



# **Traumás nyaki gerinctörések végeselemes vizsgálata**

Tézisfüzet

**Danka Dávid**

Témavezető: Dr. Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

2024

## ÖSSZEFOGLALÓ

A nyaki gerinc biomechanikája és annak sérülései, különösen a traumás törések, kiemelt fontosságúak az orvosi és mérnöki kutatásokban. A nyaki gerinc sérüléseinek előfordulása ugyan viszonylag ritka, de a gerincvelő lehetséges érintettsége miatt klinikailag jelentős. Dolgozatomban először a nyaki gerincsérülések epidemiológiáját és az eddigi numerikus modellt használó vizsgálatokat mutatom be, utána térek rá a saját kutatásaimra.

A nyaki gerinc biomechanikai vizsgálatához egy komplex vége-selemes modellt hoztam létre, amelyhez egy 21 éves férfi nyaki gerincének CT felvételeit használtam fel. A felvételek alapján létrehozott koponya, hét nyakcsigolya és a köztes öt porckorong geometriai modelljét másodfokú testelemekkel diszkretizáltam, majd beépítettem a szalagokat, porckorongokat és a fej mozgásáért, illetve stabilizálásért felelős izmokat. A szalagokat és izmokat egyenes tengelyű rácsrúdként modelleztem, amelyek csak húzást vesznek fel. Beépítettem továbbá egy olyan rugalmas megtámasztást, amely a törzs hatását is figyelembe veszi dinamikus szimulációk esetén.

Minden numerikus modell feladata az adott jelenség bizonyos szempontból történő valósághű legképezése. Ezért, és a létrehozott modell összetettségére tekintettel végeztem el az ilyen szimulációknál elengedhetetlen validációt. Ehhez több különböző, szakirodalomban publikált kísérleti adatsort használtam fel, amelyek a nyaki gerinc elfordulás-nyomaték görbéit írták le. A validáció során a modell csigolyaközi relatív elfordulásait hasonlítottam össze a kísérleti adatokkal. A kapott eredmények igazolták, hogy a modell mechanikai viselkedése megfelelő.

Az Anderson-D'Alonzo-féle II. típusú dens törés esetén azt vizsgáltam meg, hogy a denshez tapadó szalagok hogyan járulnak hozzá – ha egyáltalán hozzájárulnak – a maradó stabilitáshoz. Az eredményekből kiderült, hogy az egyes fejmozgások esetén a létrejövő instabilitás igen változatos mértékű, általában azonban a fő ok mégis maga a törés.

A hangman's törés vizsgálatokor a C2 nyakcsigolya különböző struktúráinak törését szimuláltam. Eredményeim azt mutatták, hogy gyakorlatilag csak a C2-C3 szegmentumra van hatással a törés, továbbá a legtöbb esetben minél anteriorabban alakul ki törés, annál nagyobb az okozott instabilitás mértéke.

## TARTALOMJEGYZÉK

1. Bevezetés.....	4
1.1. C2 törések epidemiológiája .....	4
1.2. Elfordulás- nyomtatéki jellemzők.....	6
2. Végeelemes modell.....	6
2.1. Végeelemes modell általános felépítése .....	6
2.2. A vizsgálatokban közös peremfeltételek .....	7
3. Validáció .....	9
3.1. Módszerek .....	9
3.2. Eredmények .....	11
3.3. Diszkusszió.....	12
4. Dens törés.....	13
4.1. Módszerek .....	13
4.2. Eredmények .....	15
4.3. Diszkusszió.....	16
5. Hangman's törés.....	17
5.1. Módszerek .....	17
5.2. Eredmények .....	19
5.3. Diszkusszió.....	20
6. Tézisek .....	21
6.1. 1. Tézis.....	21
6.2. 2. Tézis.....	22
6.3. 3. Tézis.....	22
7. Hivatkozások.....	23

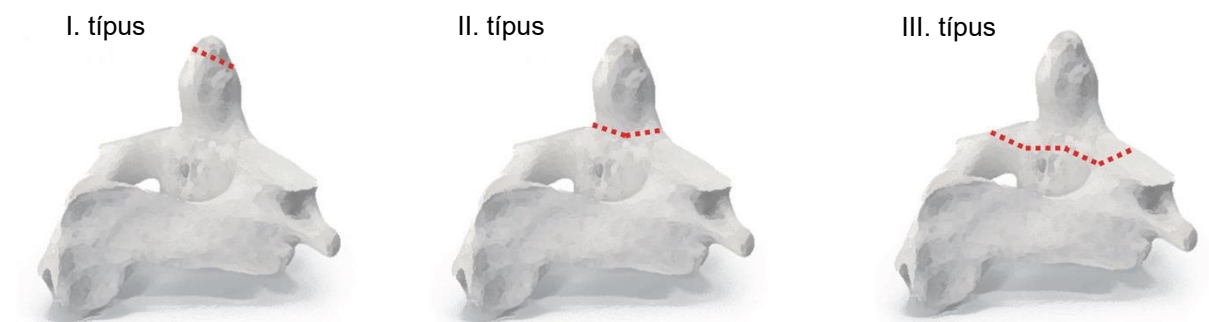
## 1. BEVEZETÉS

### 1.1. C2 TÖRÉSEK EPIDEMIOLÓGIÁJA

C2 csigolya törés viszonylag gyakori sérülés, ami az összes gerinctörés 7,8%-át [1], az összes nyaki gerinctörés 23,3%-42,9%-át [2–4] teszi ki, ezzel az egyik leggyakrabban sérülő csigolyáról van szó. Növekvő társadalmi terhet jelent ez a sérülés, ugyanis az USA-ban a C2 törésével összefüggésbe hozható, inflációval korrigált kórházi ellátási költségek ötszörözése nőttek a 2000-2010 közötti időszakban: 334 millió dollárról 1,5 milliárd dollára [5].

A C2-es csigolya *dens* törése (DT, *odontoid törés* vagy *fogyúlvány törés*) a legjelentősebb szelete az összes C2-es csigolyatörésnek: 48,4%-59%-a [6,4]. A DT közül is az *Anderson-D'Alonzo-féle* [7] II. típusú *dens* törés (DTII, **1. ábra**) a legszámtottevőbb 60,3%-72,1% közötti relatív gyakorisággal [6,8,9].

A DT leggyakoribb korcsoportjai a 20-30 évesek és a 70-80 évesek [10,11]. Habár a fogyúlvány törésének előfordulása minden korcsoportban nőtt [12], a törés előfordulásának gyakorisága nagyobb mértékben nőtt, mint a 70-80 éves korcsoport létszáma [13,14]. Mivel a fejlett országok jókora részének öregedő a társadalma, ezért várhatóan tovább fog nőni a törés incidenciája is. Ennek ellenére a megfelelő kezelés továbbra is vitatott [15–20].

