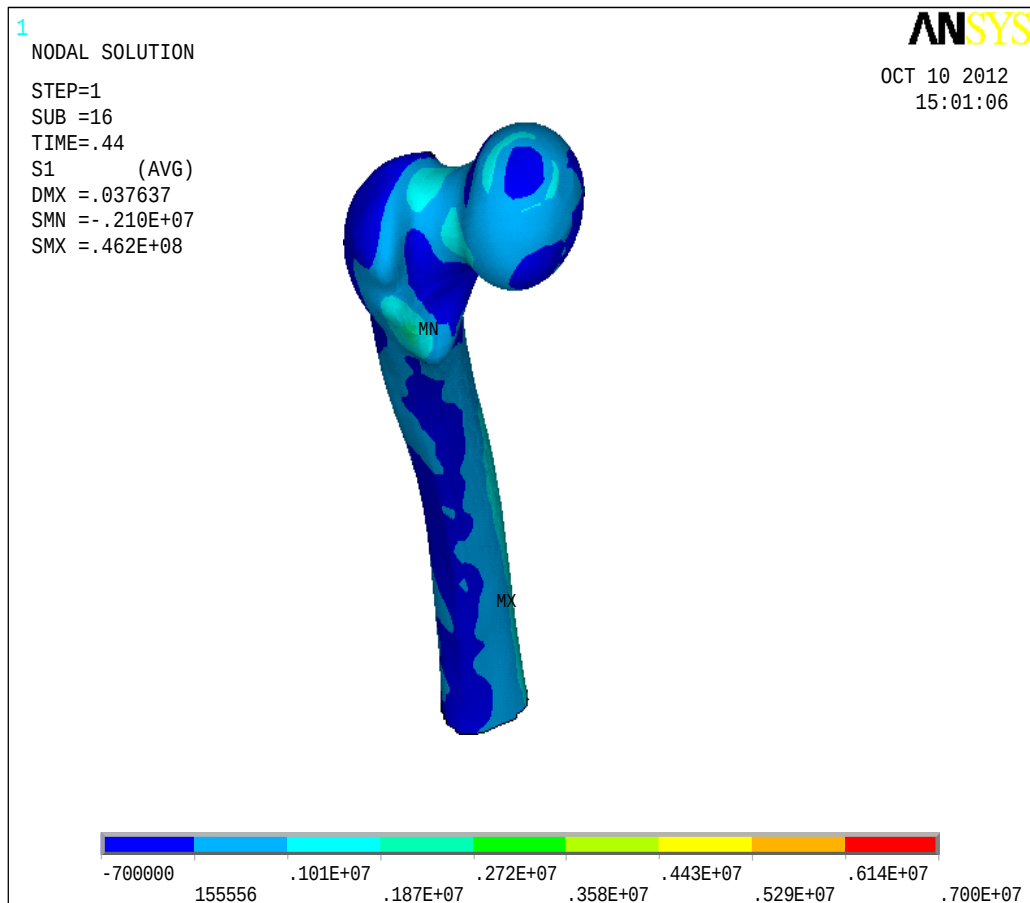
III.23.b. ábra: A z komponens.

Ahogy a sarok a földre ér, elkezdene nőni a kapcsolati erők, ezekkel egy időben a feszültségek is. 0,25 s körül a csont belső oldalán lévő húzott zóna feljebb kúszik és átvándorol a szár hátsó részére. Ez így megfelel annak a ténynek, hogy az y komponens ebben a pillanatban a közelítő függvény szerint nem sokkal kisebb az x -nél, és karjával a száron ugyancsak jelentős nyomatékot okoz.

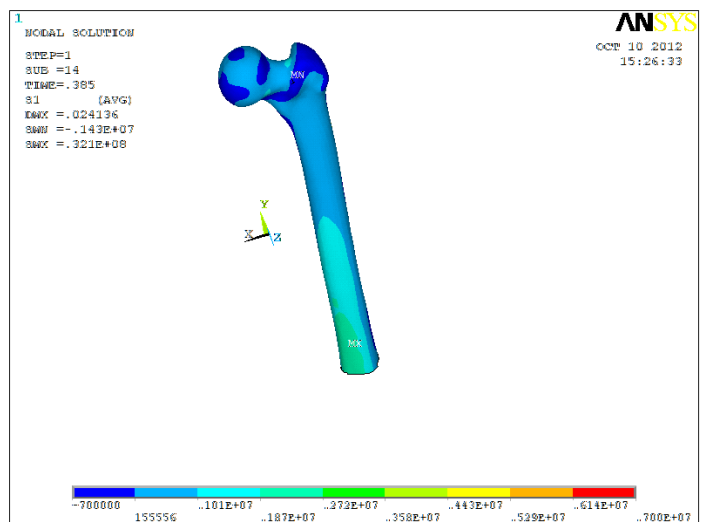
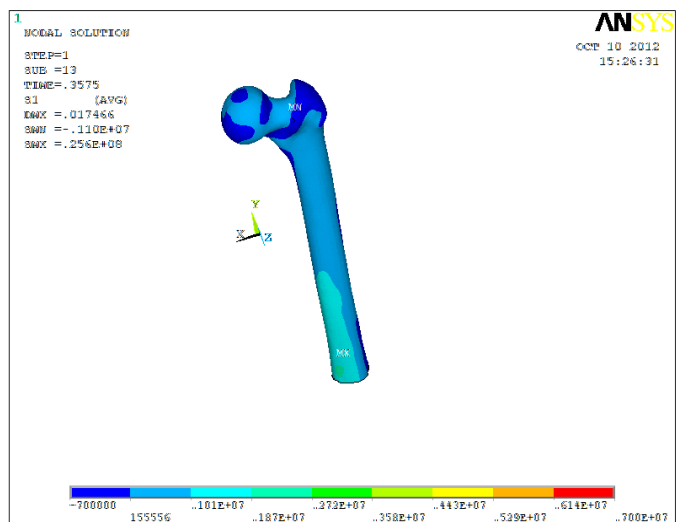
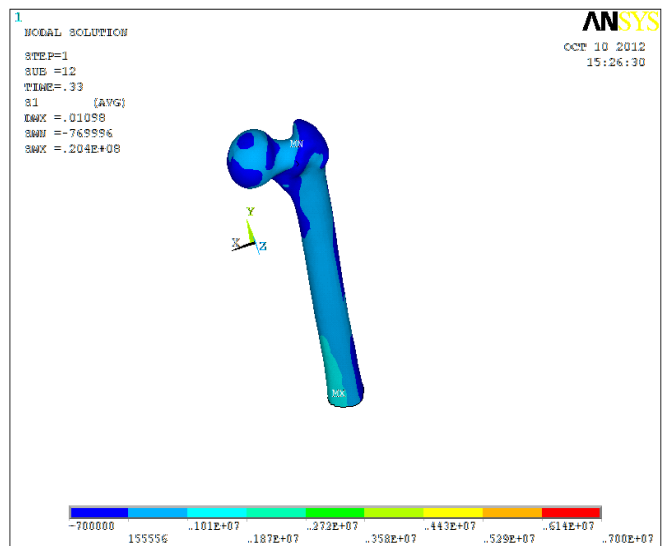
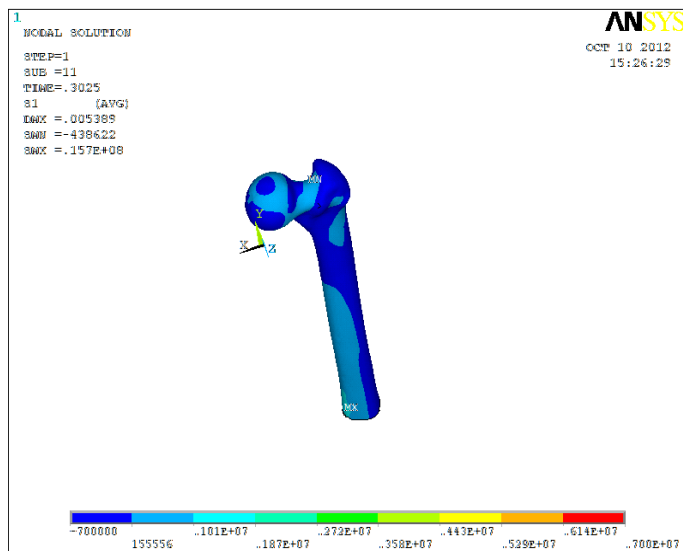
Amint egyre nagyobb súly helyeződik erre a lábra, elkezdene kirajzolódni a fejen a kapcsolati erők támadáspontjai, a nagytompor és a nyak között is megjelennek a feszültségcsúcsok (III.25.a. ábra-torzított lépték). Ekkor már a csont első felén van a húzott rész, azonban a láb letételét követően újra a vízszintes erőkomponensek hatása lesz a mértékadó, ennek megfelelően újra belül láthatjuk a diafízis magasabb húzófeszültségeit (III.26. ábra). Ezt követően, amíg ezen a lábon áll, a feszültségek nem változnak jelentősen, a szár belső oldalán lévő folt kicsit visszahúzódik. Ezen idő alatt is látható az előbbi kísérletben említett kék csík, mely a nagytompor első oldaláról indul, csak most nem olyan hangsúlyos.



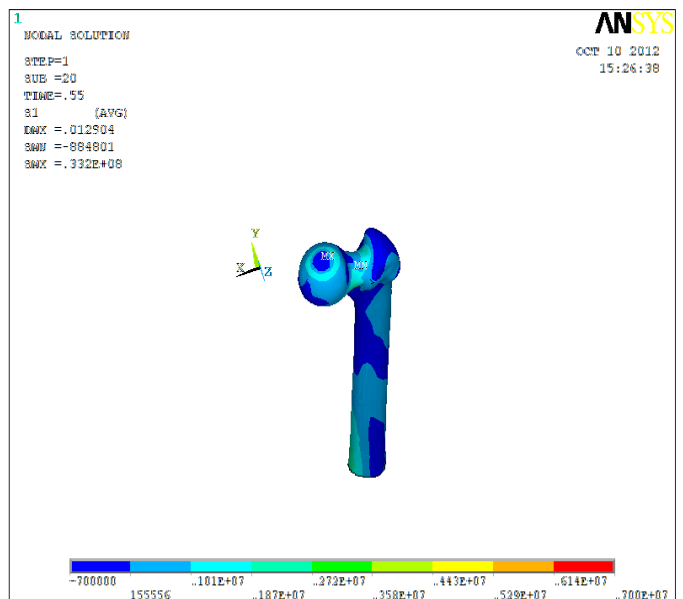
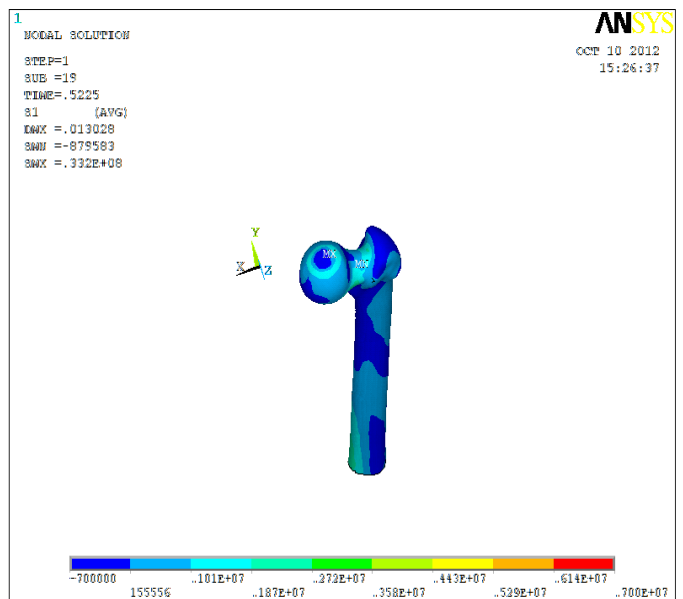
III.24. ábra: A szimuláció kezdetén alacsonyak a feszültségek, nem túl magas húzás lép fel a csont belső oldalán, a fej és a nyak majdnem teljesen nyomott.



III.25.a. ábra: A testsúly ráhelyezésekor fokozatosan megnőnek a feszültségek (a zöld szín kb. 3-3,5 MPa).



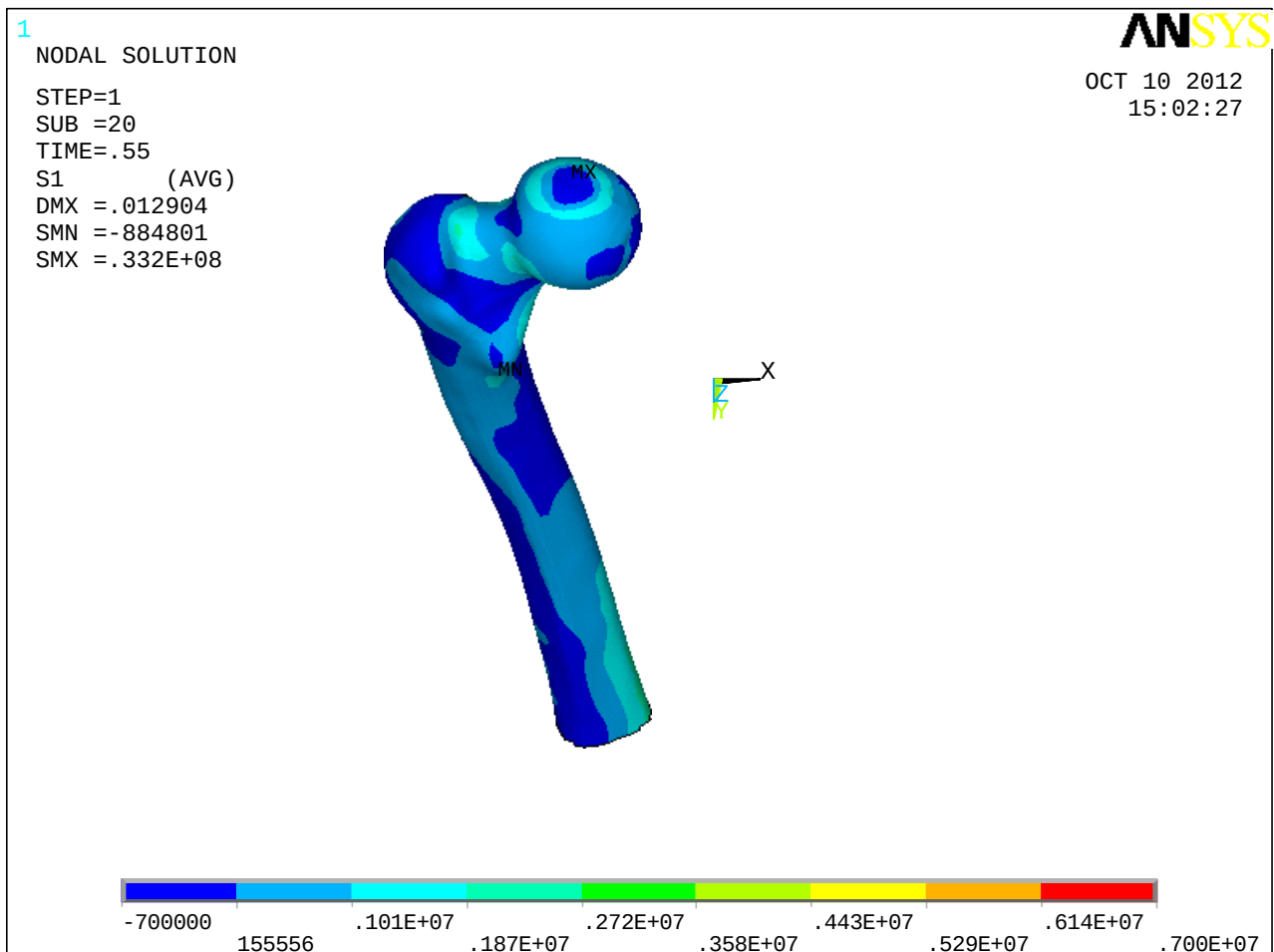
III.25.b. ábra: A képen a combcsont első oldala látható, ahogy a feszültségek a belső oldalról előre és felülre rendeződnek.