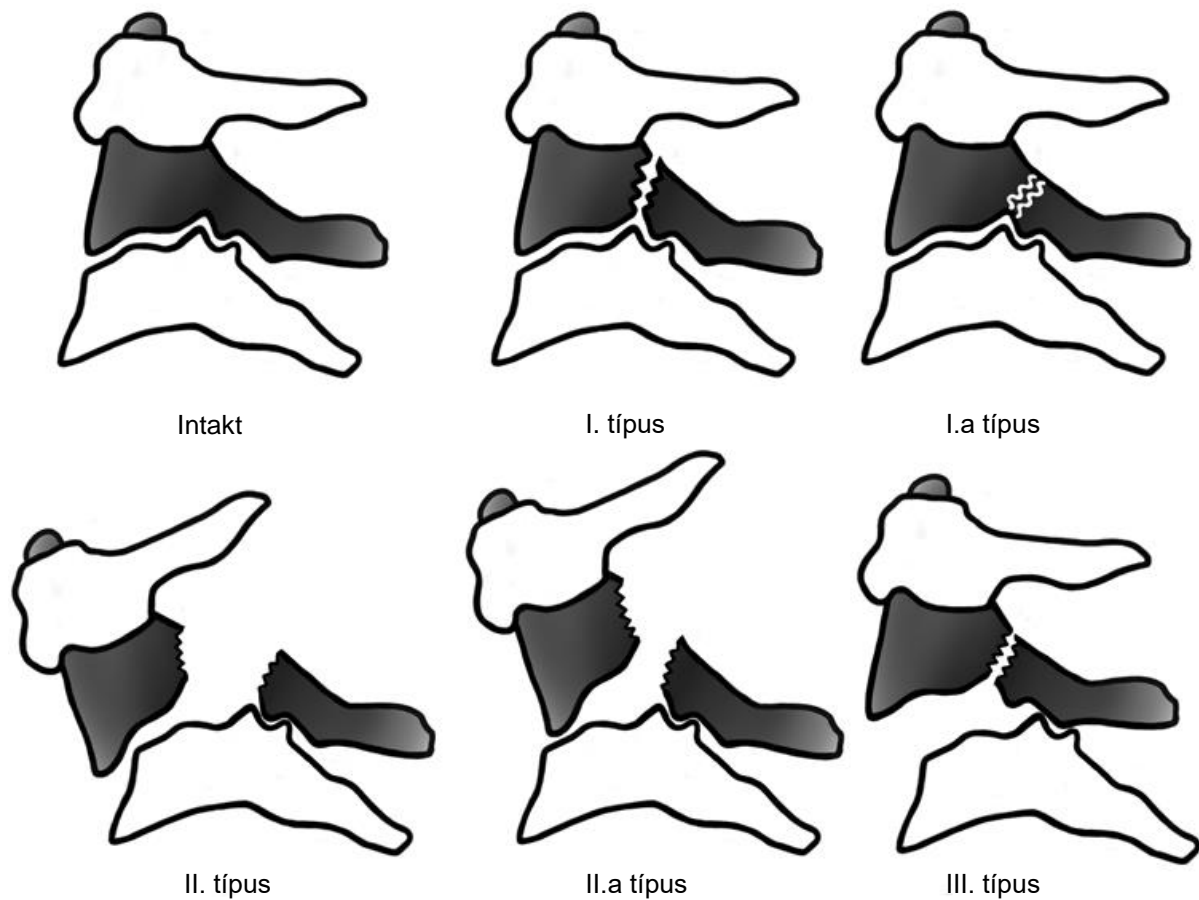


1. ábra. Anderson-D'Alonzo-féle dens törés osztályozása [21]

A C2 csigolya *hangman's* törése (HT, angolul: „*hangman's fracture*”) szintén hangsúlyos. Az utóbbi években a HT becslések szerint a nyaki gerinc törések 4,0-7,8%-át [6,22,23], míg a C2 csigolya törésének 11,2%-37,5%-át teszi ki [6,8,23–26], így ezzel a második leggyakoribb axistöréssé vált. Jelenleg a gépjárműbalesetek és az esések tartoznak a HT vezető okai közé [27–30].

A legkorábbi említés a C2 csigolya pars interarticularisának kétoldali töréséről 1866-ból, Haughtontól [31] származik, amit 1913-ban Wood-Jones [32] jóval részletesebb, esettanulmányokon alapuló beszámolója követ. Az említett sérülés mindkét szerzőnél az akasztás, mint a halálbüntetés egy formájának kontextusában merült fel. Jóval később, 1965-ben Schneider [33] alkotta meg a „*hangman's fracture*” kifejezést, amikor gépjárműbalesetek

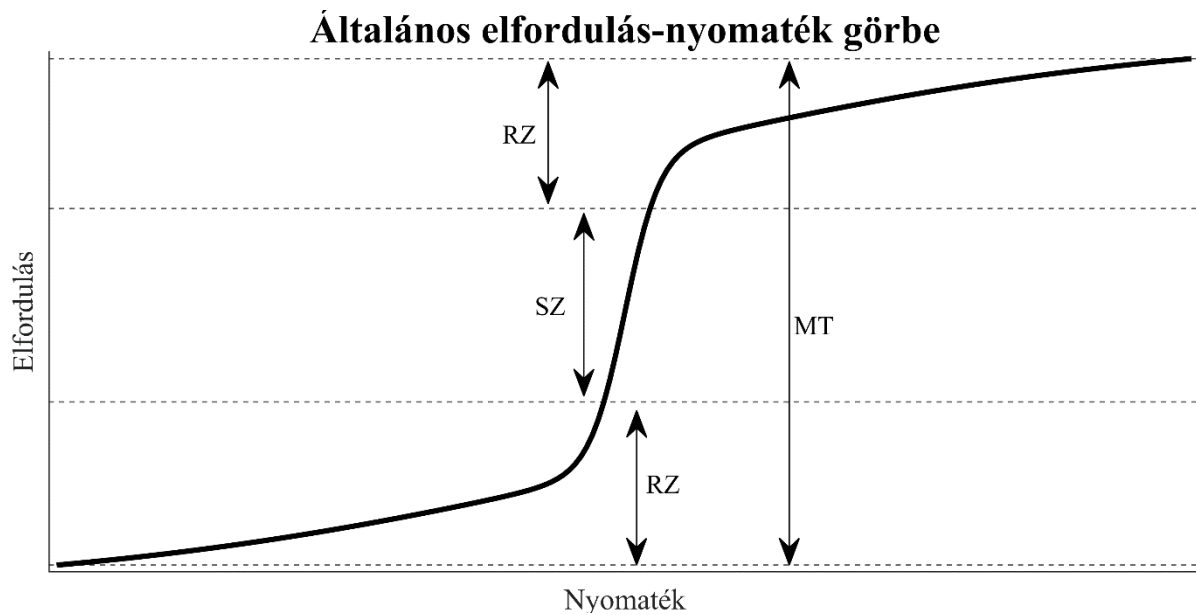
sérültjeit vizsgálta, és feltűnő hasonlóságot állapított meg a Wood-Jones által közölt törésekkel. Az informális megnevezést széles körben használják még bizonyos fenntartások ellenére is [34,35].



2. ábra. Levine-Edwards-féle hangman's törés osztályozása [36]

A HT legelterjedtebb osztályozását Effendi javasolta, amelyet később Levine és Edwards módosított (2. ábra). Levine és Edwards a HT 4 fajtáját különbözteti meg, amelyek közül a *II. típusú hangman's törés* (HTII) a leggyakrabban kutatott. Ezekon kívül a nemzetközi szakirodalomban foglalkoznak az *atipikus hangman's töréssel* (AHT, angolul: „*atypical hangman's fracture*”) is, amelyek praktikus módon nem osztályozhatóak, de releváns szempontból hasonlítanak a HT klasszikusabb változataihoz. Kiderült, hogy ezek az „atipikus” törések tipikusabbak, mint ahogy korábban gondolták. Korábbi években az AHT-t az összes HT eset mindössze 17,7%-31,5%-ában [25,37] mutatták ki, azonban az újabb kutatások már jóval magasabb, 54,2%-93,8% [28–30,38–40] közötti arányról számolnak be. Ezek az eredmények összhangban vannak más tanulmányokkal, amelyek szerint az axis csigolyaív törései leggyakrabban aszimmetrikusak [41–43], mint ahogy a legtöbb AHT is aszimmetrikus. Ezenkívül az AHT a gerinccsatorna szűkülése miatt a HTII-hez képest az idegi károsodás nagyobb kockázatával jár [37].

## 1.2. ELFORDULÁS-NYOMATÉKI JELLEMZŐK



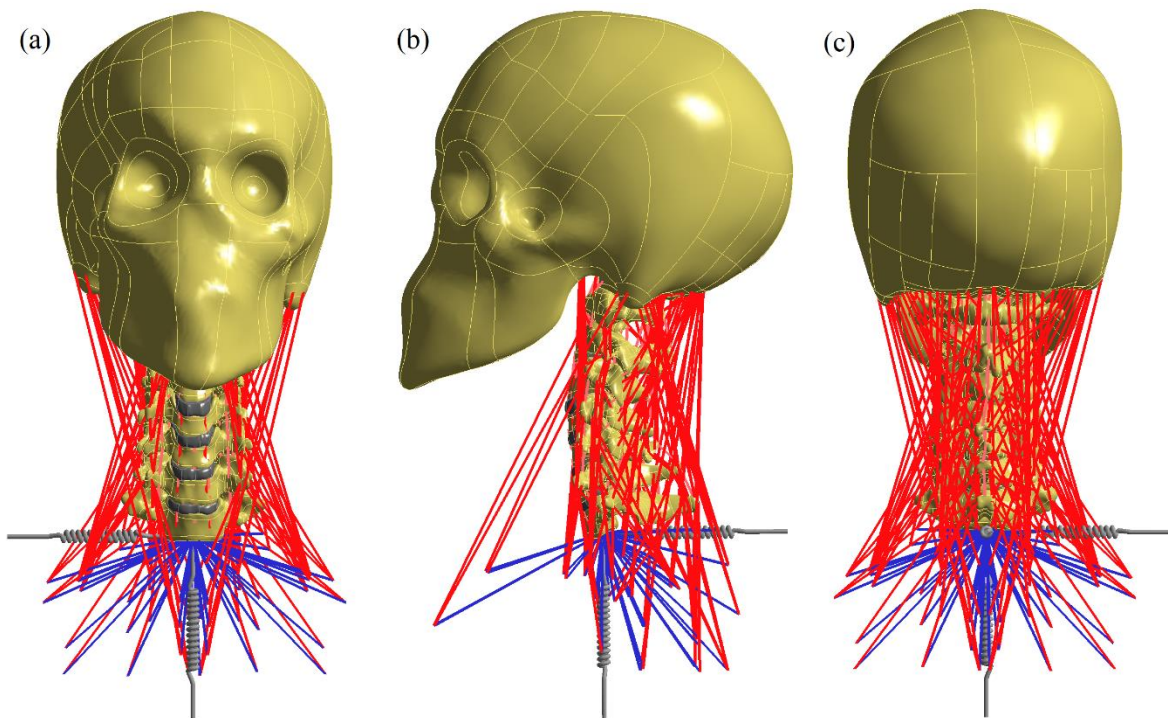
3. ábra. Egy általános elfordulás-nyomaték görbe

A *mozgástartomány* (MT) A legszélesebb körben használt metrika a gerincinstabilitás számszerűsítésére. Az MT részei a *semleges zóna* (SZ) és a *rugalmas zóna* (RZ). NZ az elfordulás-nyomaték görbe középső része, ahol a vizsgált szegmentum relatíve nagy mértékben flexibilis, azaz kis nyomatéknövekmények hatására nagy elfordulásnövekmények keletkeznek. Ezzel szemben az RZ viszonylag merevebb és nagyrészt lineáris viselkedést mutat a szalagok feszített állapotának köszönhetően és az SZ végétől az MT végéig tart.

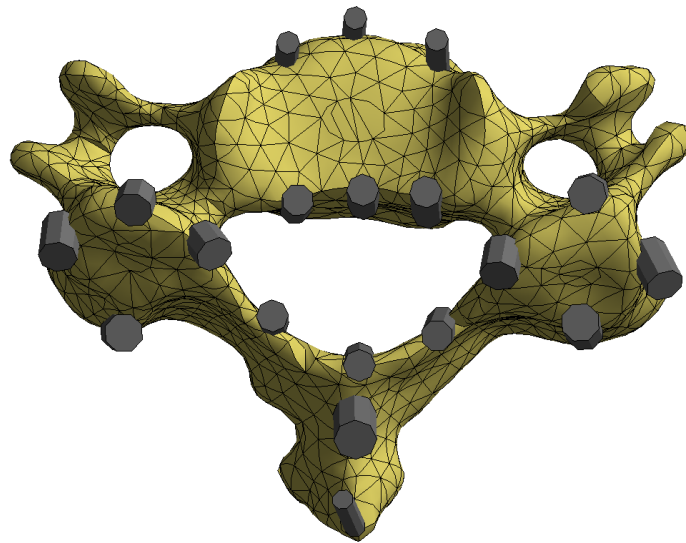
## 2. VÉGESELEMES MODELL

### 2.1. VÉGESELEMES MODELL ÁLTALÁNOS FELÉPÍTÉSE

A kész geometriai modellt az ANSYS Mechanical (USA, verzió 21) [44] programba importáltam, és ezután diszkretizáltam (lásd **4. ábra**). A csontok másodfokú tetraéder végeselemekkel (SOLID187), a szalagok és izmok rácsrúdelemekkel (LINK180) kerültek hálózásra. A rendelkezésemre álló számítási kapacitást csaknem teljesen kihasználó végeselemes hálót vettem fel, 89 764 darab elemmel és 149 657 szabadságfokkal.