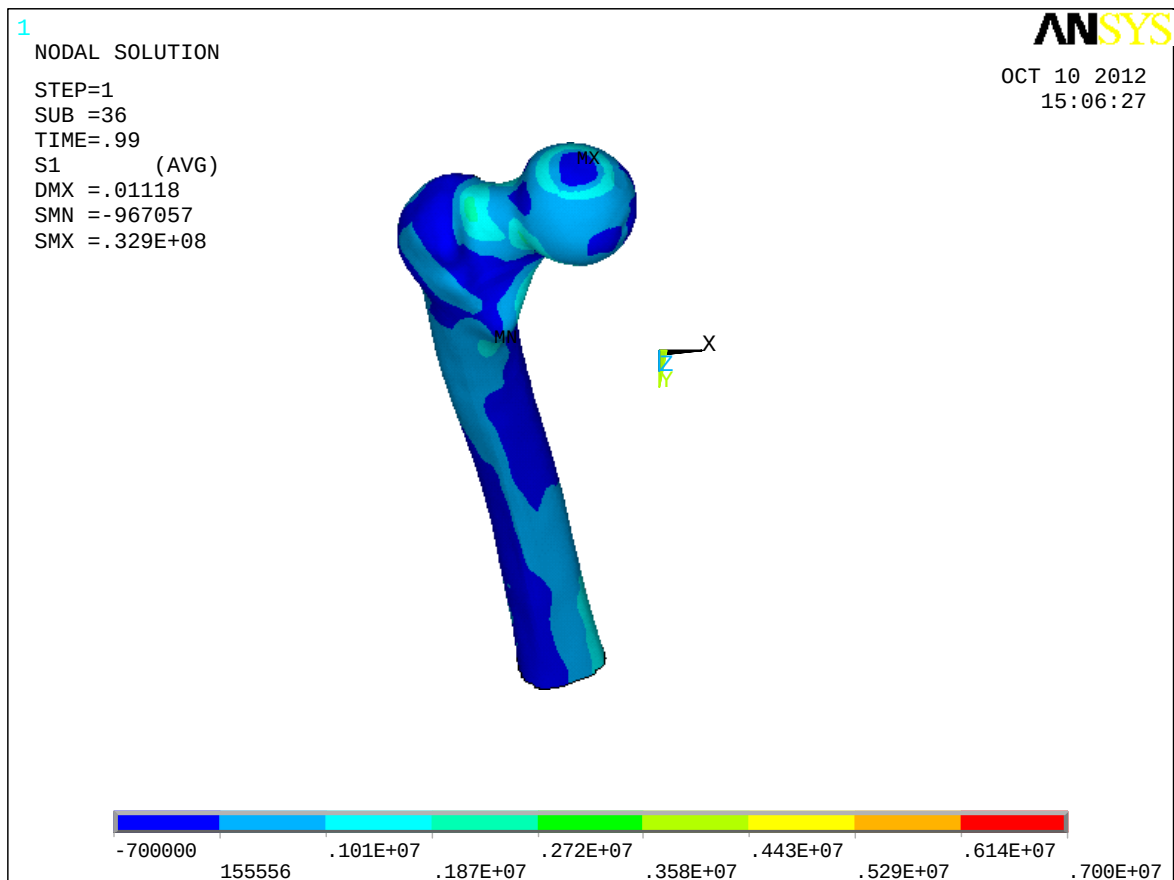
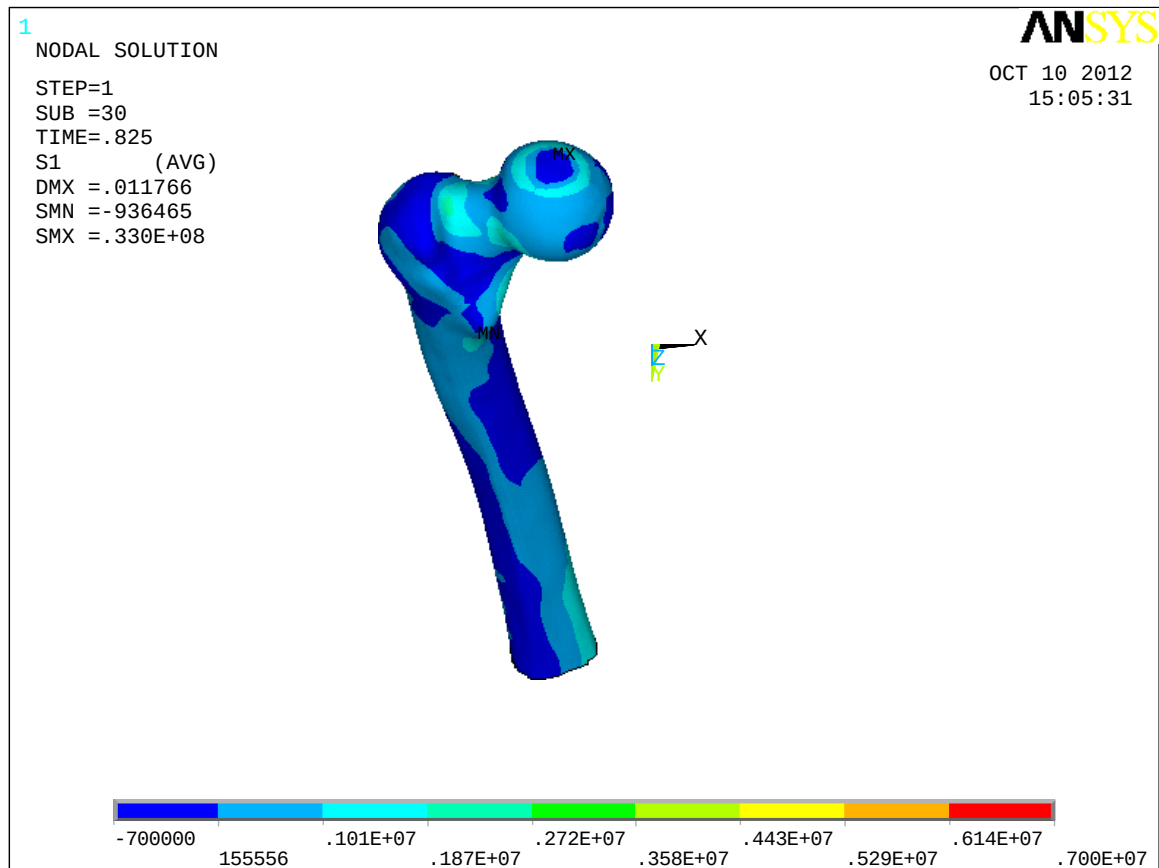
III.26.ábra: A láb leérésekor újra belülre kerülnek a magasabb feszültségek.

A járás következő szakaszában az eddig terhelt lábat kezdjük tehermentesíteni, a testsúlyunkat fokozatosan áthelyezzük a másik lábunkra. Ez nyilvánvalóan lecsökkenti a feszültségeket is, a fej és környéke sötétkék lesz jelezve, hogy most teljesen nyomott. Itt változás nincs is a láb újbóli letételéig (III.28. ábra). A szár hátsó részén az első pillanatokhoz hasonlóan újra magasra kúszik a húzott rész, bár mértéke egyáltalán nem jelentős (1-1,5 MPa körül mozog).

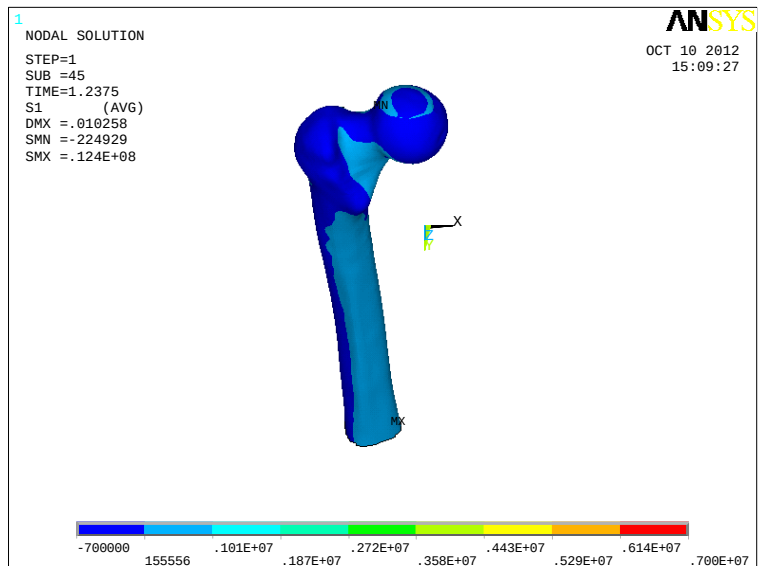
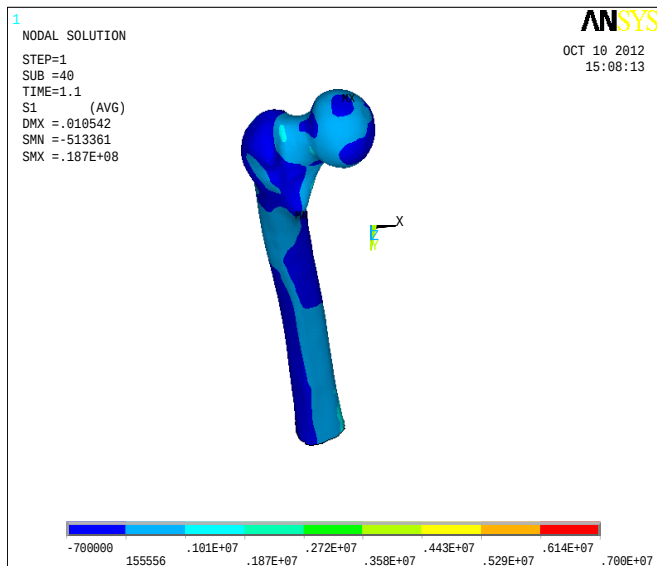
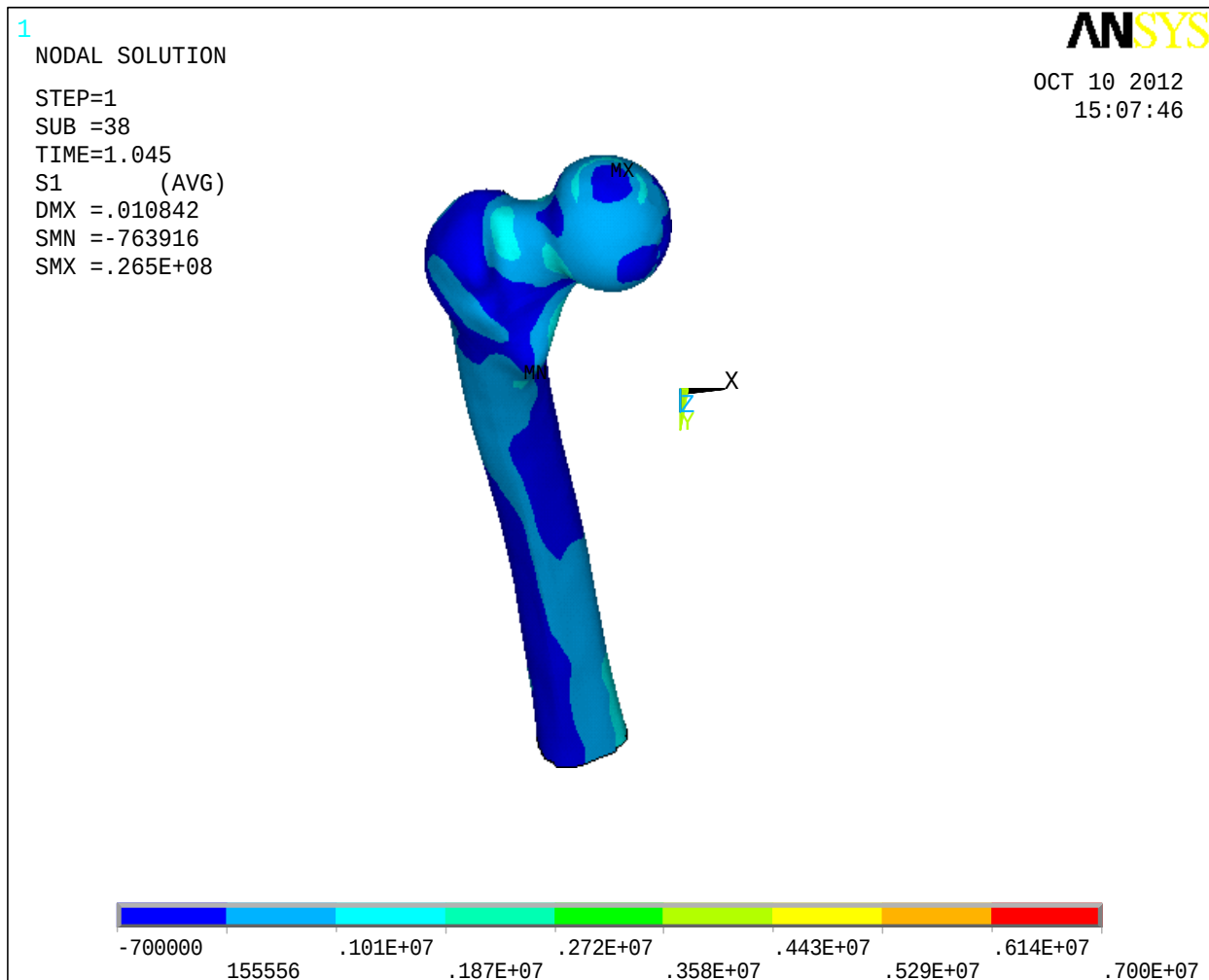
A láb újratelése következtében a feszültségek eloszlásukban és nagyságukban is az előbb leírtakhoz hasonlóan alakulnak. A fejen és környékén ismét jelentős csúcsok vannak. Annyi különbség azért van, hogy míg az előbb a teljes ránehezédést követően a csont belső oldalára került a jelentős húzás, addig ez most elől marad hosszabb ideig. A másik láb mozgásának ideje alatt most is keveset változnak a proximális vég feszültségei.



III.27.a. ábra: A 0,5-1 s szakaszon a proximális vég feszültségei alig változnak.



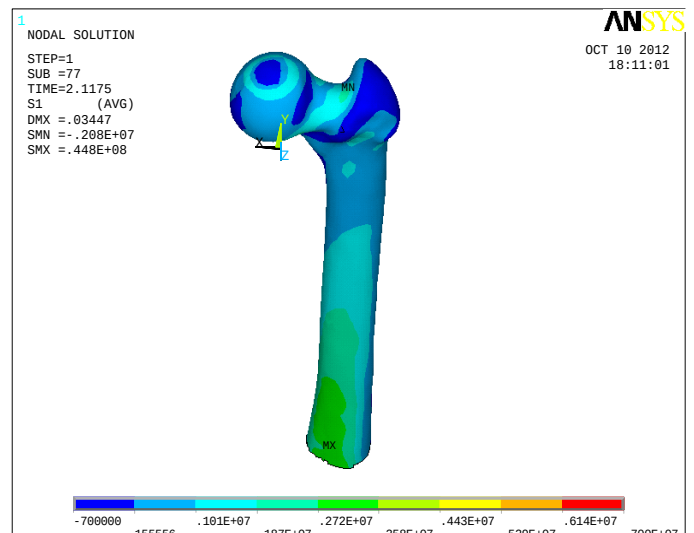
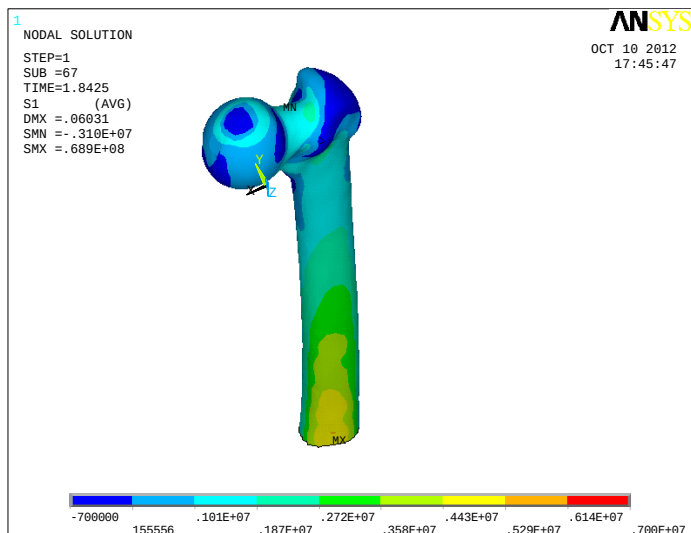
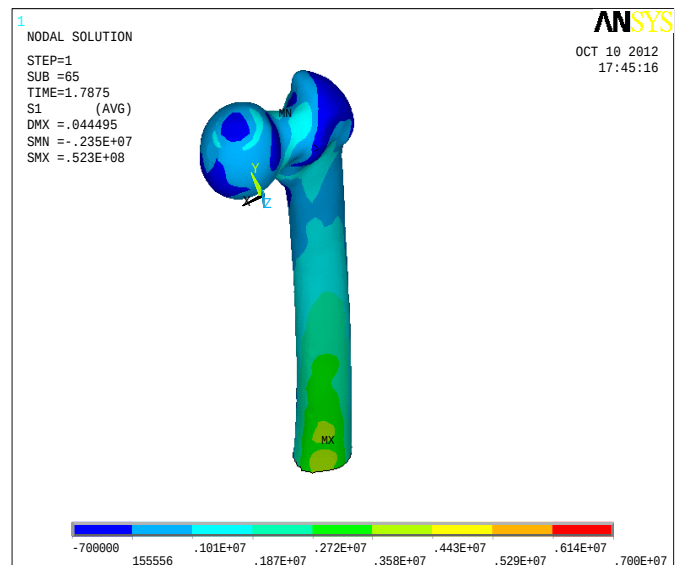
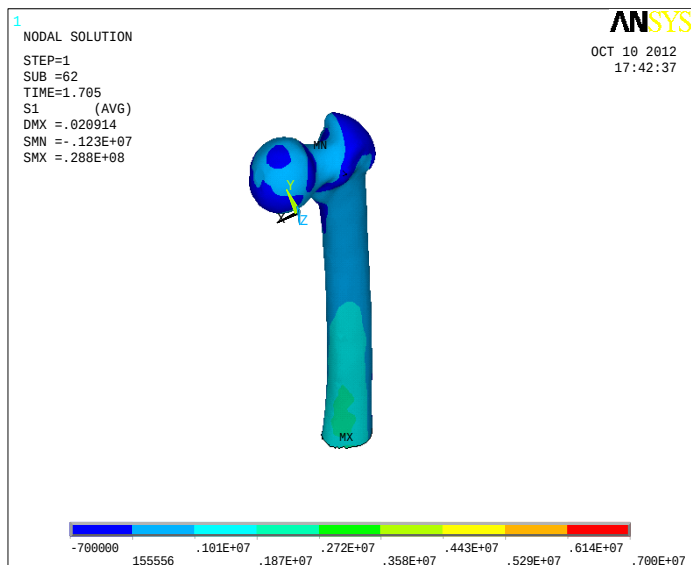
III.27.b. ábra: 0,99 s-ra már csak egy kis világoskék folt látható a szár belső oldalán.