4. ábra. A modell (a) anterior (b) lateralis és (c) posterior nézete



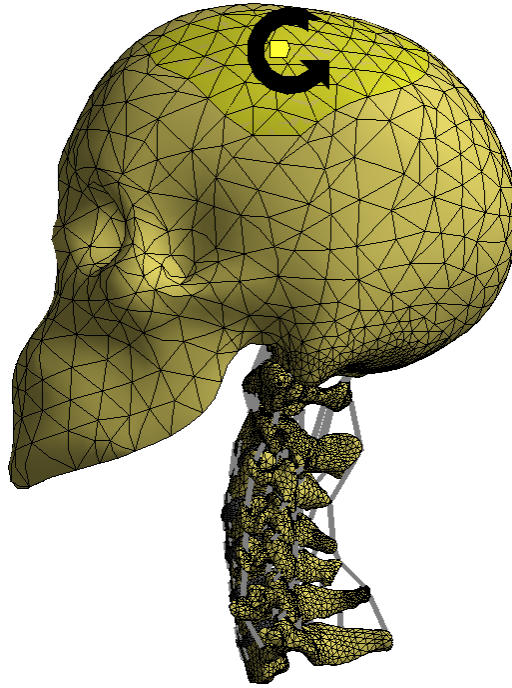
5. ábra. C5 nyakcsigolya VEM felülnézete a beépített szalagokkal

## 2.2. A VIZSGÁLATOKBAN KÖZÖS PEREMFELTÉTELEK

Minden szimulációban két tehernek vettem alá a modellt: első lépésben fiktív hőtehernek, majd második lépésben *előírt elfordulásoknak*. Az első mindössze a szalagok lazaságának figyelembe vételére szolgált, ahogy ezt korábban bemutattam.

A gerincmozgásokat a koponya superior felszínén alkalmazott előírt elfordulásokkal hoztam létre (**6. ábra**). Nemnulla elfordulásokat egy szimulációban csak egyetlen tengely körül működtettem, hogy ezáltal izolált fejmozgásokat idézzek elő. Az előírt elfordulás nagysága  $90^\circ$ , hogy ezzel a teljes mozgástartományt lefedjem, de természetesen nem volt cél, hogy a

szimulációban el is érjem ezt a végértéket. Ennek köszönhetően szimulációról szimulációra más és más értékű elfordulásig sikerült eljutni a különböző teher nagyságnál fellépő *konvergencia hiba* miatt. Minden esetben statikus szimulációt végeztem, amelyben a C7 nyakcsigolya befogott volt, és figyelembe vettem a *nagy elmozdulásokat*.



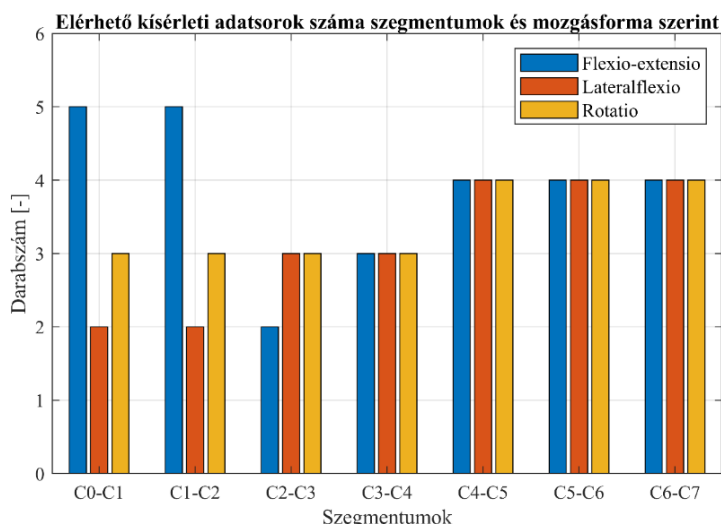
6. ábra. A VEM lateralis nézete. Az előírt elfordulással terhelt modellrészlet zölddel kiemelve. Ebben a példában a nyíl a flexiót előidéző előírt elfordulást reprezentálja.



## 3. VALIDÁCIÓ

### 3.1. MÓDSZEREK

#### 3.1.1. FELHASZNÁLT KÍSÉRLETI ADATSOROK



7. ábra: Szegmentumonként és mozgástípusonként a validációhoz rendelkezésre álló kísérleti adatsorok száma

Emberi gerinc numerikus modellek esetén – így a nyaki gerinc vége-seleemes modellek esetében is – a legtöbb kísérleti adatot a *csigolyaközi relatív elfordulás-nyomaték görbével* – röviden: *elfordulás-nyomaték görbe* – kapcsolatban találunk.

Összesen 9 különböző tanulmány kísérleti adatsorát használtam fel a modell validálásához. Mindegyik a nyaki gerinc valamely szegmentumának vagy szegmentumainak az elfordulás-nyomaték görbét közölte. Mivel kevésnek mondható adatsor áll rendelkezésre egy-egy adott szegmentum egy-egy adott mozgástípusához, ezért célszerű közölni a rendelkezésre álló adatsorok megoszlását (7. ábra).

#### 3.1.2. VALIDÁCIÓS METRIKÁK

Legyen  $\bar{y}_e(x)$  és  $y_m(x)$  rendre a mintában szereplő egyedek válaszfüggvényének pontról pontra történő számtani átlaga és a VEM válaszfüggvénye ugyanazon hatásra. Jelen esetben a válasz a létrejövő elfordulások, a hatás pedig a kifejtett nyomaték. A *kísérleti átlag* tehát:

$$\bar{y}_e(x) = \frac{1}{n(x)} \sum_{i=1}^{n(x)} y_{e,i}(x). \quad (1)$$

Az (1) egyenletben szereplő  $x$  a független változó, azaz a nyomaték, és  $y_{e,i}(x)$  egy adott szegmentum  $x$  nagyságú nyomatékra létrejövő, az  $i$ -dik kísérletben mért csigolyaközi elfordulását jelöli. Más szóval  $y_{e,i}(x)$  egy konkrét elfordulás-nyomaték görbét meghatározó

függvény. A darabszám, azaz  $n(x)$  azért változik, mert az egyes kísérletekben más és más végnyomatéig terheltek a szegmentumokat, amiből következően lesznek ugrások a kísérleti átlag görbéjében.

Ekkor az alábbi módon definiálható a *becsült hiba* (2) és a *becsült relatív hiba* (3):

$$\tilde{E}(x) = y_m(x) - \bar{y}_e(x), \quad (2)$$

$$\tilde{E}_{rel}(x) = \frac{y_m(x) - \bar{y}_e(x)}{\bar{y}_e(x)}. \quad (3)$$

továbbá  $\Delta(x)$  és  $\Delta_{rel}(x)$  a *hibahatár* és a *relatív hibahatár*. Feltételezve, hogy a sokaság normális eloszlású, és mivel annak átlaga és szórása is ismeretlen, illetve a felhasznált minta elemszáma kicsi (30-nál kisebb) ezért:

$$\Delta(x) = t_{1-\alpha/2, v}(x) \frac{s(x)}{\sqrt{n(x)}} \quad (4)$$

$$\Delta_{rel}(x) = \frac{\Delta(x)}{\bar{y}_e(x)}, \quad (5)$$

ahol  $t_{1-\alpha/2, v}(x)$  a *Student t eloszlás*  $1 - \alpha/2$ -es kvantilise,  $v(x) = n(x) - 1$  szabadságfokkal. Így tehát a *megbízhatósági szint*  $100(1 - \alpha)\%$ -ként adódik. A választott megbízhatósági szint 95%, így  $\alpha = 5\%$ .

Az *átlagos relatív hibametrika* (6) megmutatja, hogy a teljes értelmezési tartományon átlagosan mekkora relatív hiba lép fel. A számtani átlaggal analóg módon számítható:

$$\hat{ARHM} = \frac{1}{(x_u - x_l)} \int_{x_l}^{x_u} |\tilde{E}_{rel}(x)| dx, \quad (6)$$

ahol  $x_l$  és  $x_u$  rendre az értelmezési tartomány alsó és felső határa.

Az *átlagos relatív konfidencia indikátor* (7) hasonlóan fejezi ki a konfidencia intervallum átlagát:

$$\hat{ARKI} = \frac{1}{(x_u - x_l)} \int_{x_l}^{x_u} |\Delta_{rel}(x)| dx. \quad (7)$$

Nemcsak az átlag beszédes, hanem a maximumértékek is, hiszen ez utóbbiak némi információt adnak a lokális viselkedésről. A *maximum relatív hibametrika* (8) a relatív hiba abszolútértékének a maximuma a vizsgált tartományon belül:

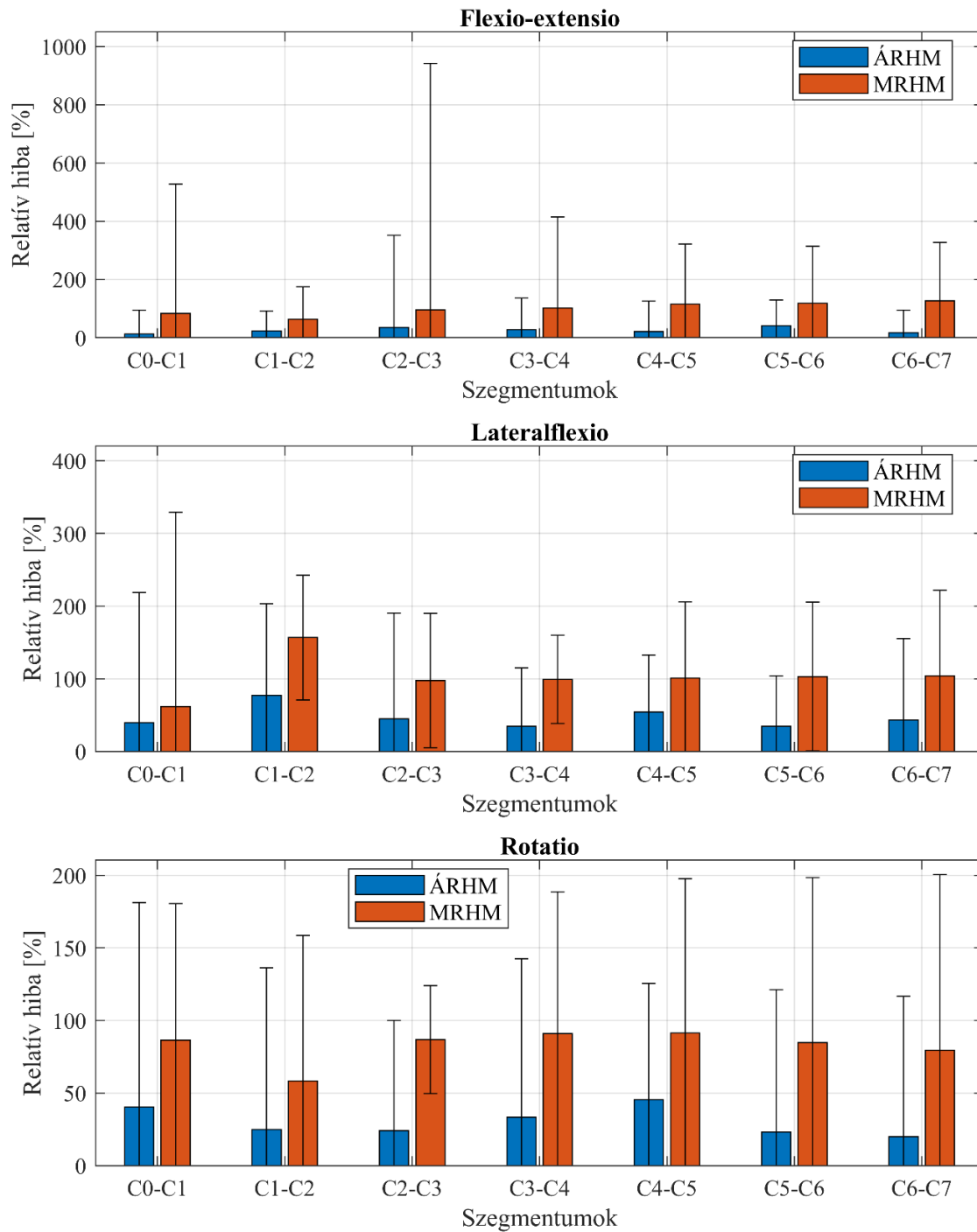
$$MRHM = \max_{x_l \leq x \leq x_u} |\tilde{E}_{rel}(x)|. \quad (8)$$

Legyen  $\hat{x}$  a független változónak azon értéke, aminél MRHM adódik. Ekkor a *maximum relatív konfidencia intervallum* (9):

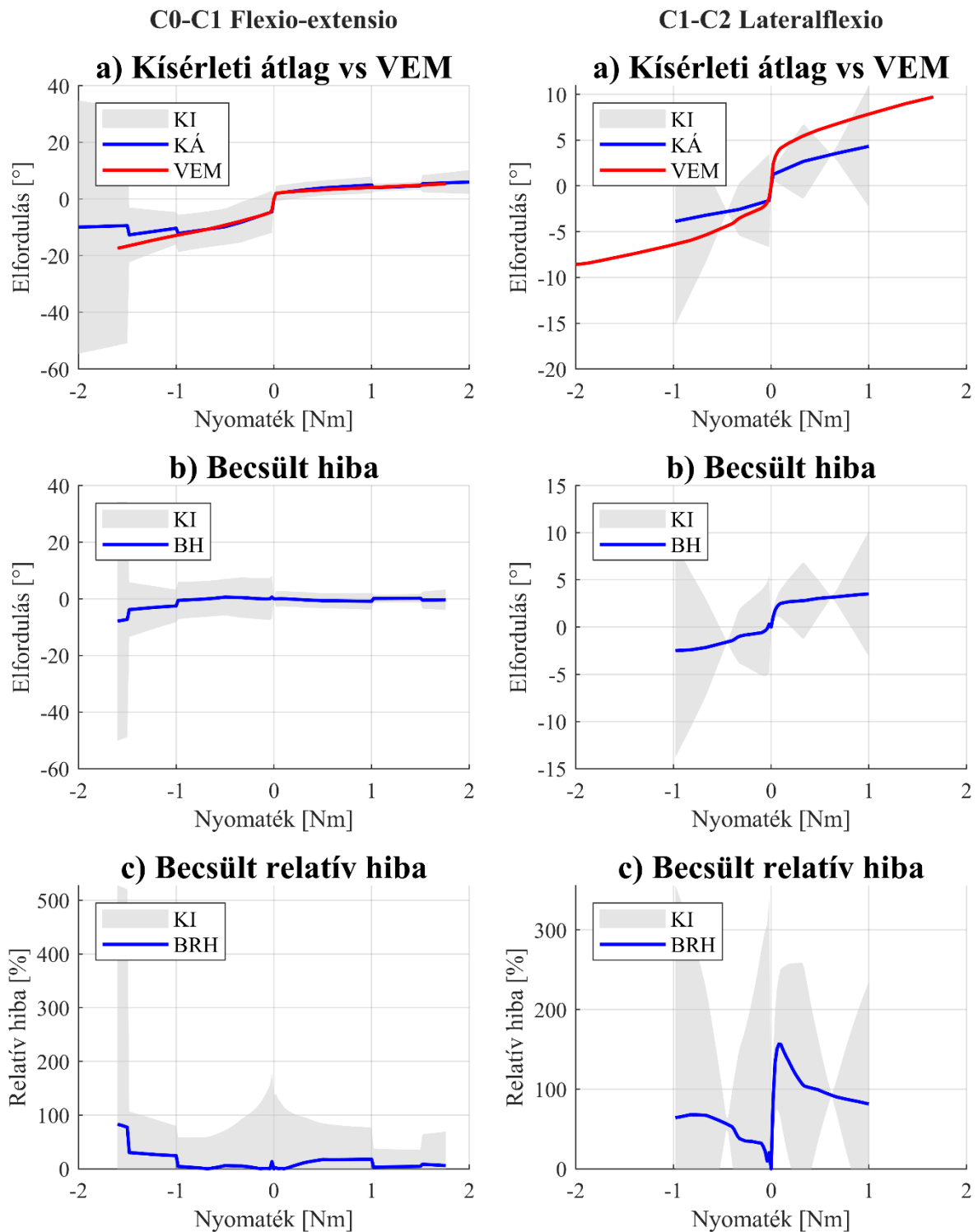
$$MRKI = |\Delta_{rel}(\hat{x})|. \quad (9)$$