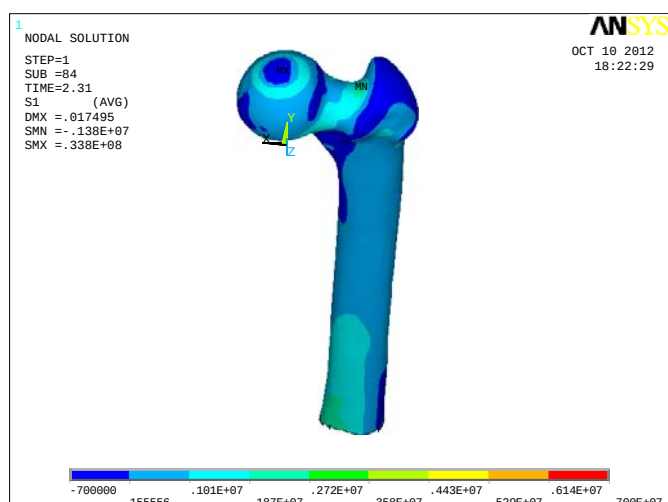
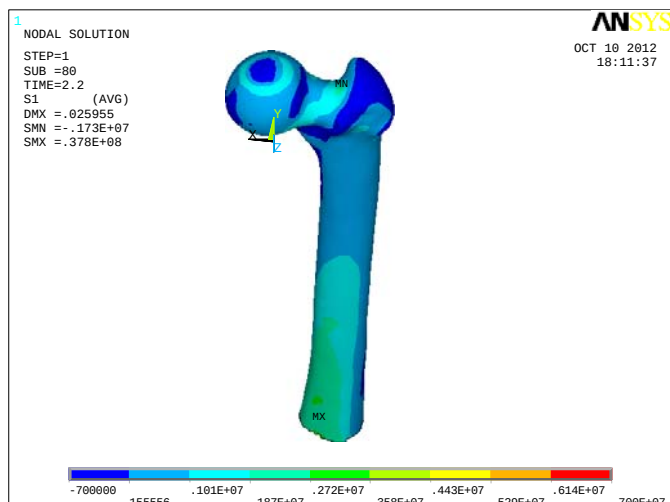
III.28.a. ábra: A fején megszűnik a nyomott területet körülvevő gyűrű, és a nyakról is eltűnnek a világoskék foltok.

2,3 s-ra az elöl lévő húzott rész is lecsökken, átcsúszik a csont medialis oldalára, ekkor azonban a taposógép hirtelen megállása miatt a függőleges erő komponens rövid idő alatt kétszer is jelentőset ugrik. Először lecsökken, majd az eddigi maximum másfélszeresére nő. A másik két komponensben is

megfigyelhető egy kisebb ugrás, ám ezek az egyenesek közel sem olyan meredek, mint a függőleges komponenséi, továbbá ezek növekedését nem előzi meg egy hirtelen csökkenés. Bár mindhárom elmozdulás komponens nagy a botlást követően, mégsem ekkor, hanem korábban, a lábra való nehezedéskor (kb. 1,8 s) volt maximum érték. A száron ekkor keletkeznek a legmagasabb feszültségek, 6,5-6,8 MPa (III.29.a. ábra). Ez amiatt lehet, hogy nem teljesen ugyanolyanok a második lépéskor a kapcsolati erők (ami teljesen normális is, hiszen nem tudunk kétszer pontosan ugyanúgy, ugyanoda lépni). A legnagyobb növekedés az y komponensben látható, ez többszörösére nőtt a botlás előttihez képest.



III.29.a. ábra: A 2. lépéskor a feszültségek felúsznak a szárra, majd fokozatosan eltűnnek onnan.

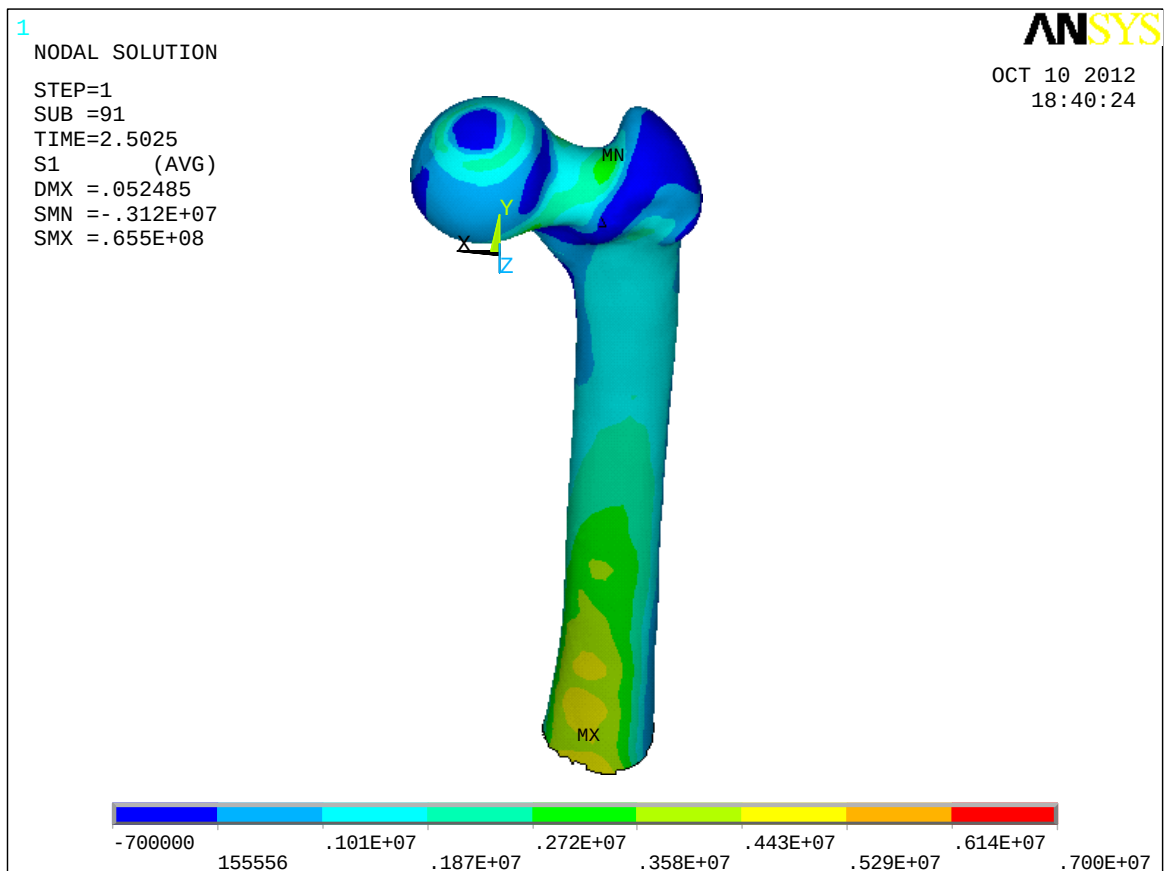
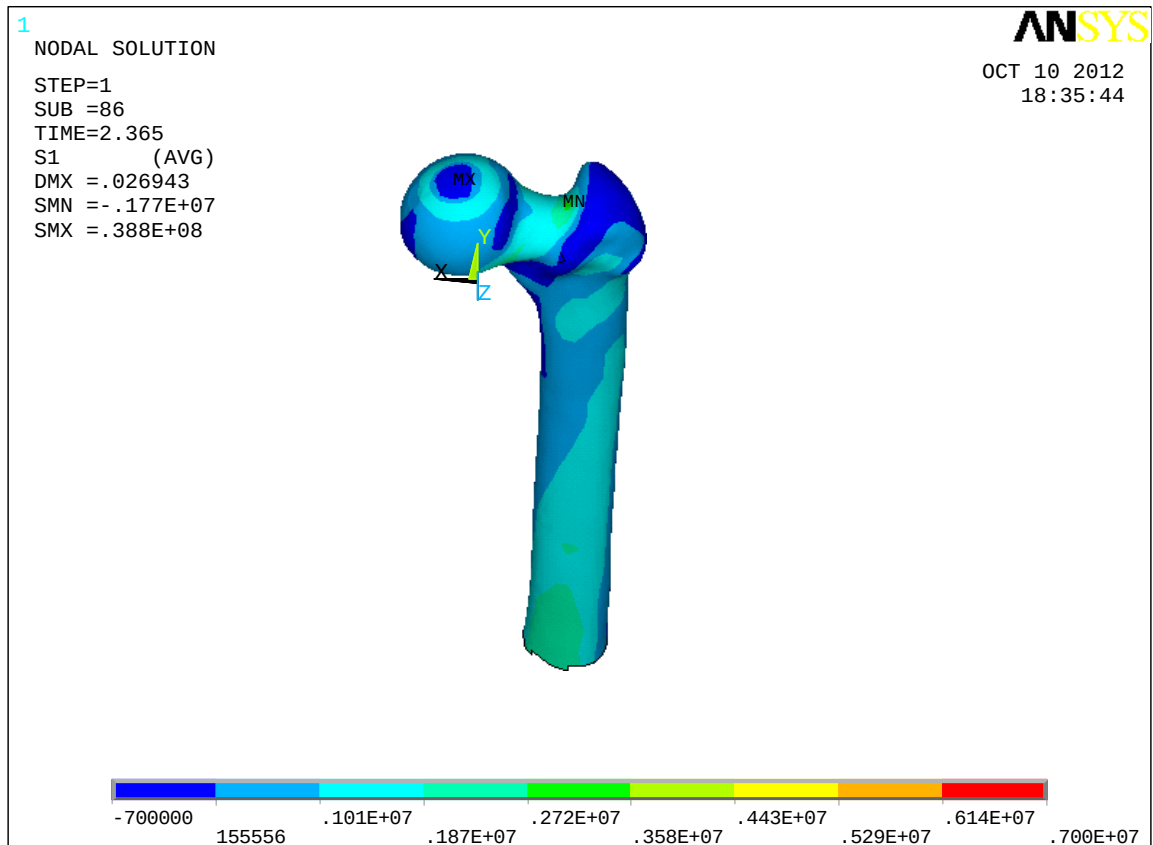


III.29.b. ábra: Közvetlenül a botlás előtti feszültségeloszlás.

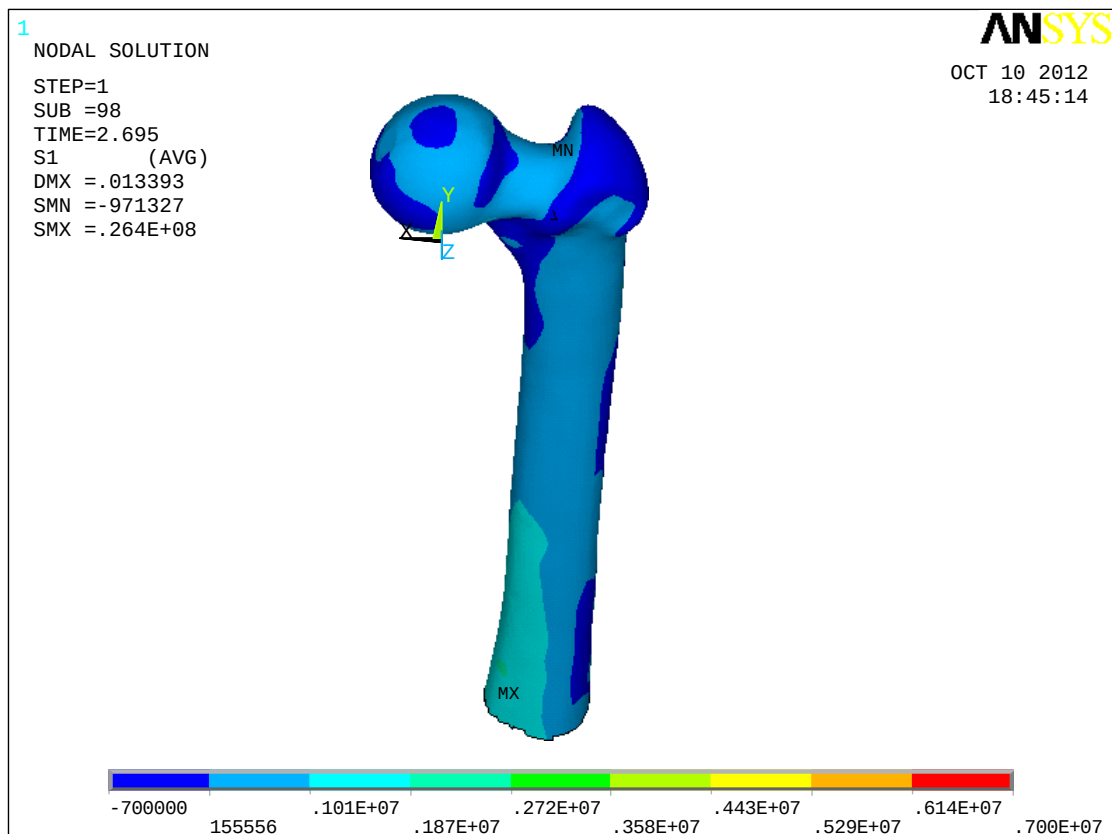
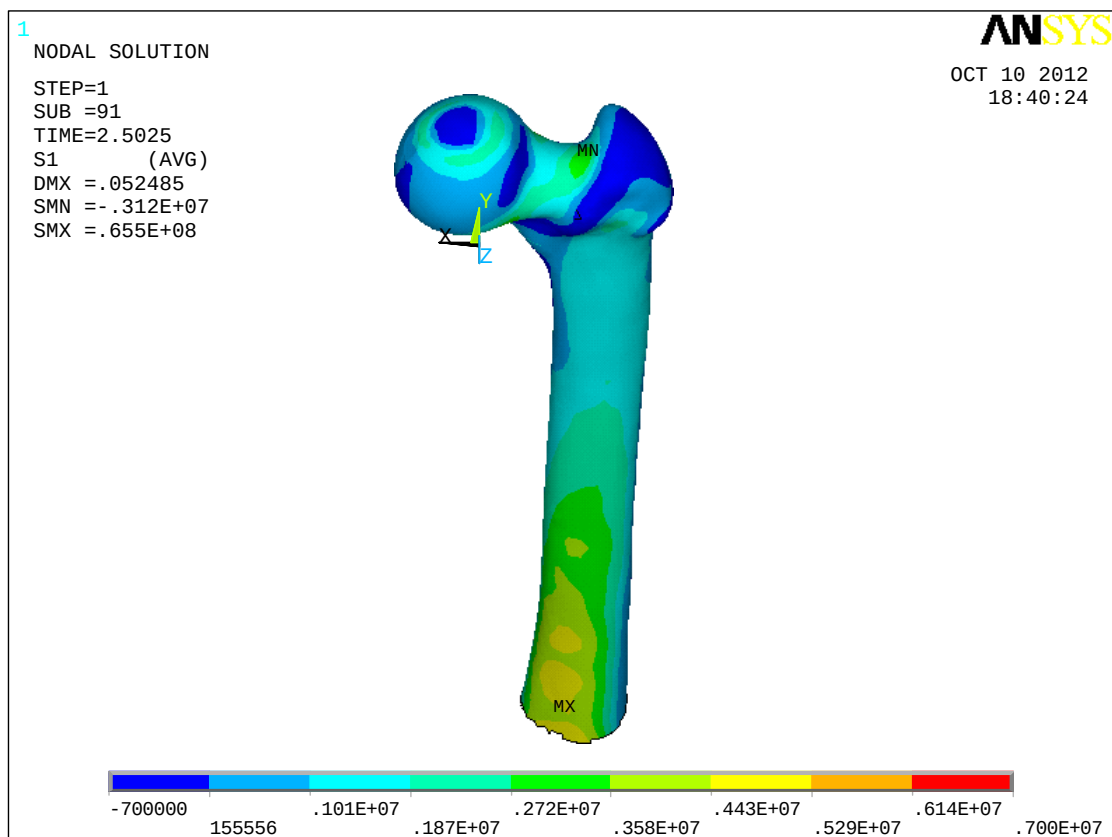
A fejen a botlást követően rögtön megjelenik a nyomott kör körül koncentrikusan, a már emlegetett húzott gyűrű, továbbá – ahogy a megnövekedett z komponens miatt várni lehet – a nyak és nagytompor közötti árokban is megnőnek feszültségek (III.30. a., b. ábra). Jelentős változás a rendes lépéshez képest, hogy most a nagytomporról induló sáv (az előző szimulációhoz hasonlóan) újra világoskék, jelezve a veszélyes helyet. Ez esetben gyakorlatilag nem volt olyan átmeneti zóna, ahol a páciens egyensúlyát próbálta volna visszanyerni (ahogy már említettem, az eleséstől egy övvel óvták meg), majdnem azonnal visszaállt a rendes helyzet, bár látszik, hogy a függvény végén – ahol már a másik lábán áll – nagyobbak a kapcsolati erők, mint a normális lépéskor (III.30. b., c. ábra).

Összegezve a tapasztalatokat:

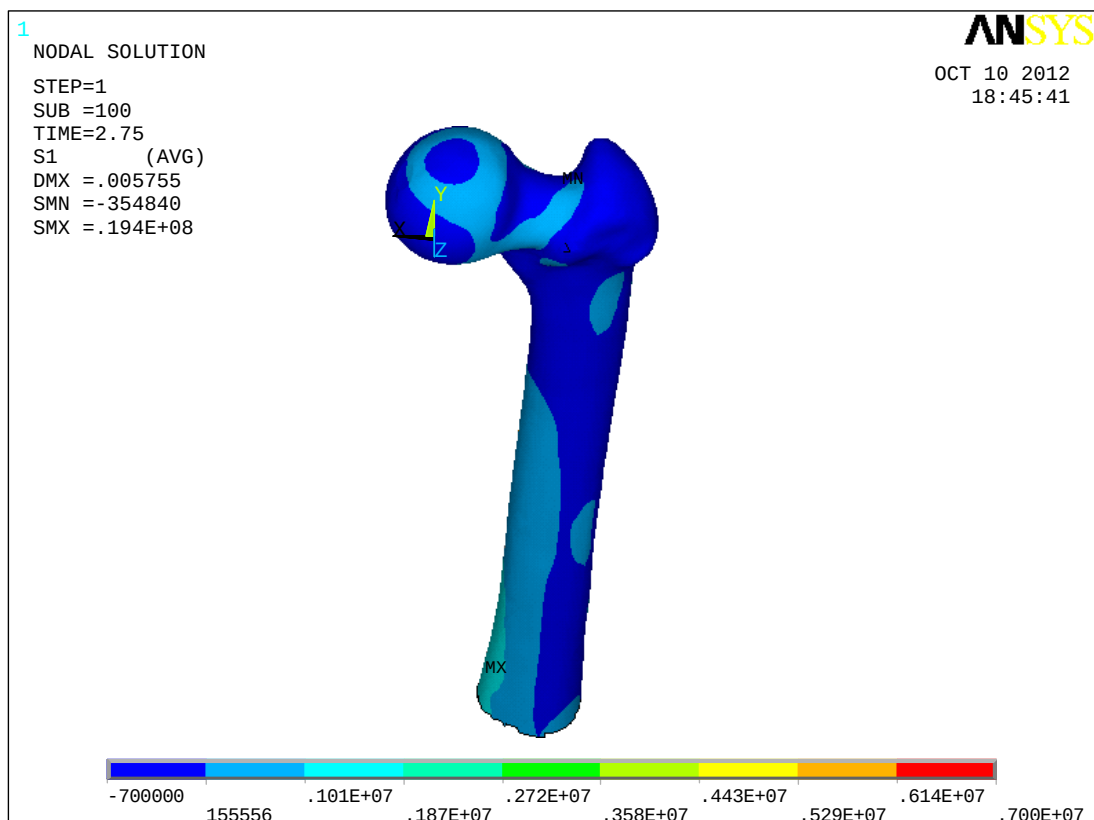
- Amíg nincs terhelve a láb, addig a proximális végen a nyomófeszültségek dominálnak, a szár belső oldalán van kismértékű húzás.
- A testsúly fokozatos ráhelyezésével azonban elkezdnek nőni a feszültségek, a fejen és a nyakon illetve a nagytompor környékén kialakulnak a csúcsok. A szár húzott része többször is megváltoztatja helyét.
- Amíg ezen a lábunkon állunk, a feszültségek nem változnak jelentősen, ám amint elkezdődik a testsúly ismételt áthelyezése, a feszültségek hamar lecsökkennek és beáll a korábbi helyzet.
- A botlás előtti feszültségek a normális lépéshez hasonlóan alakulnak, bár figyelmet érdemel, hogy a száron a botlást megelőzően is jelentős húzás alakul ki.