### 3.2. EREDMÉNYEK

#### Globális validációs metrikák



8. ábra: Globális validációs metrikák összetartozó értékei: ÁRKI és MRKI



9. ábra. Legjobb (bal oszlop) és legrosszabb (jobb oszlop) validációs metrikájú szegmentumainak részletes eredménye

További eredményeket lásd a *Disszertáció* függelékében.

### 3.3. DISZKUSSZIÓ

Tudomásunk szerint ez az első olyan validáció, amely nemcsak a számszerűsíti a numerikus modell eredményeinek a hibáját, hanem a kísérleti eredmények bizonytalanságainak

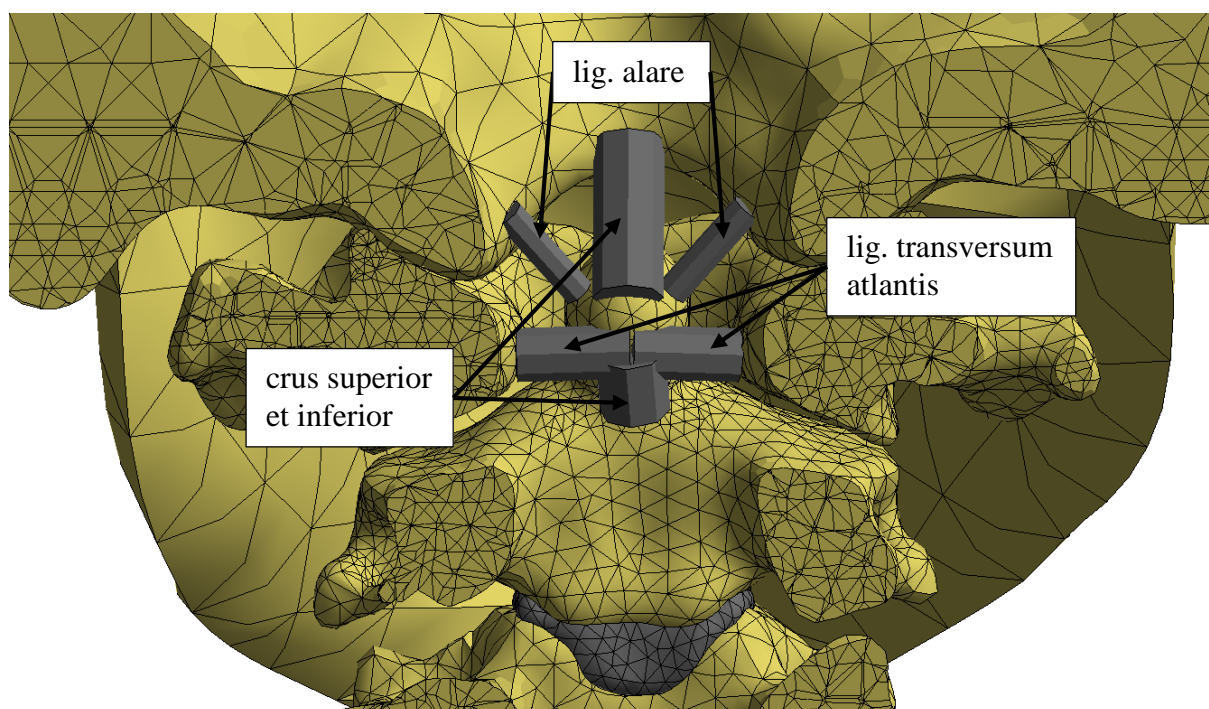
a szerkezetét is közli. Ez utóbbi adat különösen is fontos, hiszen elfordulás-nyomaték adatokat széles körben használnak – nemcsak – nyaki gerinc VEM-ek validációjához. Ezenkívül eddig senki sem alkalmazta az általunk használt validációs metrikákat emberi nyaki gerinc modellek validációjakor.

A validálás nagy korlátja maguk a kísérleti adatsorok és azok számossága: ahhoz, hogy a konfidencia intervallumot jelentősen le tudjuk csökkenteni, szegmentumonként és azon belül mozgás típusonként is 15-20 adatsorra lenne szükségünk. Ezenkívül egy másik ok, hogy több szegmentumra kiterjedő elfordulás-nyomaték adatok állnak rendelkezésre, és nem egy-egy szegmentumra külön-külön. Emiatt Zhang és mtsai [45] különböző közelítések segítségével számították át a több-szegmentumú eredményeket egyszegmentumú eredményekké, ami azzal jár, hogy egy újabb réteg bizonytalanságot vezetnek be az eredményekbe, és így közvetetten a validációba is.

## 4. DENS TÖRÉS

### 4.1. MÓDSZEREK

#### 4.1.1. SÉRÜLÉSI ÁLLAPOTOK ÉS AZOK JELÖLÉSE



10. ábra. C0-C2 koronális metszete. Csak a denshez tapadó, vizsgált szalagok látszanak.