III.30.a. ábra: A botlaskor a száron és az egész proximális végen magas feszültségek alakulnak ki.



III.30.b. ábra: Amilyen gyorsan „felszöktek” a feszültségek értékei, olyan vissza is áll a normális helyzet.



III.30.c. ábra: Az egyensúly visszanyerésekor a legelső pillanathoz hasonló feszültségállapot alakul ki.

- A botlás előtti pillanatokban viszonylag alacsonyok a feszültségek, ekkora eltűnt a szárról a sárga színű folt, illetve a fejen és a nyakon sem látni világosabb foltokat. Ezután azonban nagyon hamar felszöknek a száron a feszültség értékek, a nyak olyannak tűnik, mintha egy világoskék szalaggal betekerték volna.
- A helyzet stabilizálódásakor gyorsan visszaáll a rendes feszültség eloszlás.

Ezen eredmények alapján több megállapítást is tehetünk:

- Amíg a testsúlyunkat csak egyik lábunk hordja, a fej és a nyak feszültségei hangsúlyosak.
- A súlypont áthelyezésekor a kapcsolati erők függvényei nem ugyanolyan „meredekségűek”, változó, hogy a száron melyiknek hatása a mértékadó. Így akkor, amikor még nem tettük le teljesen a lábunkat, már jelentősen igénybe van véve a comb szára (pedig azt is várhatnánk, hogy az a legveszélyesebb, amikor a teljes súlyunk rajta van a lábon).
- A nyak – ahogy az első esetben is – szilárdságilag veszélyes helyet jelent.

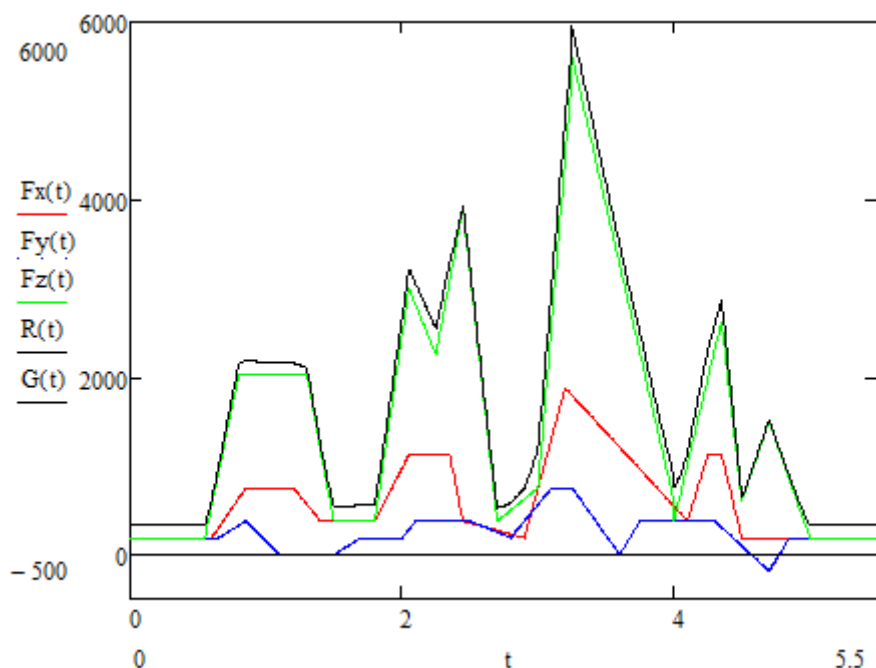
III.4.3. Véletlen egyensúlyvesztés

Bergmann és társainak vizsgálatainak során mindössze kétszer sikerült *teljesen spontán* botlást regisztrálniuk. Az egyik *lépcsőzés* közben történt, a másik személy otthonában egy *kábelben botlott meg*. Egyikük sem esett el, pár lépés után sikerült visszanyerni egyensúlyukat. Ezek a mérések azért fontosak, mert – ahogy cikkükből is kitűnik – egyik imitált botlás sem okozott akkora kapcsolati erőket, mint egy ilyen spontán egyensúlyvesztés. Egy ilyen baleset a protézis beültetése után is bármikor bekövetkezhet, és komoly sérüléseket okozhat.

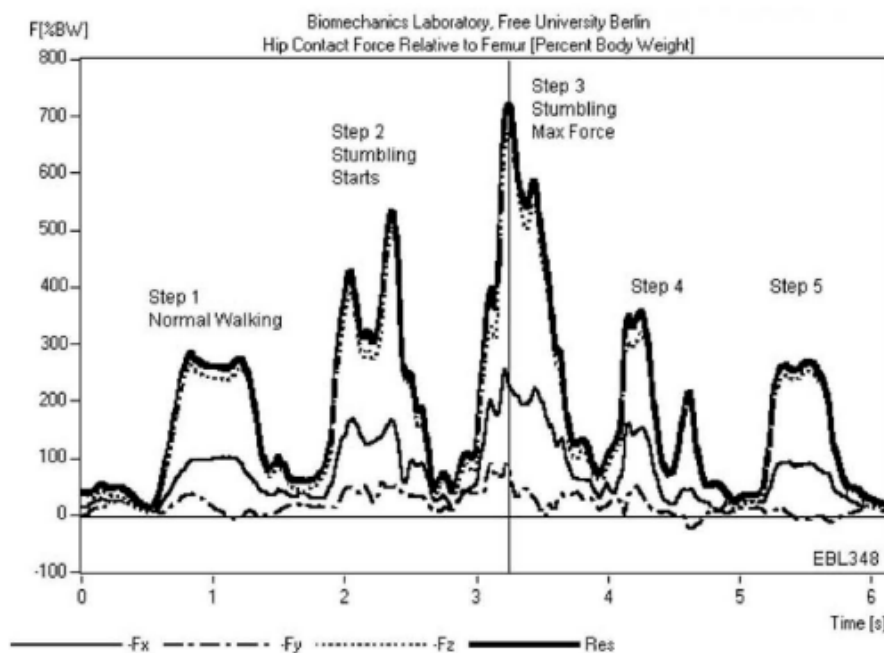
Az általam szimulált eset lépcsőzés közben történt, a vizsgált személy az első lépcsőfokot eltévesztette, azonban belekapaszkodott a korlátba és így nem esett el. Ez az eset a protézis beültetése után 4 hónappal történt.

A *III.31. ábrán* láthatók a kapcsolati erők közelítő függvényei és az eredeti mérési eredmények. Ennél az esetnél az eredeti függvényeket jobban egyszerűsítettem, csak a markáns ugrásokat vettem figyelembe.

Az első lépés még normális volt, ekkor a maximális kapcsolati erő valamivel magasabb, mint a taposógépes esetben, ez is elképzelhető, hiszen nem ugyanazok voltak a vizsgálati alanyok. A második lépés során tévesztette el a lépcsőfokot. Ekkor (kb. 2,1 s-kor) hirtelen megnőnek a kapcsolati erők, legalábbis az x és z komponens. Az y komponens nem nő meg jelentősen, változása össze-visszának tűnik.



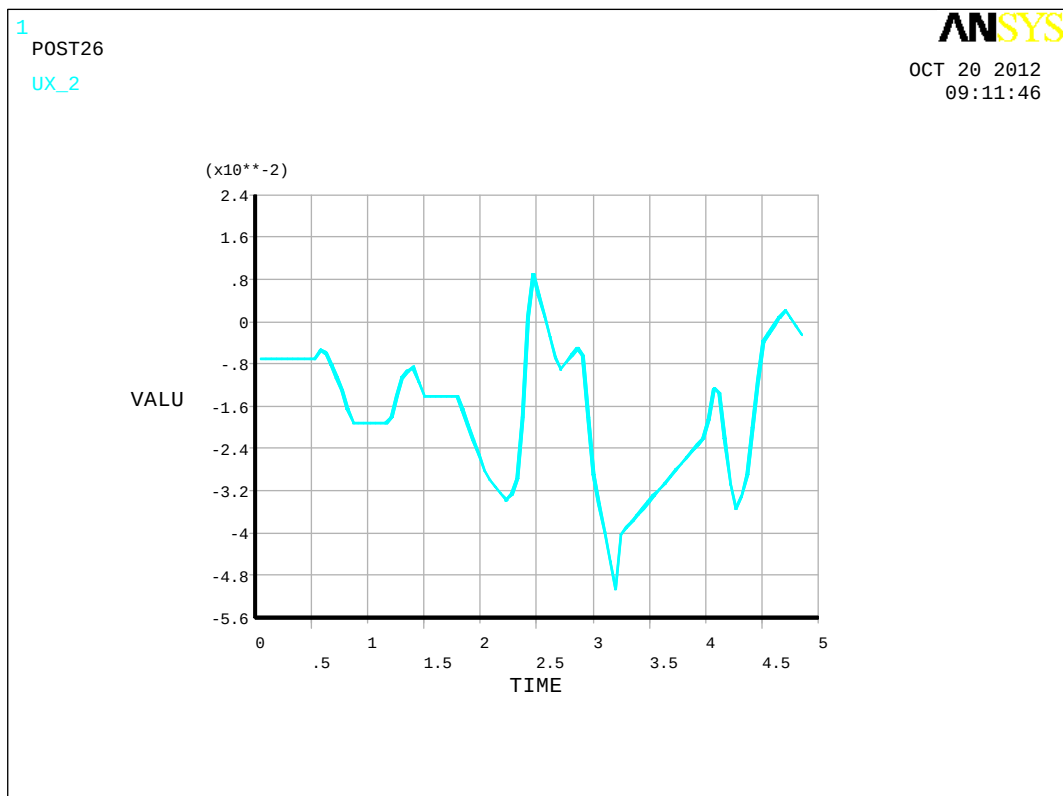
III.31.a. ábra: A közelítő függvények csak a tényleg kiemelkedő ugrásokat veszik figyelembe (N-s dimenziók).



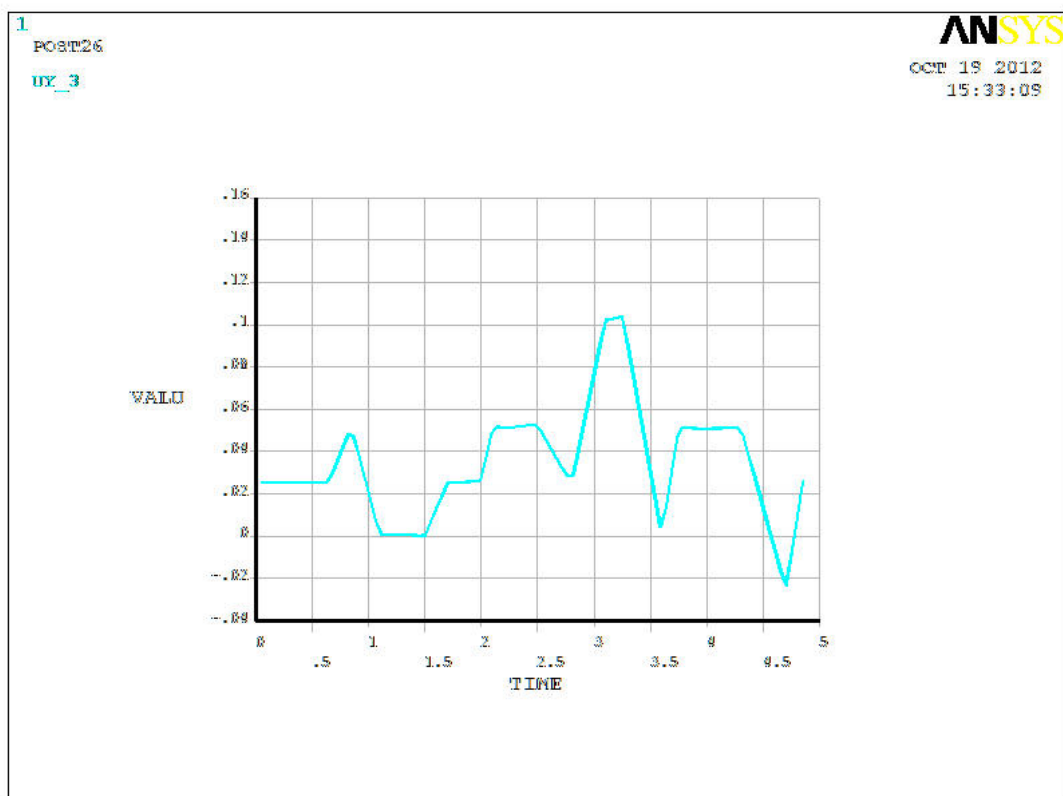
III.31.b. ábra: Az eredeti függvény [23].

A harmadik lépés közben éri el maximumát a kapcsolati erők eredője, meghaladja a testsúly 700%-át is. A 4. lépésre ez jóval csökken, míg az 5. lépéskor a függvény már felveszi a normális alakot, bár még látszik, hogy lendületben van, gyorsabban mozog (a függvények meredekebbek, a lépés rövidebb). Vessünk egy pillantást az eltolódás diagramokra. Y irányban a fej egy felső pontja jelentős mértékben, kb. 10 cm-t is elmozdul hátrafelé, míg például a z irányú maximális elmozdulás – az előzőekhez hasonlóan – csak pár mm volt. Ezek az elmozdulás-függvények is jól követik a teherfüggvényeket, az első normális lépés után azonban a botlás miatt kialakult rendezetlen helyzetnek megfelelően ezek is összevisszának tűnnek (III.32. ábra).

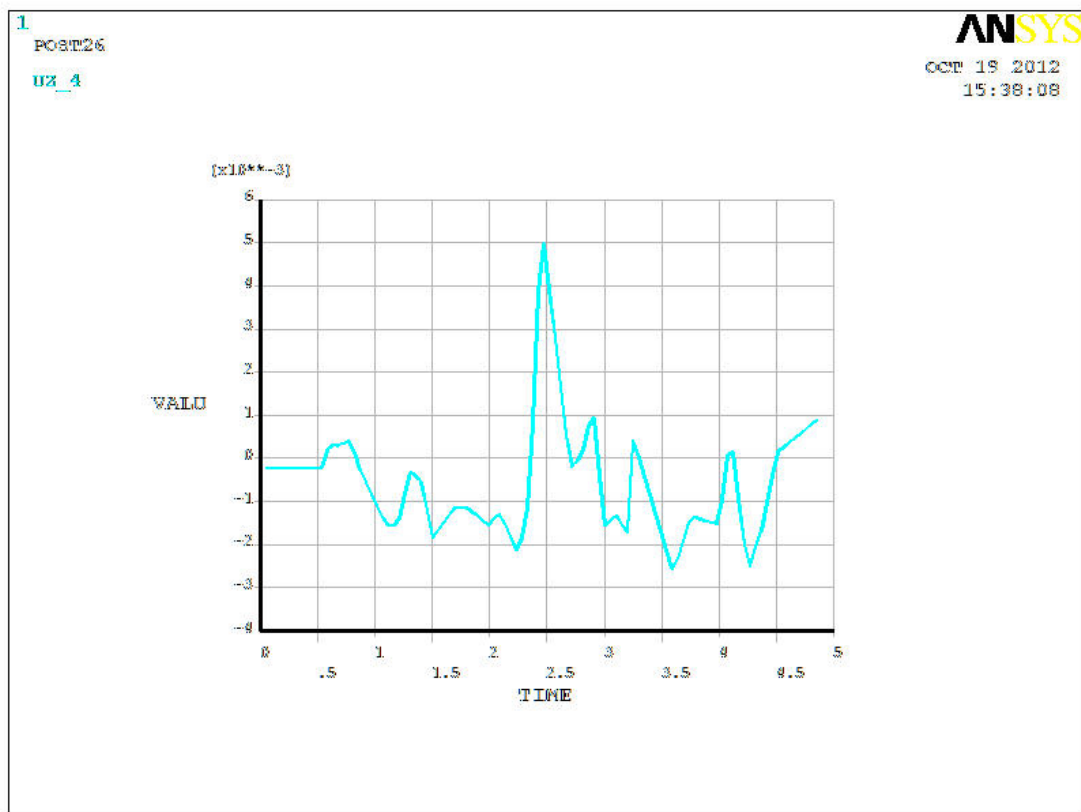
Nézzük most az 1. főfeszültség változását az idő függvényében. A normál lépés alatt nem teljesen ugyanolyan a feszültségek eloszlása, mint a taposógépes esetben. Ez is érthető, hiszen ha összehasonlítjuk a kapcsolati erők függvényeit szembetűnő különbségeket tapasztalhatunk. Például különbség van a nagyságok között, de ami talán még fontosabb, az az, hogy ebben az esetben az y komponens nem vesz fel negatív értéket, míg az előbbiben ez meghatározó volt. Az is feltűnő különbség, hogy a taposógépes esetben az x és y komponensek nem voltak konstans értékűek az alatt az idő alatt, amíg a testsúly csak a vizsgált lábat terhelte. Amíg a másik lábon állunk, addig a feszültségek itt is alacsonyak, a csont belső oldala kissé húzott. Azonban, ahogy a páciens kezd ránehezenni a vizsgált lábra, a húzott rész kicsit elmozdul az első oldal felé és feljebb kúszik a nyak irányába. Ekkor a maximális értékek 6-7 MPa körül mozognak (III.33. ábra).



III.32.a. ábra: A fej egy felső pontjának x irányú elmozdulása az idő függvényében.



III.32.b. ábra: Az y irányú elmozdulások függvénye.

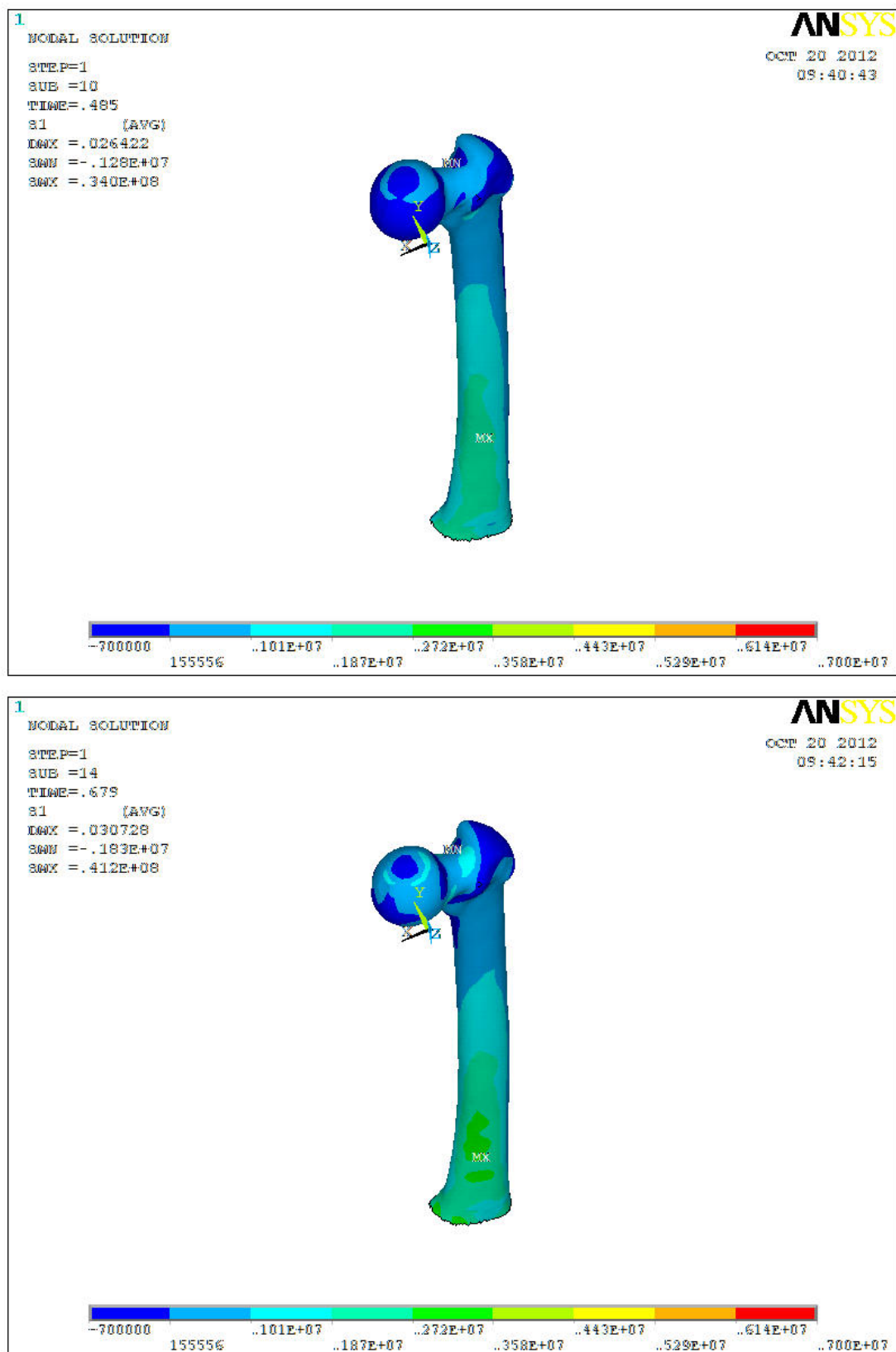


III.32.c. ábra: A z irányú elmozdulások függvénye.

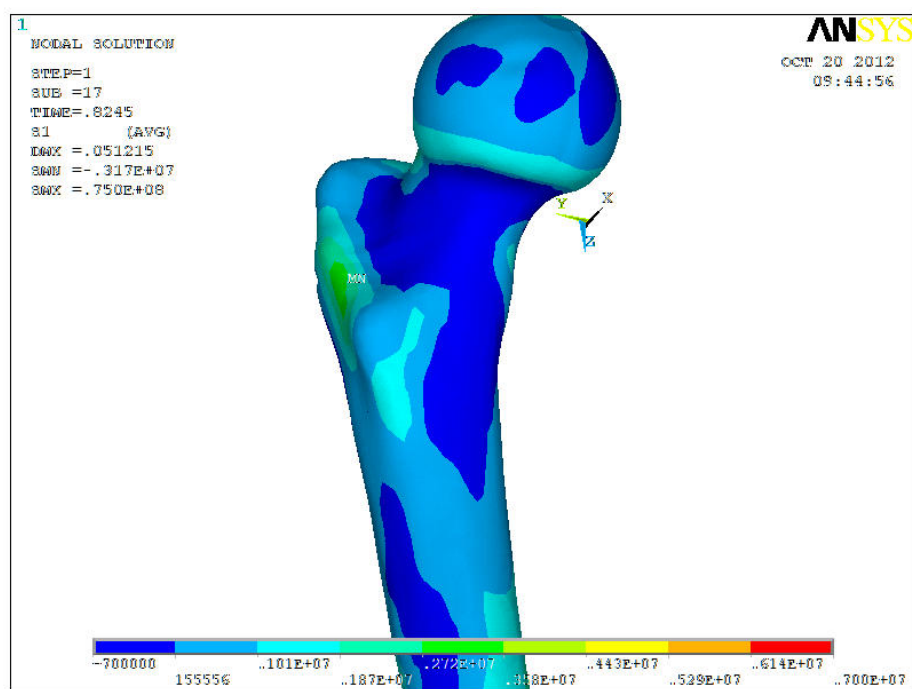
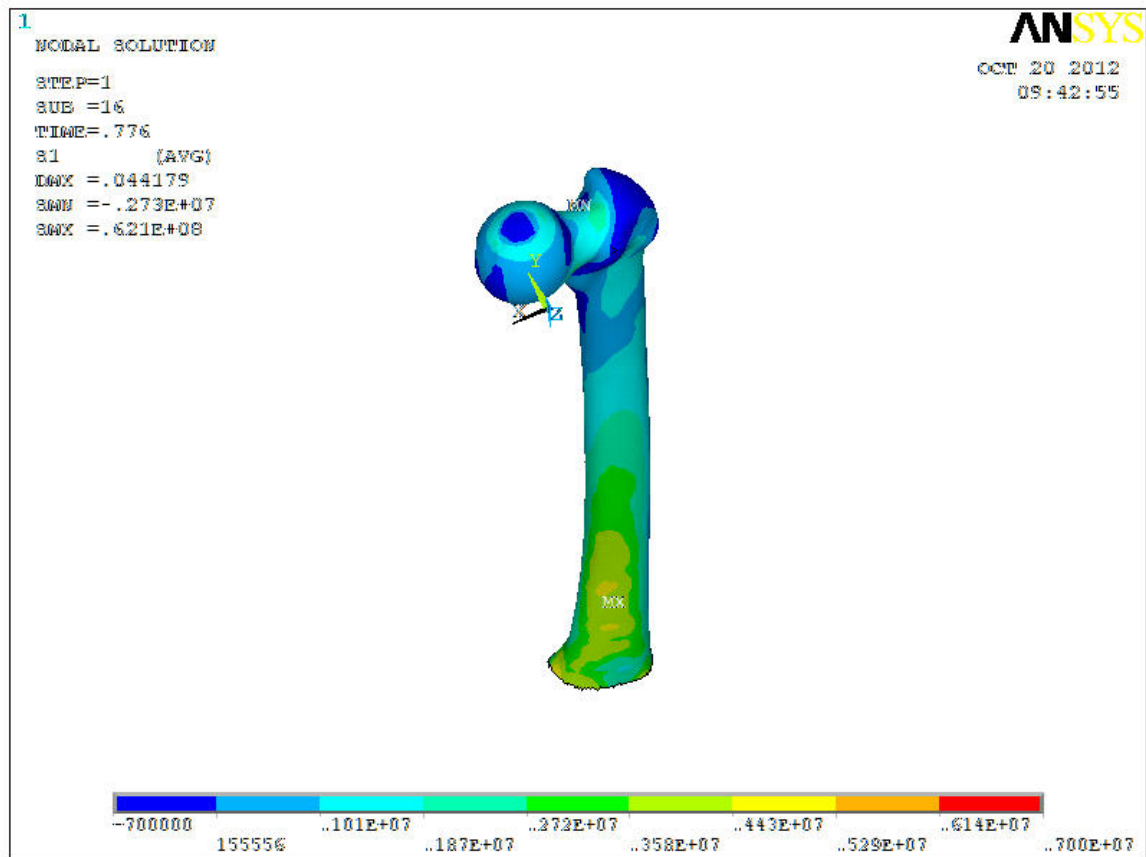
Ekkor, ahogy várnánk, a fejen megjelenik a kék gyűrű és a nyak feszültségei is megnőnek (III. 33. ábra). Amíg tart a testsúly áthelyezése, a proximális epifízis feszültségei nem változnak, ehhez képest a szár húzott része, az y komponens csökkenése miatt újra a belső oldalra mozdul, értékei lecsökkennek (III.34. ábra). Amint leteszi a másik lábát, és elkezd a testsúly áthelyezését, a proximális vég újra tehermentesül, a csúcsok eltűnnek (III.35. ábra). Ekkorra annyira lecsökkent a z komponens, hogy a száron gyakorlatilag csak a többi erő hatása érvényesül.

A lépcsőfok eltávolítása miatt már a lépés elején is megnőtt a kapcsolati reakció, ezután a kialakuló helyzet miatt a korábbiakhoz hasonlóan hirtelen lecsökkent, aztán ugyanilyen hirtelen meg is nőtt. Ennek megfelelően újra megjelennek a csúcsok a fejen és a nyakon, bár nem jelentkezik kirívóan nagy érték. Ez esetben is látszik a nagytomporról ferdén induló folt, csak nem annyira feltűnő. A száron viszont most is jelentős húzás jelentkezik (kb. 9 Mpa). A hirtelen megnőtt z komponens hatása rögtön meglátszik, pillanatok alatt megváltozik a feszültségeloszlás, a húzott rész az első oldalról alulról indul és a külső oldalon a nagytomporig tart. A fejen és a nyakon is újra megnőnek a feszültségek. A nagytompor melletti árokban zöld szín jelzi a veszélyes helyeket, itt is kb. 9 Mpa keletkezik. A nyak aljának külső oldalán lévő sötétkék szín jelzi a függőleges erőből ott keletkező nyomást, de látható, hogy a diafízis

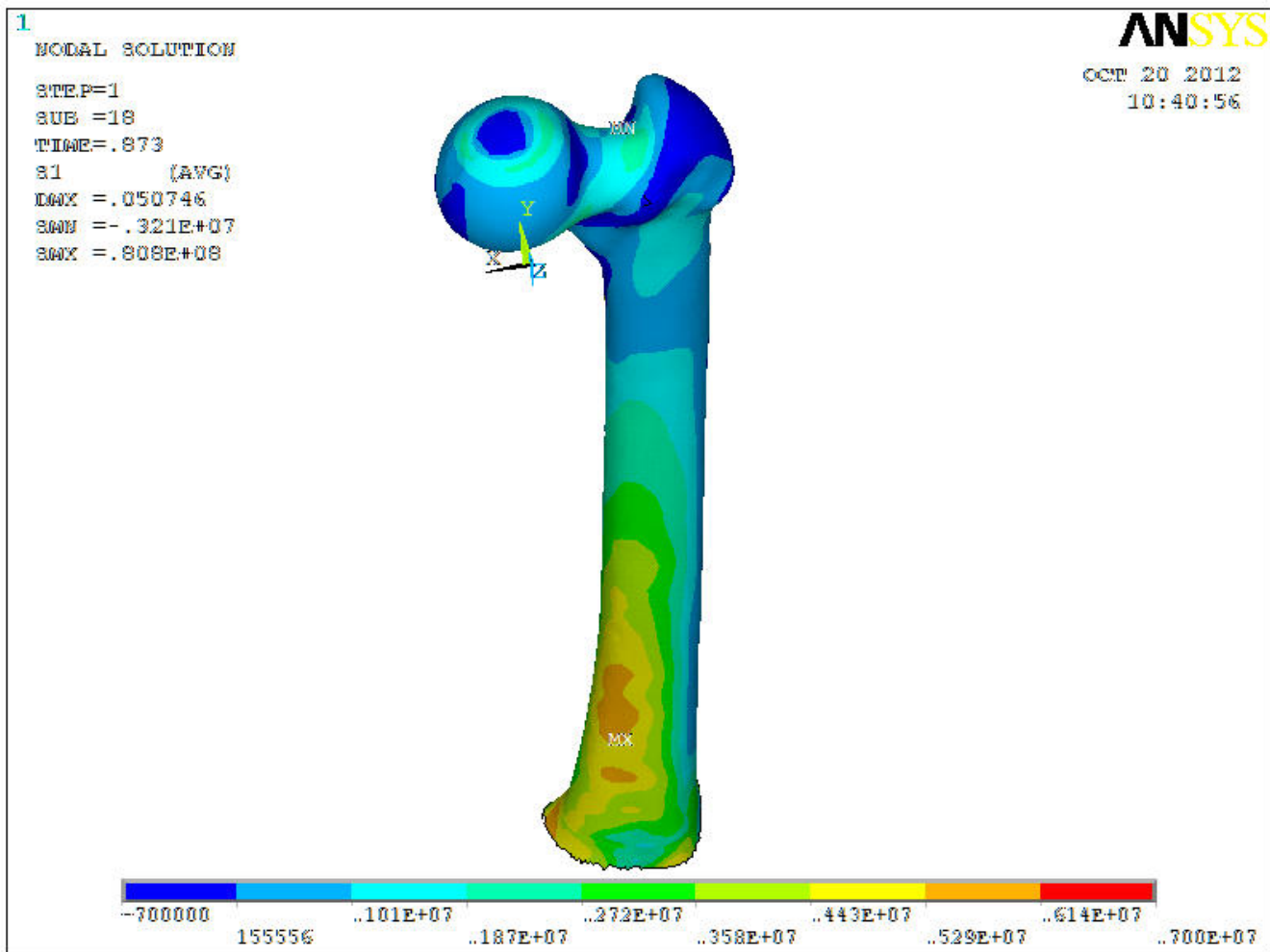
belső-hátsó oldalán is a nyomófeszültségek dominálnak. Ezeket a *III.36. ábra* sorozaton láthatjuk.



III.33.a. ábra: A testsúly ránevezésekor elkezdene nőni a feszültségek.