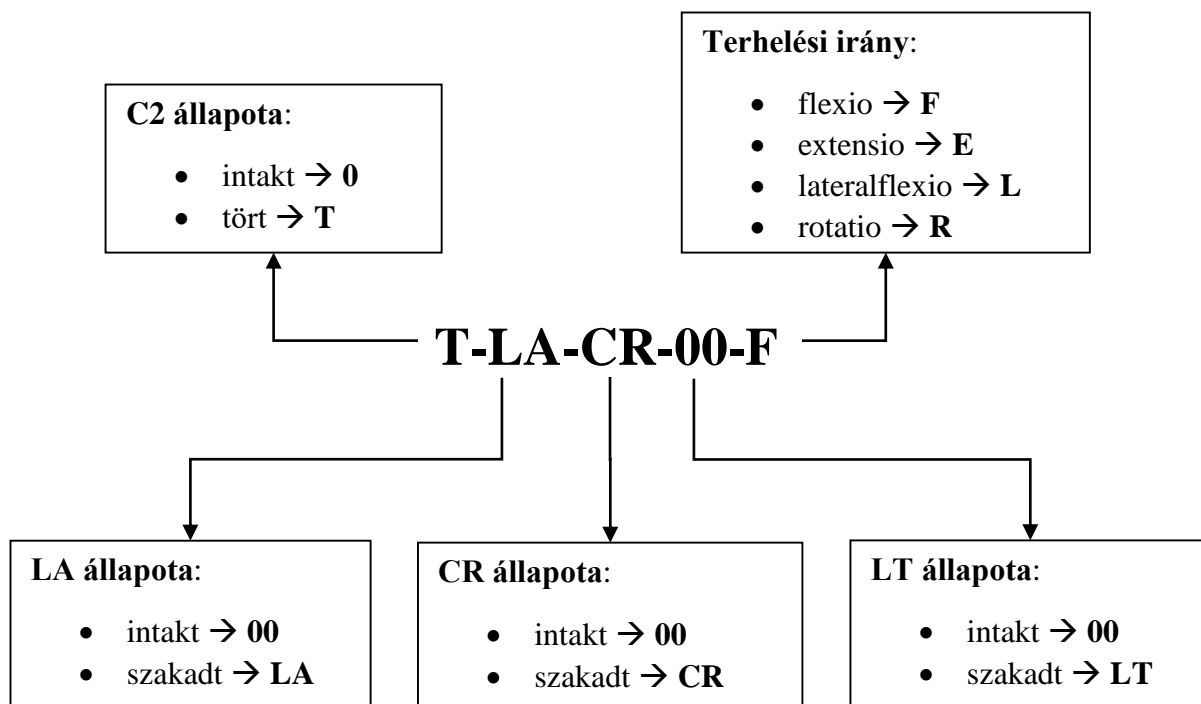
A három vizsgált szalag a modellben: LA, CR és LT (**10. ábra**). A szalagokat vagy teljesen épnek vagy mindkét oldalt szakadtnak tekintetem a vizsgálatokban során, ez kilenc állapotot eredményezett (**1. táblázat**). Mind a kilenc állapotot alávettem flexiónak, extenzióknak, jobbra

történő lateralflexiónak és jobbra történő rotationak, így tehát 36 futtatást végeztem. Megjegyzem, hogy lateralflexio és a rotatio esetén azért hagytam ki a másik oldali terhelést, mert mind a kilenc állapot szimmetrikus a középsíkra nézve, így a számítási idő megtakarítása miatt feltételeztem, hogy a mechanikai viselkedés is szimmetrikus.

Állapot	Kódnév
intakt	0-00-00-00
C2 törött	T-00-00-00
C2 törött, LA elszakadt	T-LA-00-00
C2 törött, CR elszakadt	T-00-CR-00
C2 törött, LT elszakadt	T-00-00-LT
C2 törött, LA és CR elszakadt	T-LA-CR-00
C2 törött, LA és LT elszakadt	T-LA-00-LT
C2 törött, CR és LT elszakadt	T-00-CR-LT
C2 törött, AL, CR és LT elszakadt	T-LA-CR-LT

1. táblázat. A nyaki gerinc vizsgált állapotai és az állapotok jelölése

Bevezettem egy jelölésrendszert, hogy egyértelműen be tudjuk azonosítani az egyes állapotokat és az egyes szimulációkat is. Vegyük például a „T-LA-CR-00-F” jelölést (**11. ábra**)! Ez egy olyan szimulációra utal, amelynél a C2 tört, az LA és a CR szakadt és az LT ép és flexiót hajtunk végre.



11. ábra. A futtatássorozatban alkalmazott jelölésrendszer

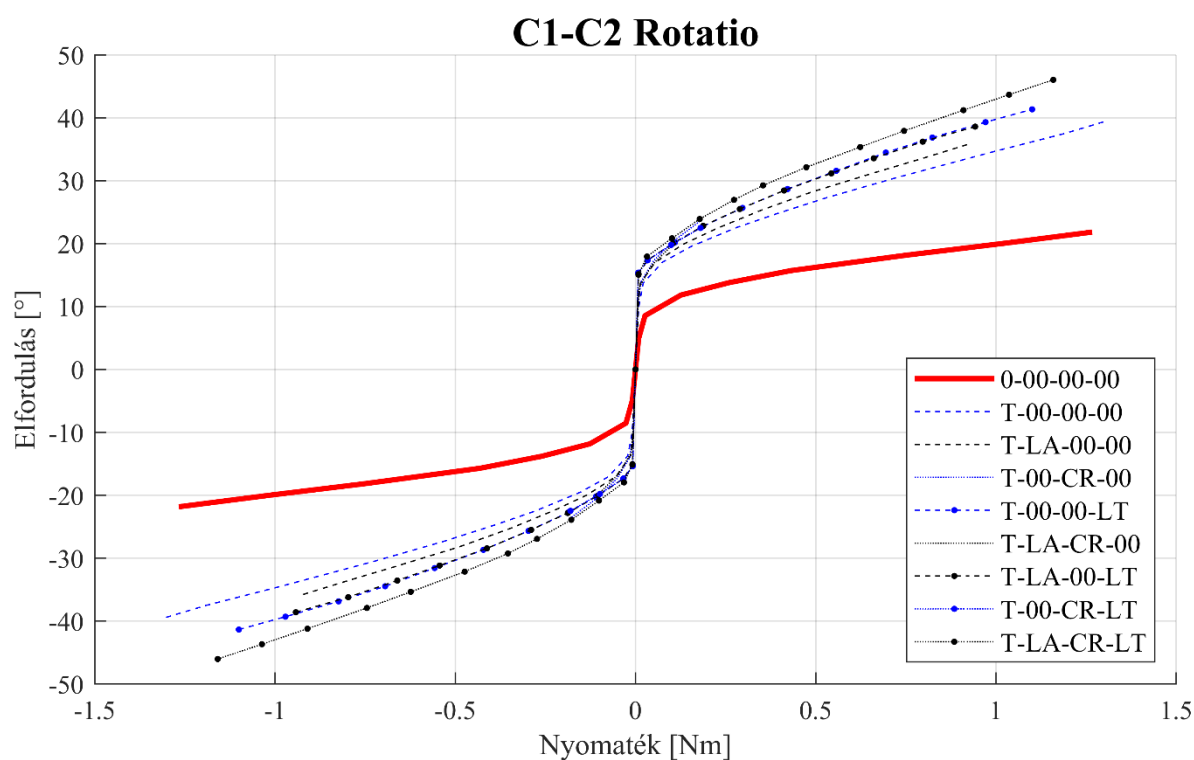
#### 4.1.2. SZIMULÁCIÓ BEÁLLÍTÁSAI, PEREMFELTÉTELEK



12. ábra. A C2 robbantott nézete: kézzel definiált DTII törési felület.