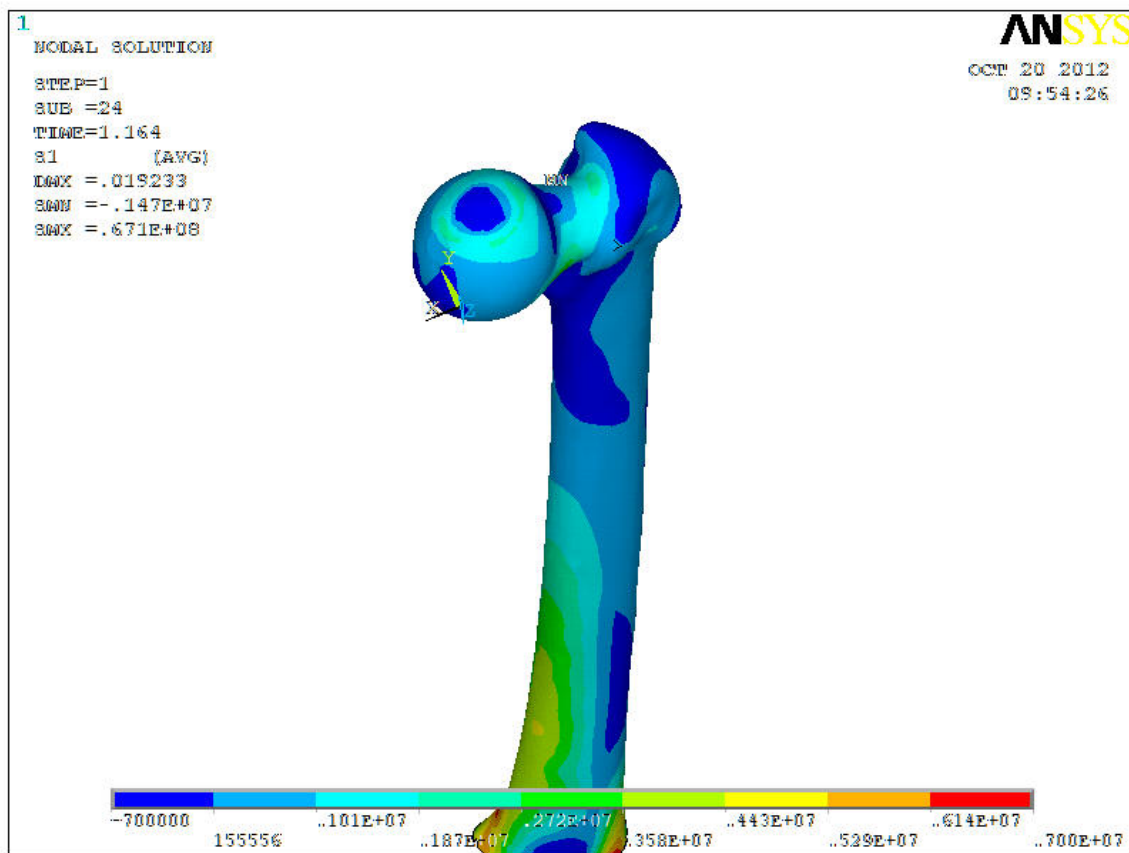
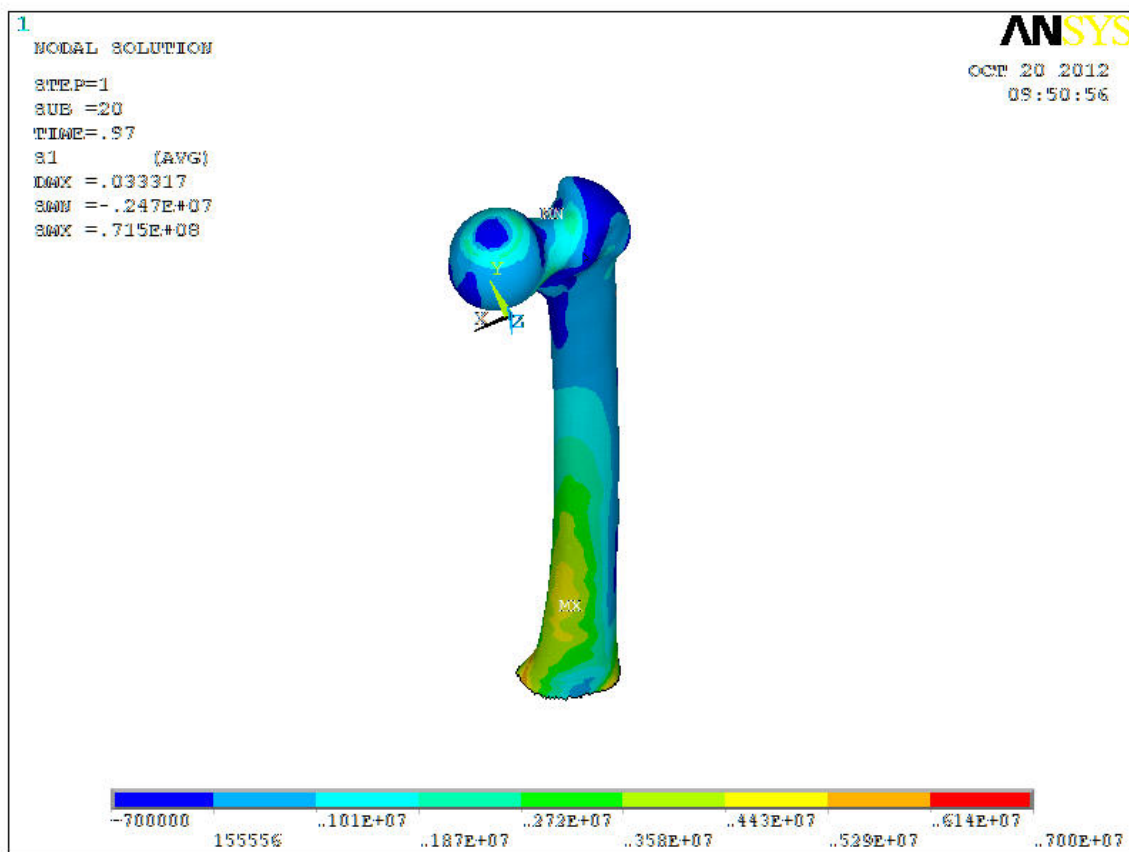
III.33.b. ábra: A felső ábrán a tovább emelkedett feszültségek, míg az alsón a nyak aljánál lévő jelentős nyomás látható.



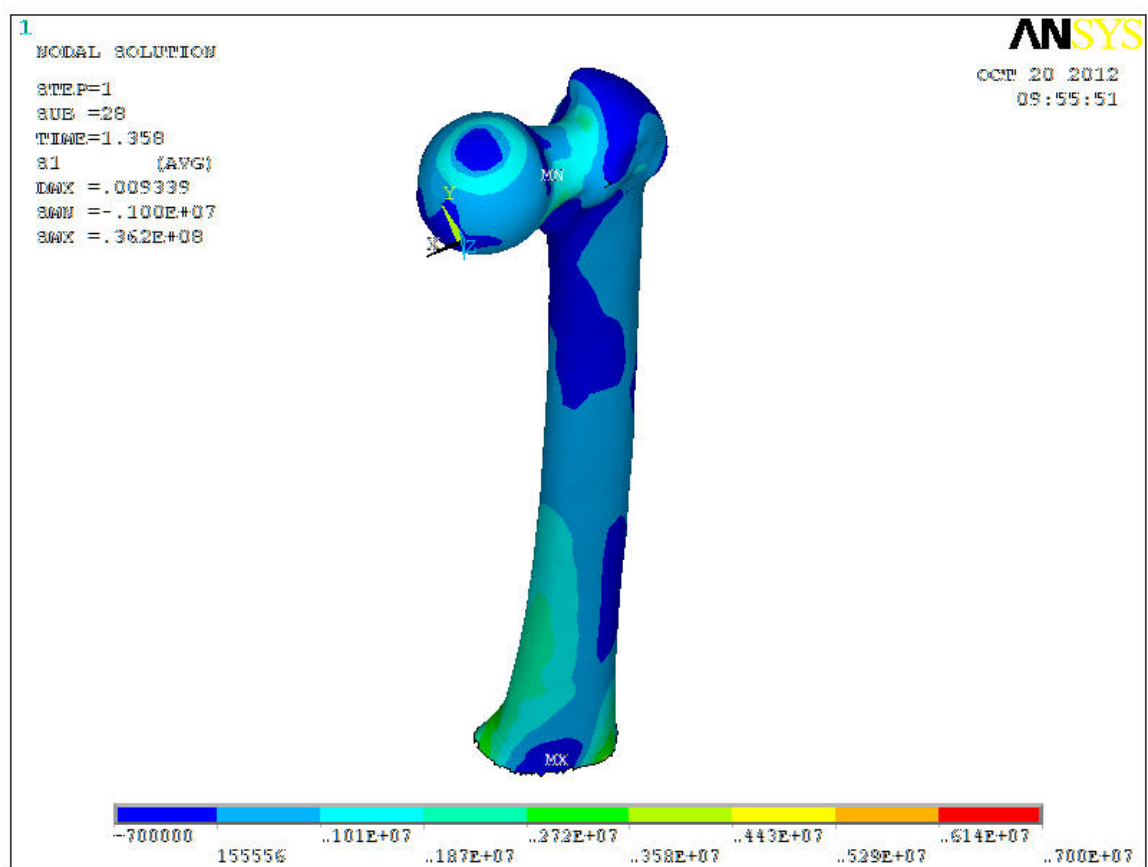
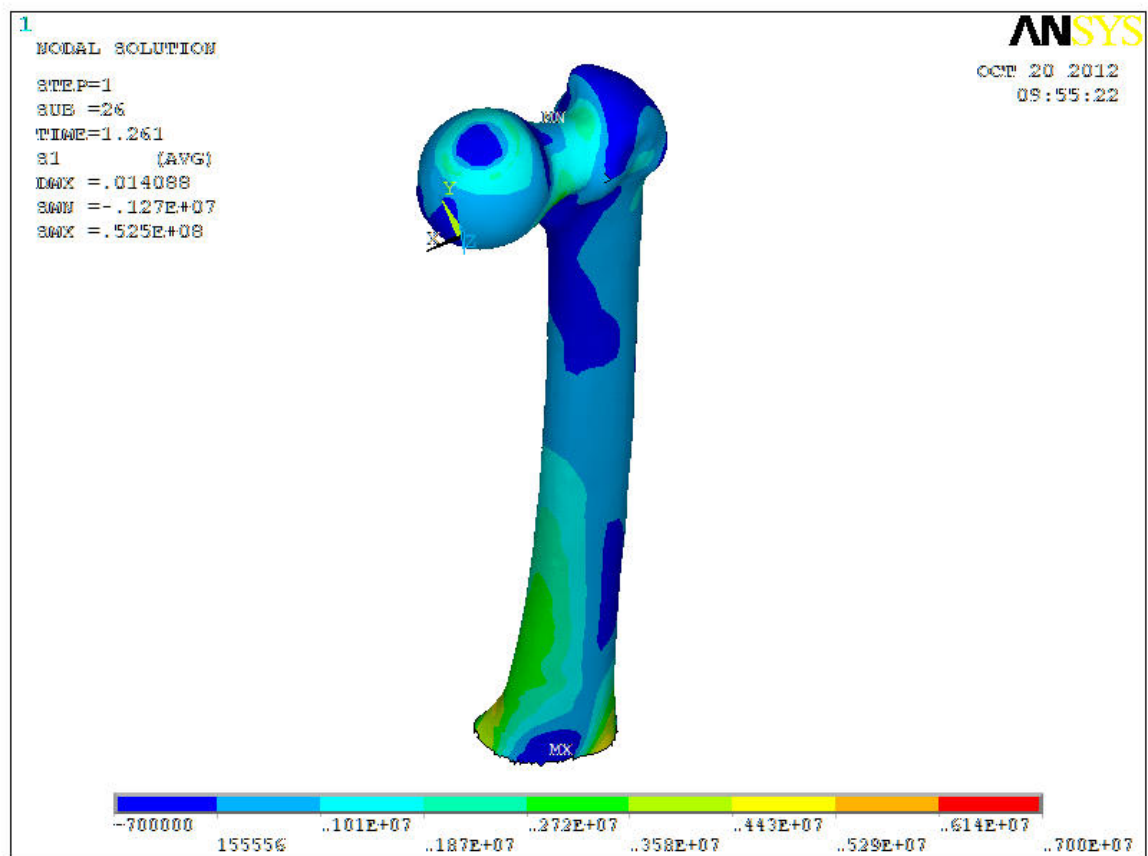
III.33.c. ábra: Ekkorra (0,87 s-ra) a teljes testsúly áthelyeződött a vizsgált lábra, a fejen a nyakon és a nagytompor aljánál ennek megfelelően alakulnak a feszültségek. A száron van a húzófeszültségek maximuma, 6-7 MPa.

Ezután minden kapcsolati erő lecsökken hirtelen, így a csont egy kis időre tehermentesül, újra eltűnnek a csúcsok. Itt még nem nyerte vissza a páciens az egyensúlyát, újabb lépés következik, ahol az eddigieknél jóval nagyobb reakciók keletkeztek csípőjében. Ekkor nemcsak a függőleges erő éri el maximumát, hanem a másik kettő is. Így most nem a külső oldal lesz a húzott, hanem megint a belső, bár a z komponens a nagytompor külső oldalán (ahol a másik két komponens karja kicsi) húzást eredményez. Jelen esetben nemcsak a fej és nyak környékén lesznek magas feszültségek, a száron lévő piros folt minden eddiginél magasabb 12-13 MPa-os értéket jelez (*III.37. ábra sorozat*).

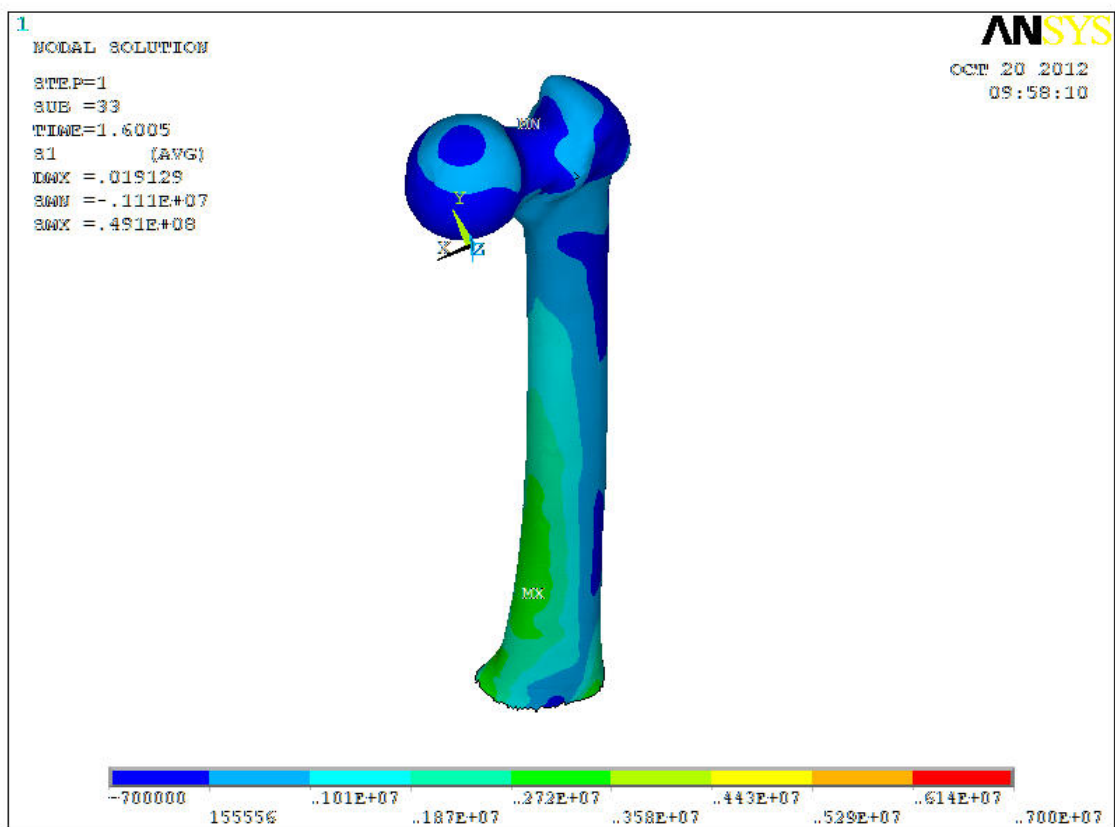
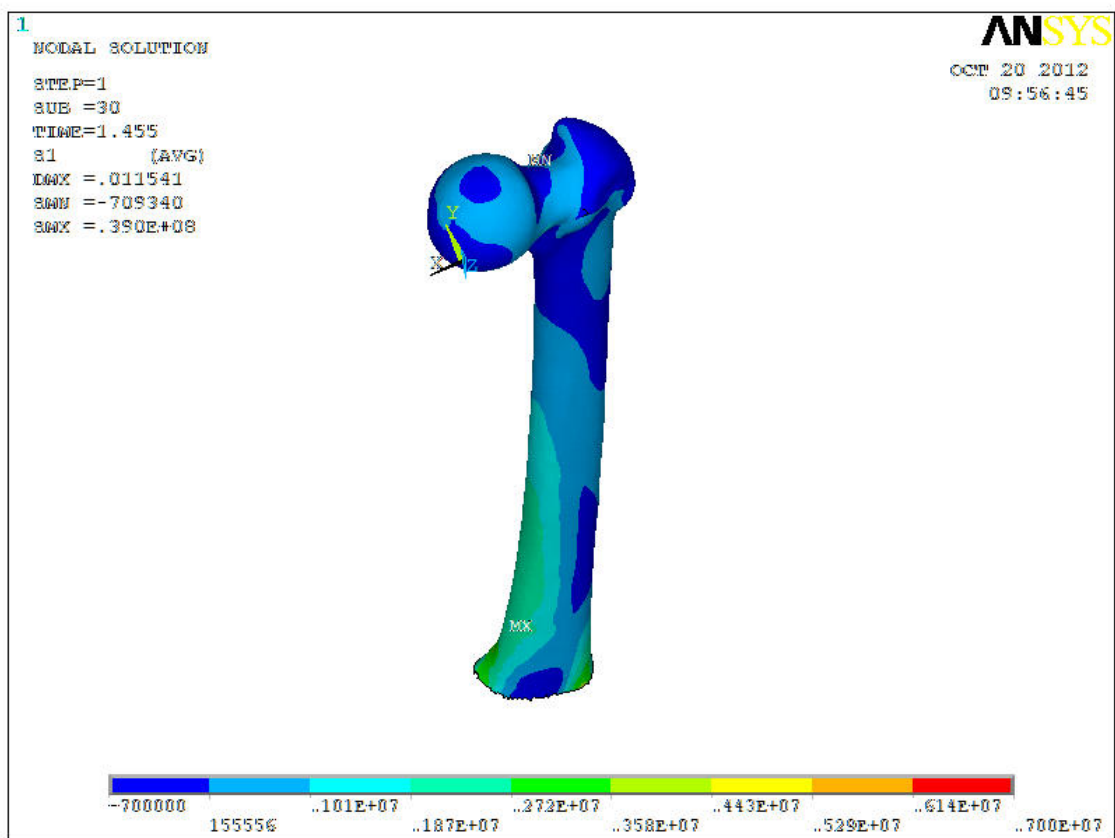
A botlás még most is tart, a páciens gyorsan lépdél, próbálja visszanyerni egyensúlyát. Eközben megváltozik a kapcsolati erő komponenseinek aránya, és a függőleges komponens lesz újra a számottevő. Ez látszik abból, hogy a csont görbül, vagyis a külső oldala domborodik, valamint a száron lévő magas feszültségek megszűntek, azonban ennek kárára tovább nőttek a fejen és körbe a nyak körül (*III.38. ábra*).



III.34.a. ábra: Amíg ezen a lábon állunk, a proximális végen nem tapasztalunk jelentős változást, azonban a száron a kapcsolati erő komponensek változása miatt belülré vándorol a húzott rész. A maximális értékek 4-5 MPa körül mozognak.

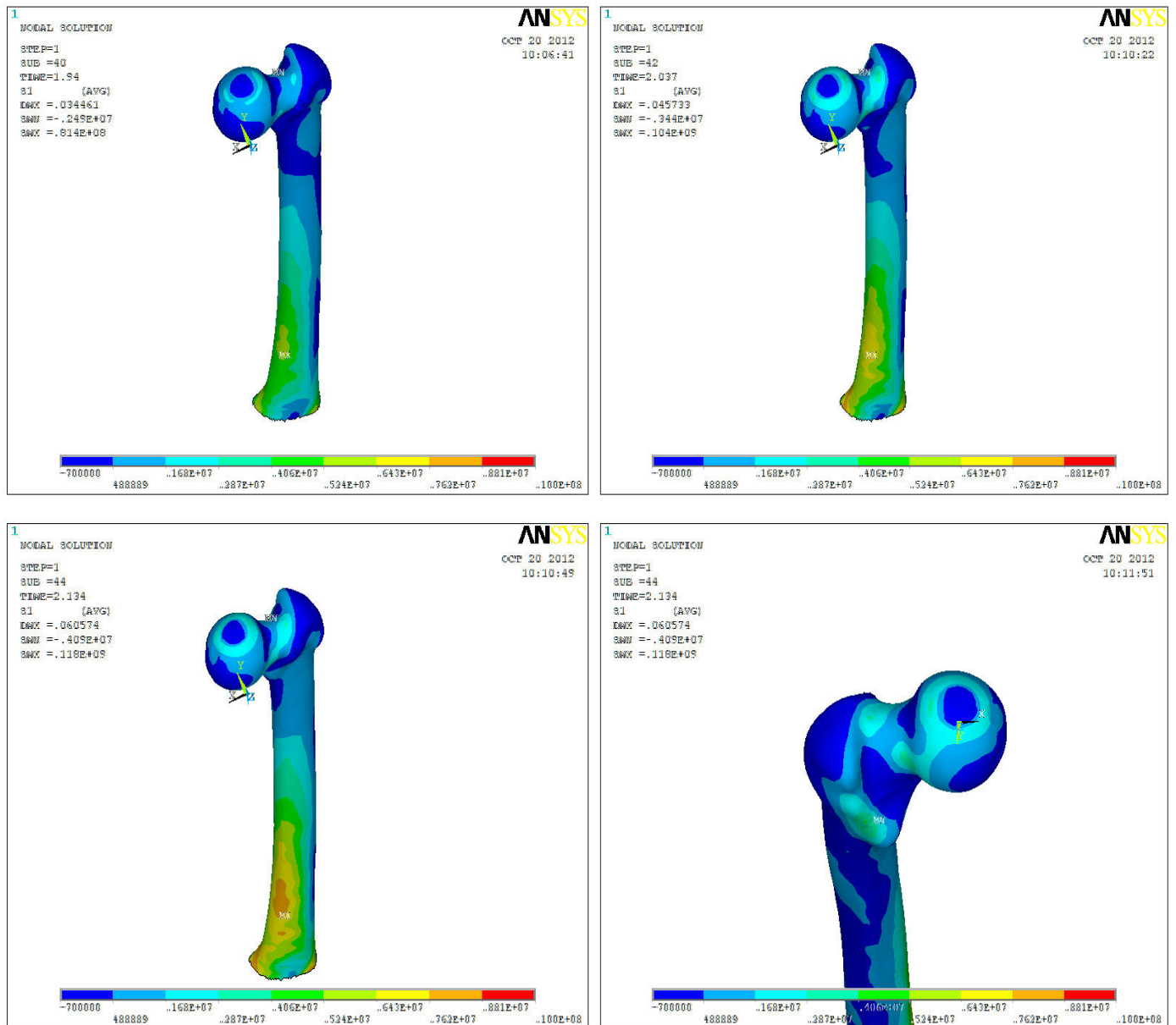


III.34.b. ábra: Látható, hogy a feszültségek a száron nagyon lecsökkennek.

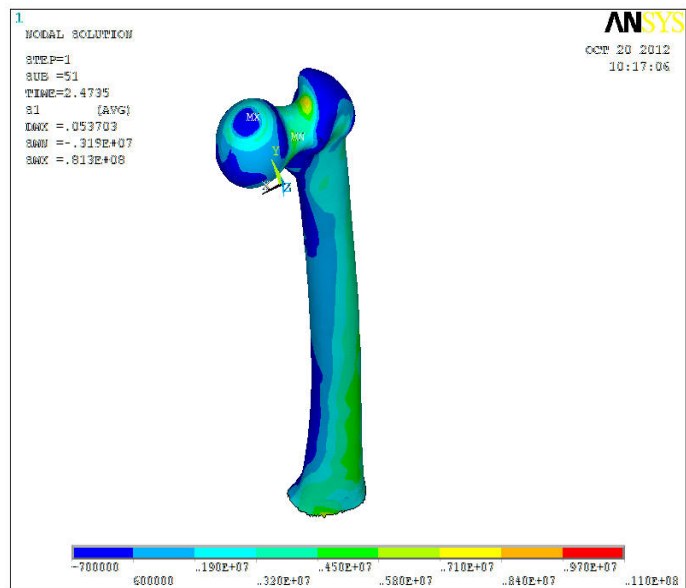
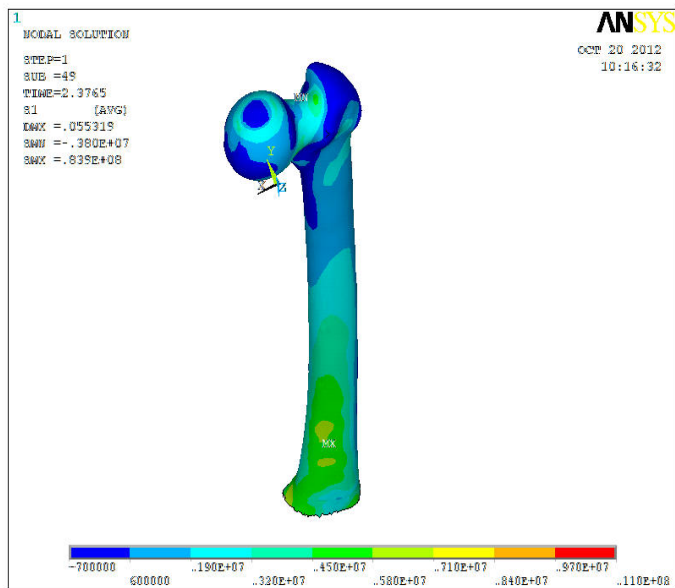


III.35. ábra: Jelen pillanatban a másik láb viseli a súlyt.

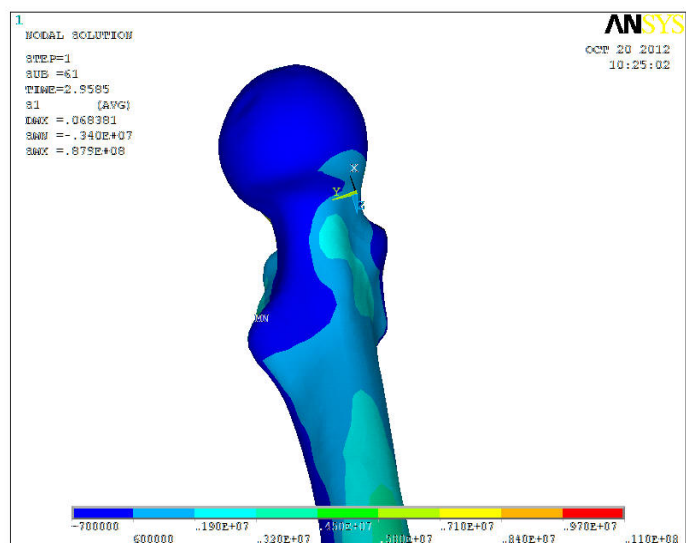
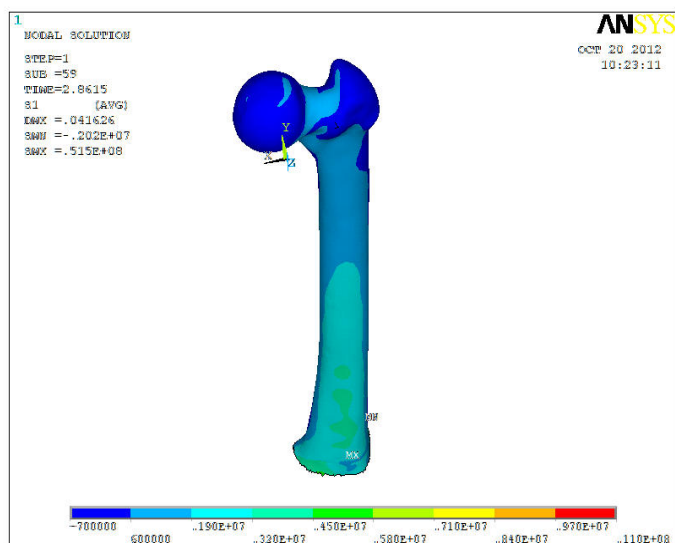
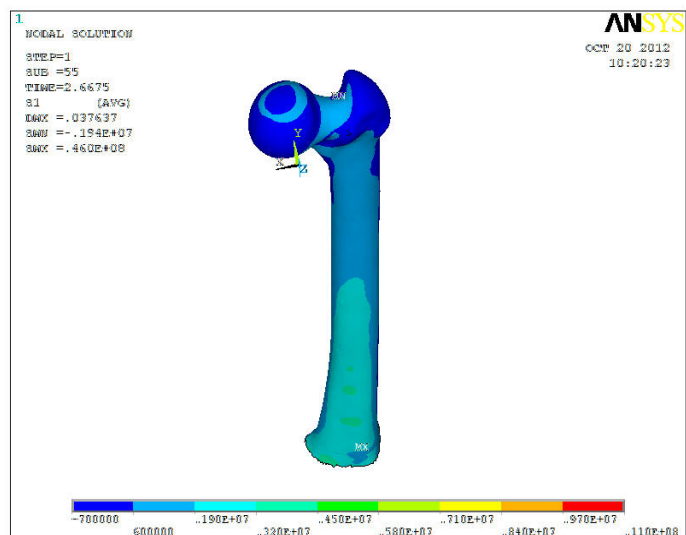
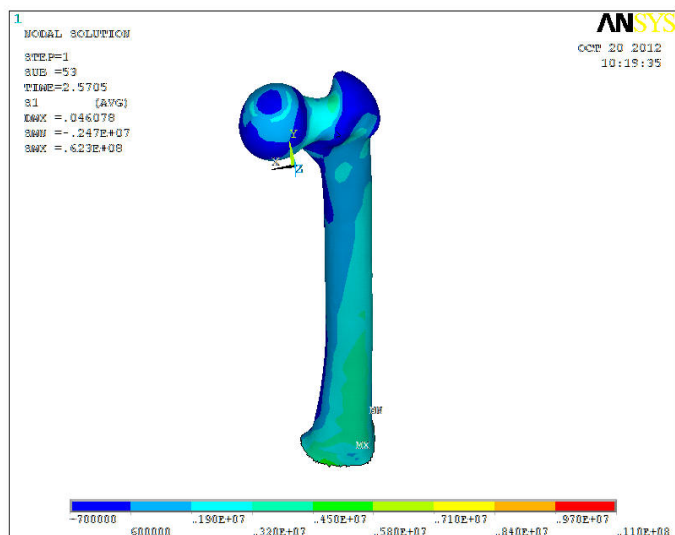
Ahogy a másik lábára nehezedik, az epifízisről fokozatosan eltűnnek a feszültségek, azonban a száron majdnem a nyak belső oldaláig megmaradnak a magasabb értékek, a diafízis belső oldalának közepén a maximális értékek ekkor is 8 MPa körül mozognak (III.39. ábra). A következő lépéskor az előzőhöz hasonlóan alakulnak a feszültségek, annyi különbséggel, hogy a kisebb terhek miatt a feszültségek is jóval kisebbek.



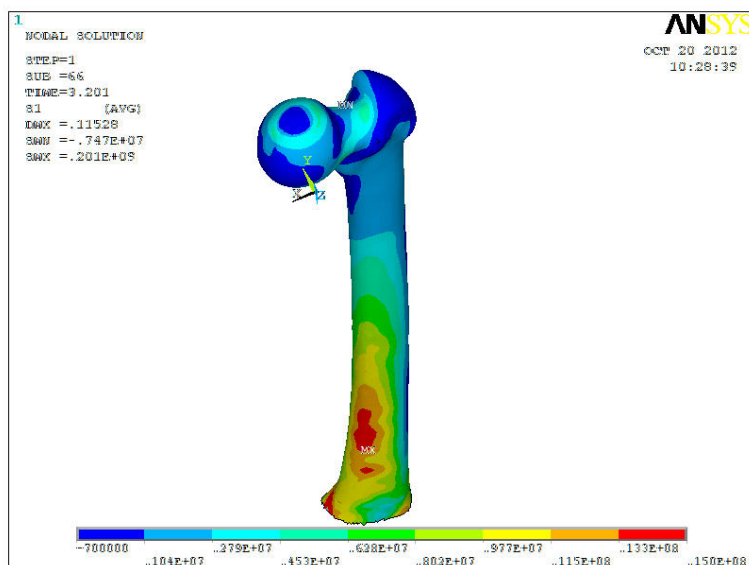
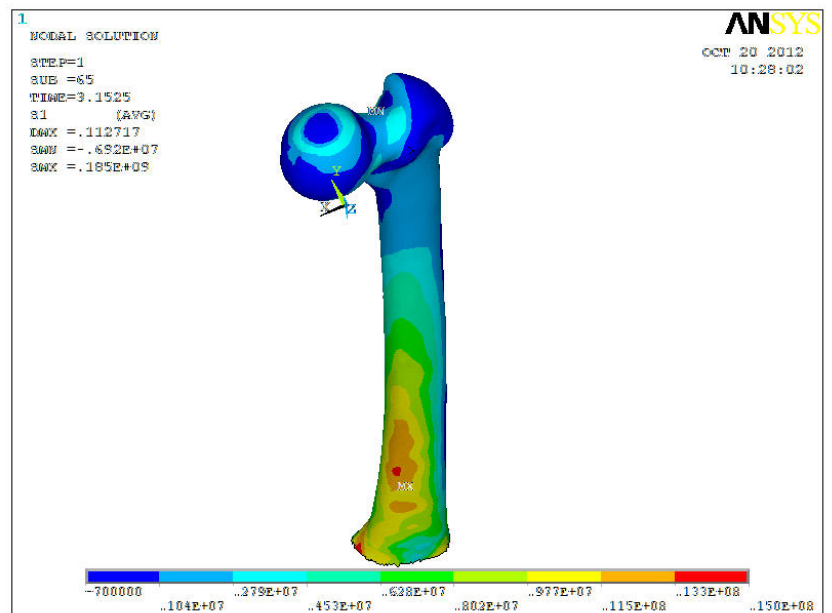
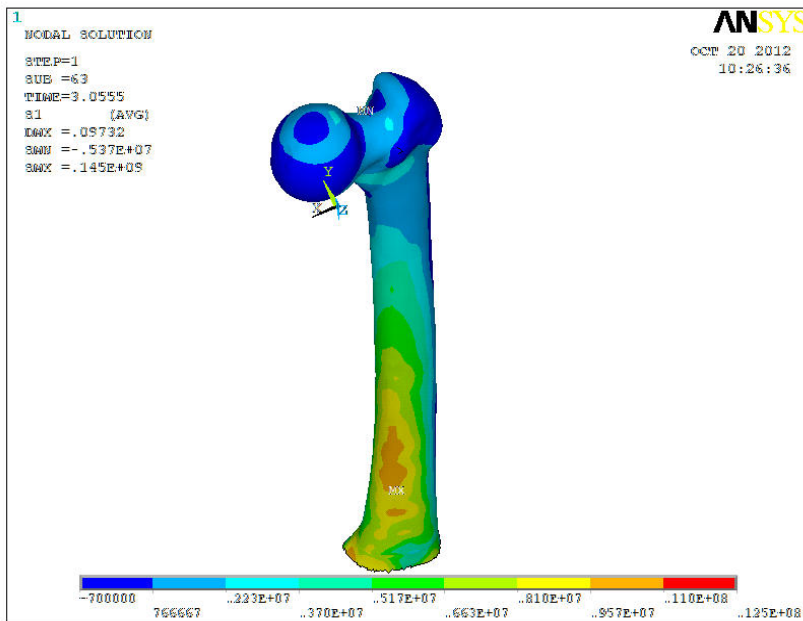
III.36.a. ábra: A rossz lépés miatt gyorsan megnövekszik mind a diafízis mind az epifízis feszültségei (bal oldalt alul a száron látható narancssárga foltnál van a viszonylag magas, 8-9 MPa-os csúcs), a jobb alsó ábrán kinagyítottam a fej és nyak környékét.



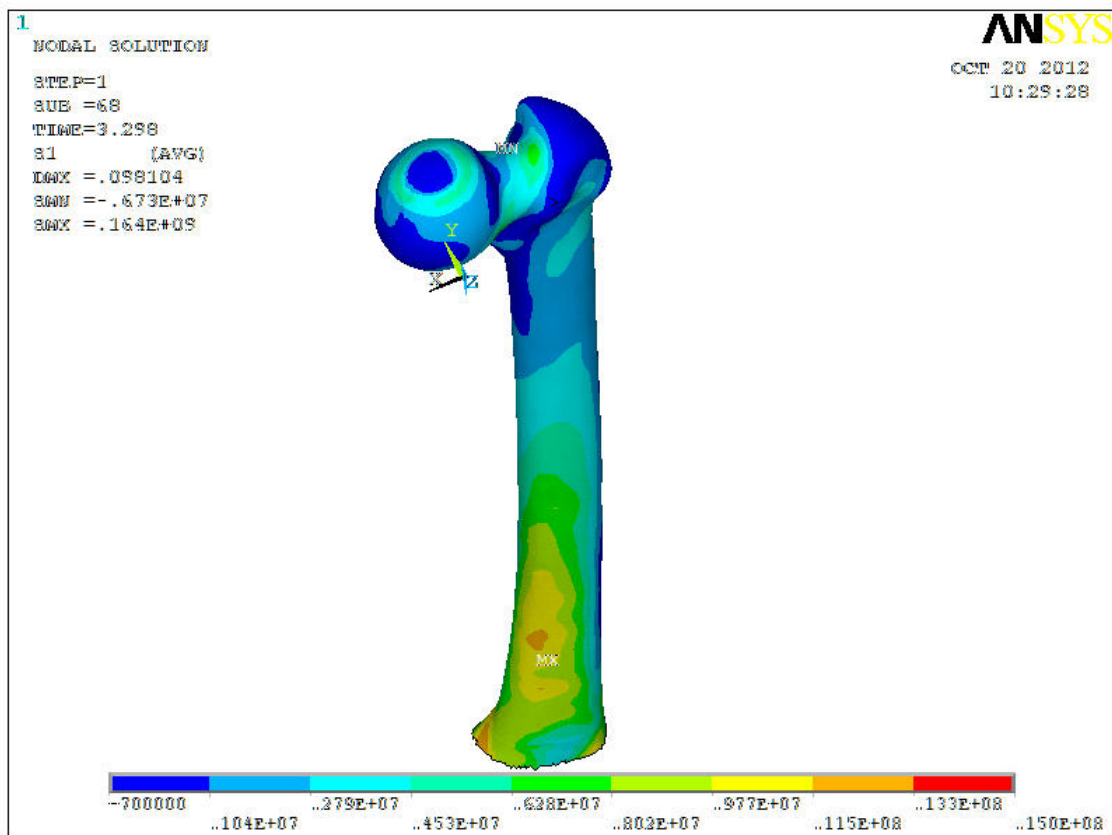
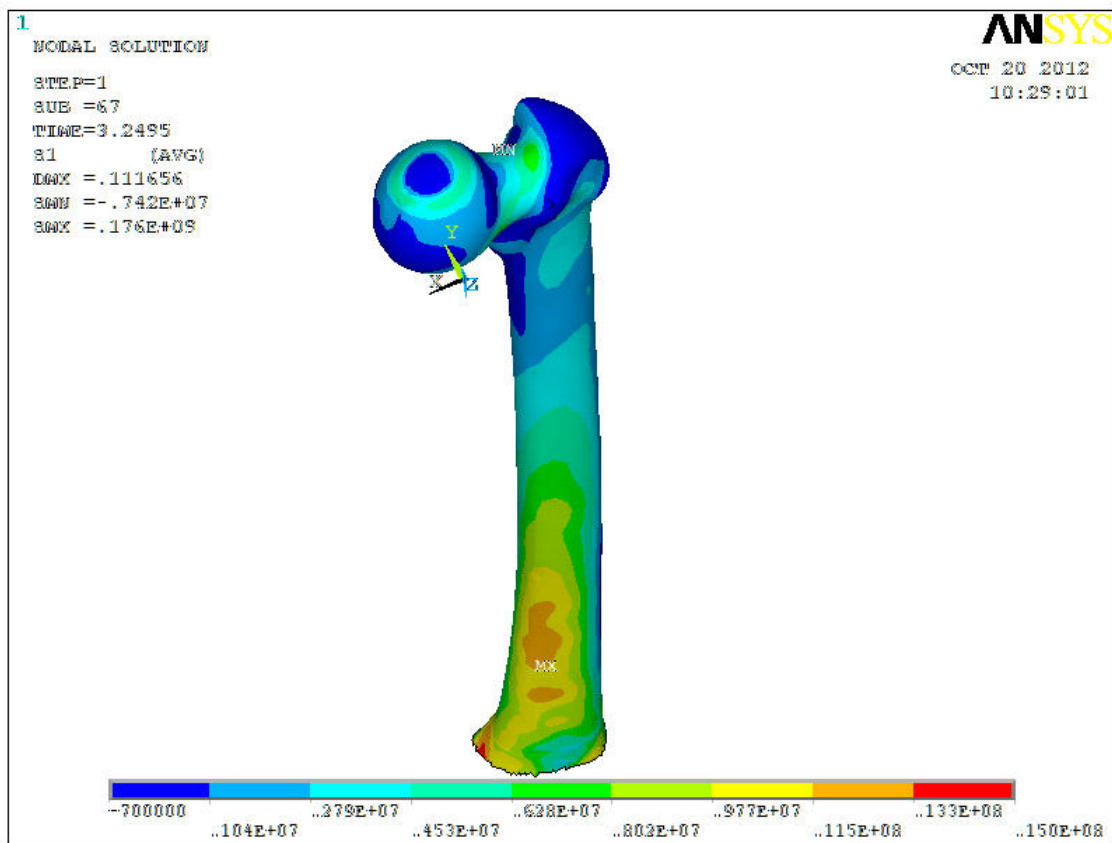
III.36.b. ábra: Itt a függőleges komponens dominál, a csont külső része lesz húzott, de a z irányú komponens a nagytompor és a nyak közötti árokban is érezteti hatását (sárga folt).



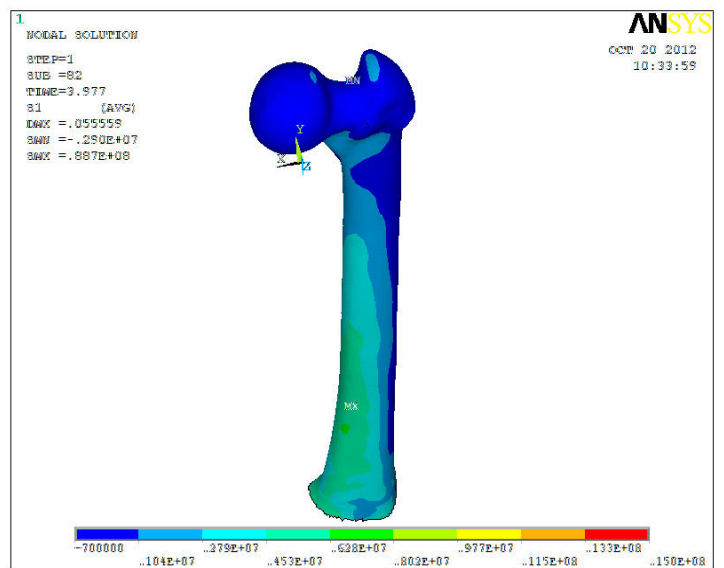
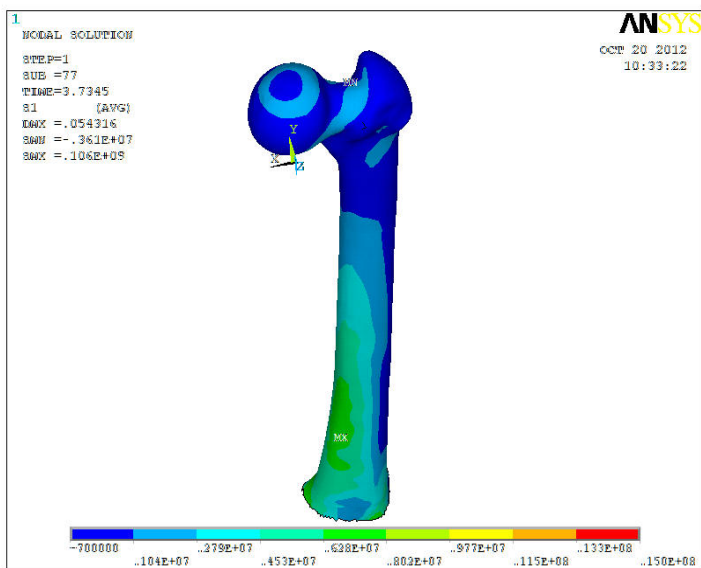
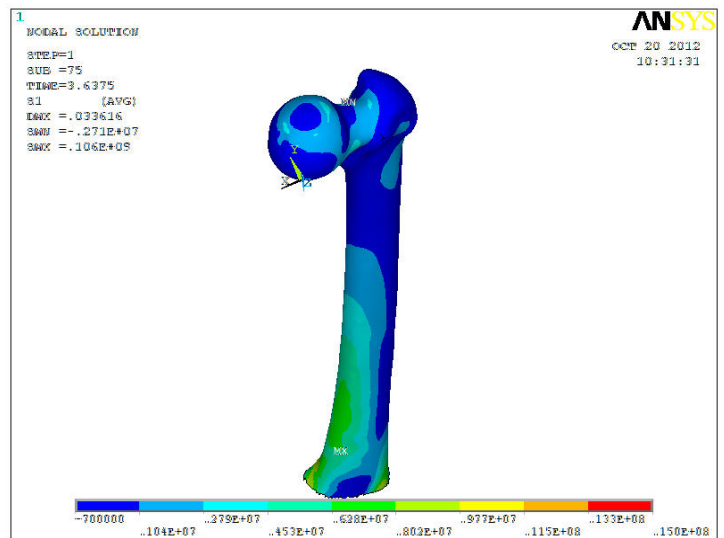
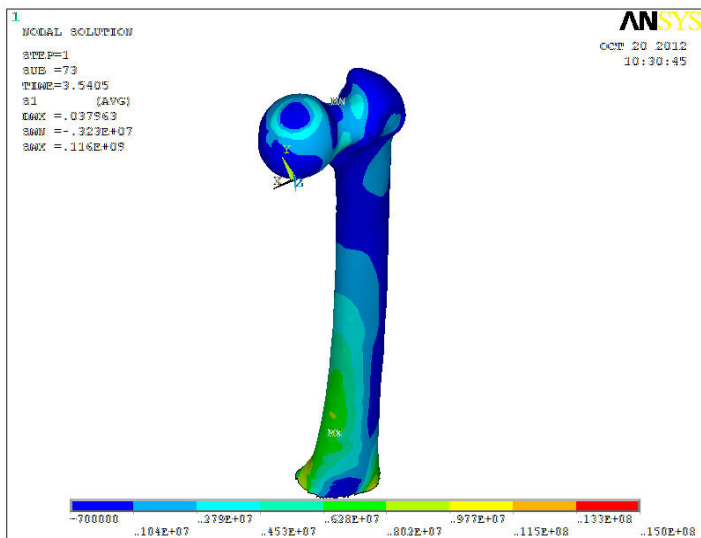
III.37.a. ábra: 2,2 s után újra tehermentesül a láb. Bal oldalt alul: a nyak alsó része nyomott azonban oldalán a húzás dominál.



III.37.b. ábra: 3,2 s-kor keletkeznek a legnagyobb kapcsolati erők az egész botlás során, ez okozza a diafizisen látható csúcsot.



III.38.a. ábra: A szár belső oldalán a feszültségek csökkennek, viszont a többi komponenshez képest nagy függőleges erő a nyak tetején nagy húzást, alján nyomást idéz elő. A csont geometriájából adódik, hogy a szár alsó oldalán belül van a húzott rész, akárcsak a nagyitmpor külső részén.



III.39. ábra: A másik lábra lépéssel az epifízis feszültségei lecsökkennek.

Ezen hosszabb szimuláció tapasztalatai a következőkben foglalhatók össze:

- A kezdeti lépésben a feszültségek alakulása hasonló a taposógépes esethez, azonban a kapcsolati erőkben jelentkező különbségek természetesen a keletkező feszültségekben is megvannak.
- A botlást az első lépcsőfok eltévesztése okozta, ezért már rögtön a lépés elején megugrottak a kapcsolati erők így a feszültségek is. Ennél a lépésnél jelentős a függőleges komponens kétszer is megugrott, ellentétben a harmadik lépéssel, ahol csak egy csúcs van.
- A harmadik lépés során nemcsak a fejen és fossa trochantericán, illetve a nyak külső, fej alatti részén keletkezett jelentős húzás és nyomás, hanem a száron is. Itt kaptuk a maximális feszültséget, 15 MPa-t.

- A negyedik lépés még mindig nem stabil, de már sokkal kisebbek az elmozdulások és az erőkomponensek is. A feszültségek változása a harmadik lépéshez hasonlóan alakul.
- Ezután a lépés után a vizsgált alany visszanyerte egyensúlyát.

IV. Összefoglalás

Számításaim eredményeiből látható, hogy a *dinamikus hatások jelentősek*, a statikus terheknél *nagyobb veszélynek* teszik ki a csontot. Bár – ahogy többször is említettem – az alkalmazott egyszerűsítések miatt nem lehet teljesen a szimulációkra támaszkodni, de a trendek (a feszültségek időbeni alakulása, a kapcsolati erőktől való függésük) ezen az egyszerűsített modellen is jól követhetők, így más ilyen témájú munkákkal együtt hasznos lehet a mindennapi tevékenységekből keletkező dinamikus terhelések megítélésében.

Ebben az összefoglaló részben szeretnék megemlíteni pár dolgot a sok közül, amit érdemes lehet a továbbiakban megvizsgálni (nekem sajnos most az idő hiánya miatt nem sikerült):

Először is érdekes lehet egy *térelemekből kialakított háló* használata, ami jobban közelíti a valós csont szerkezetét, értem ez alatt azt, hogy figyelembe vesszük a szivacsos állománynak az epifízisek vége felé történő teljes elvékonyodását.

A másik fontos szempont az *izmok figyelembe vétele* lehetne, legalább azoknak a modellbe való beépítése, amik más korábbi vizsgálatok szerint jelentősen befolyásolják a feszültségek eloszlását.

A harmadik már említett probléma a *peremfeltételek* hatása, vagyis a combcsont-sípcsont kapcsolatának modellezése (hogyan lehet ezt pontosan figyelembe venni, mekkora jelentősége lehet a különböző típusú rugalmas megtámasztásnak, stb.). Hogyan lehetne ezeknek a paramétereit kísérletileg meghatározni? Megjegyzem, hogy ráadásul az inak modellezése feltételesen működő rugalmas támaszokat igényelne.

További megjegyzés (ez már nem a csontszerkezet modellezésére, hanem a dinamikus futtatásra vonatkozik) a *kezdeti értékek* megadásának módja. Én az egyszerűség kedvéért elfogadtam a zérus kiindulási, de egyértelműnek tartom, hogy ezt lehetne sokféle variáns figyelembevételével pontosítani.

Megítélésem szerint ezek a kommentárok is azt jelzik, hogy bőven találunk olyan feladatot, amelynek vizsgálatával tovább lehetne folytatni ennek a témának vizsgálatát.

Irodalomjegyzék

- [1] Bagi István: Csonttörések csavaros rögzítéseinek biomechanikai vizsgálata, Egyetemi doktori disszertáció, 2012.
- [2] Britton JR, Walsh LA, Prendergast PJ.: Mechanical simulation of muscle loading on the proximal femur: analysis of cemented femoral component migration with and without muscle loading, Clin Biomech (Bristol, Avon). 2003 Aug, 18(7):637-46.
- [3] Polgár Krisztina: Az emberi combcsont rugalmas-képlékeny viselkedésének vizsgálata, Diplomafeladat, 1994.
- [4] Brekelmans W. A., Poort H. W., Slooff T. J.: A new method to analyse the mechanical behaviour of skeletal parts, Acta Orthop Scand.,43:301-317, 1972.
- [5] Rybicki E. F., Simonen F. A., Weis E. B.: On the mathematical analysis of stress in the human femur, J Biomech., 5:203-215, 1973.
- [6] Huiskes R., Chao E. Y.: A survey of finite element analysis in orthopedic biomechanics: The First Decade, J Biomech., 16:385-409, 1983.
- [7] Brown T. D., Ferguson A. B.: The development of a computational stress analysis of the femoral head. Mapping tensile, compressive, and shear stress for the varus and valgus positions, J Bone Joint Surg., 60:619-629, 1978.
- [8] Brown T. D., Way M. E., Ferguson A. B.: Stress transmission anomalies in femoral heads altered by aseptic necrosis, J Biomech.,13:687-699, 1980.
- [9] Huiskes R., Janssen J.D., Slooff T.J.: A detailed comparison of experimental and theoretical stress-analysis of a human femur. *Mechanical properties of bone*, AMD 45:211-234, New York, ASME, 1983.
- [10] Kirchner István: Emberi combcsont numerikus szilárdsági vizsgálata, Egyetemi doktori disszertáció, 1992.
- [11] Davy D. T., Kotzar G. M., Brown R.H., Heiple K.G., Goldberg V.M., Heiple K.G. Jr., Berilla J., Burstein A.H.: Telemetric force measurements across the hip after total arthroplasty, J. Bone Joint Surg. Am.,70:45-50, 1988.
- [12] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Hip joint loading during walking and running, measured in two patients, J. Biomech.,26:969-90, 1993.

- [13] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Is staircase walking a risk for the fixation of hip implants?, *J. Biomech.*, 28:535-53, 1995.
- [14] Bergmann G., Kniggenndorf H., Graichen F., Rohlmann A.: Influence of shoes and heel strike on the loading of the hip joint, *J. Biomech.*, 28:817-27, 1995.
- [15] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A., Linke H.: Hip joint forces during load carrying, *Clin Orthop. Relat. Res.*, 335:190-201, 1997.
- [16] Bergmann G., Deuretzbacher G., Heller M., Graichen F., Rohlmann A., Strauss J., Duda G.N.: Hip contact forces and gait patterns from routine activities, *J. Biomech.*, 34:859-71, 2001.
- [17] Duda G.N., Heller M., Albinger J., Schulz O., Schneider E., Claes L.: Influence of muscle forces on femoral strain distribution, *J. Biomech.*, 31:841-6, 1998.
- [18] Bitsakos C., Kerner J., Fisher I., Amis A.A.: The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur, *J. Biomech.*, 38:133-9, 2005.
- [19] Heller M.O., Bergmann G., Deuretzbacher G., Dürselen L., Pohl M., Claes L., Haas N.P., Duda G.N.: Musculo-skeletal loading conditions at the hip during walking and stair climbing, *J. Biomech.*, 34:883-93, 2001.
- [20] Phillips T.W., Nguyen L.T., Munro S.D.: Loosening of cementless femoral stems: a biomechanical analysis of immediate fixation with loading vertical, femur horizontal, *J. Biomech.*, 24:37-48, 1991.
- [21] Peter Arbenz, G. Harry van Lenthe, Uche Mennel, Ralph Müller, Marzio Sala: A scalable multi-level preconditioner for matrix-free μ -finite element analysis of human bone structures, *International Journal for Numerical Methods in Engineering*, 73: 927–947, 2008.
- [22] Schmidt H., Heuer F., Claes L., Wilke H.J.: The relation between the instantaneous center of rotation and facet joint forces - A finite element analysis, *Clin. Biomech.* 23:270-8, Epub 2007.
- [23] Bergmann G., Graichen F., Rohlmann A.: Hip joint contact forces during stumbling, *Langenbecks Arch Surg.*, 389:53-9, Epub 2003.
- [24] Czeglédi Ádám: Emberi combcsont statikus és dinamikus szilárdsági vizsgálata, *Tudományos Diákköri Dolgozat*, 2002.