A sérült állapotok esetén a kezdeti konfiguráció kiegészül a kézzel létrehozott törési felülettel, illetve a megfelelő szalagokat modellező rúdelemeket töröltem. A törési felület merőleges a dens tengelyére, illetve e struktúra és a C2 csigolyatest találkozásánál található (12. ábra).

#### 4.2. EREDMÉNYEK



13. ábra. C1-C2 egység elfordulás-nyomaték görbéi rotációban

További eredményeket lásd a *Disszertációban*.

### 4.3. DISZKUSSZIÓ

Egy validált C0-C7 végesselemes modellt használtam, hogy craniocervicalis átmenet csigolyáinak feltárjam az interszegmentális mozgásait számos terhelés hatására, miután DTII-t szenvedtek el. A független változó tehát a DTII törés maga és a kiválasztott három szalag állapota: ép vagy szakadt. A függő változók pedig a létrejövő elfordulások az alkalmazott reakciónyomaték hatására.

Ahogy az sejthető volt, T-00-00-00 mutatta a legstabilabb, T-LA-CR-LT pedig a leginstabilabb mechanikai viselkedést az összes sérült eset esetén, de érdemes a részleteket is megvizsgálni.

#### 4.3.1. A FOGNYÚLVÁNY TÖRÉSÉNEK SZEREPE

Az eredmények szerint, amelyek némileg ellentmondanak korábbi tanulmányoknak [46,47], DTII önmagában nem feltétlenül okoz jelentős instabilitást. Tekintsük például a flexio-extensio esetét! A DTII törése önmagában csak a C1-C2 egység esetén okozott jelentős instabilitást a megnövekedett SZ képében.

Ezenkívül, a mód, ahogy DTII instabilitást okozott, különbözött a különböző terhelési esetek és spinális egységek körében. A C1-C2 extensiója esetén, DTII jelentős átmeneti tartományt okozott a SZ és a RZ között. Mindkét egység lateralflexiója esetén a DTII a SZE-t növelte meg nagymértékben, viszont a SZ-t nem. Mindkét egység rotációja esetén, DTII önmagában jelentős növekedést eredményezett mind az SZ és a RZE tekintetében, mindeközben a szalagok szakadása ehhez képest csak csekély hatással bírt.

#### 4.3.2. A SZALAGOK SZEREPE

Az LA hozzájárulása a poszt-DTII stabilitáshoz általában minimálisnak bizonyult és különösen is elhanyagolható flexio-extensio esetében. C0-C1 lateralflexiója és rotációja esetén (13. ábra) LA szakadása némi SZ növekedéshez vezetett. Másfelől az LA biztosított mérsékelt stabilitást, ha mind a CR, mind az LT ép volt.

A CR bizonyult az egyik legkritikusabb jelentőségű szalagnak. A CR egyedüli szakadása járult hozzá általában a mozgástartomány és a RZE legnagyobb mértékű növekedéséhez. Lateralflexio esetén a CR jelentősége különösen is látható, továbbá a CR és az LT jelentősége közel azonos volt rotációban.

Az iménti megfigyelésekből következően ezek a szalagok tehát biztosítottak stabilitást egymástól némileg függetlenül is, de sok esetben két-két szalag együttes épsége előzte meg az instabilitást. Mind a CR és az LT szükséges volt a stabilitáshoz rotációban, ami ellentmond



azoknak eredményeknek [48], amely szerint a szalagok egymástól függetlenül biztosítják a stabilitást.

Ennek ellenére a törés utáni maradó stabilitás klinikai szempontból nem számottevő. Ez az eredmény összhangban van a jelenlegi ajánlásokkal [9,49], melyek a szalagok sérülését nem tekintik a DTII kezelésében kritikus tényezőnek.

#### 4.3.3. KÖVETKEZTETÉSEK

Ahogy az Anderson és D'Alonzo II. típusú dens törések (DTII) előfordulása növekvő társadalmi terhet jelentenek, a megfelelő kezelés továbbra is folyamatos vita tárgya, még a széleskörű kutatások ellenére is. Hiányt találtunk a DTII biomechanikáját vizsgáló tanulmányokban, különösen három szalag: a lig. alare, a crus superior et inferior és a lig. transversum atlantis stabilizáló szerepében.

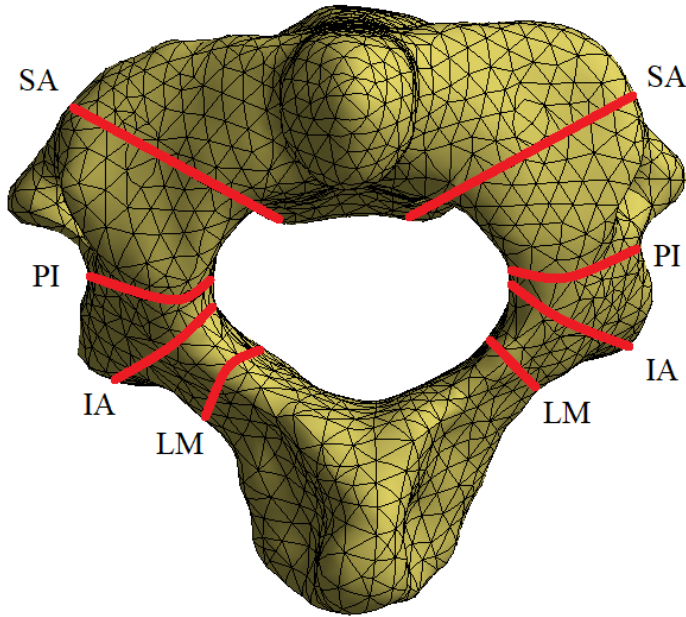
Az eredmények rámutatnak a DTII általános jelentőségére az instabilitás elsődleges forrásaként, különösen a rotatio tekintetében. A három szalag közül a CR és az LT bizonyult a craniocervicalis átmenet fő stabilizálóinak DTII esetén. Azonban gyakran mindkét szalagra szükség volt a stabilitás biztosításához. Az eredmények fényében a szalagok mindössze mérsékelt vagy szerény korlátozást biztosítanak a DTII esetén.

## 5. HANGMAN'S TÖRÉS

### 5.1. MÓDSZEREK

#### 5.1.1. C2 TÖRÉSI FELÜLETEI

Négy törési felületet jelöltem ki a C2 nyakcsigolya mindkét oldalán (**14. ábra**), amelyek áthaladnak a következő struktúrákon: felső ízületi nyúlvány (FI), pars interarticularis (PI), alsó ízületi nyúlvány (AI) és lamina (LM). Minden szimulációban kétoldali törést vizsgáltam úgy, hogy egy-egy törési felület választottam ki a csigolya jobb és bal oldalán. A következetesség és a könnyebb követhetőség érdekében két részből álló jelöléseket alkalmaztunk, amelyek a törési felületek rövidítéseivel utal az adott törésképre. Például a PI-AI a C2 baloldali PI és a jobboldali AI törését jelzi.



14. ábra. A C2 vége-seleemes modelljének felülnézete. A vizsgált törési felületek pirossal jelölve.

### 5.1.2. A GERINC SZIMULÁLT ÁLLAPOTAI

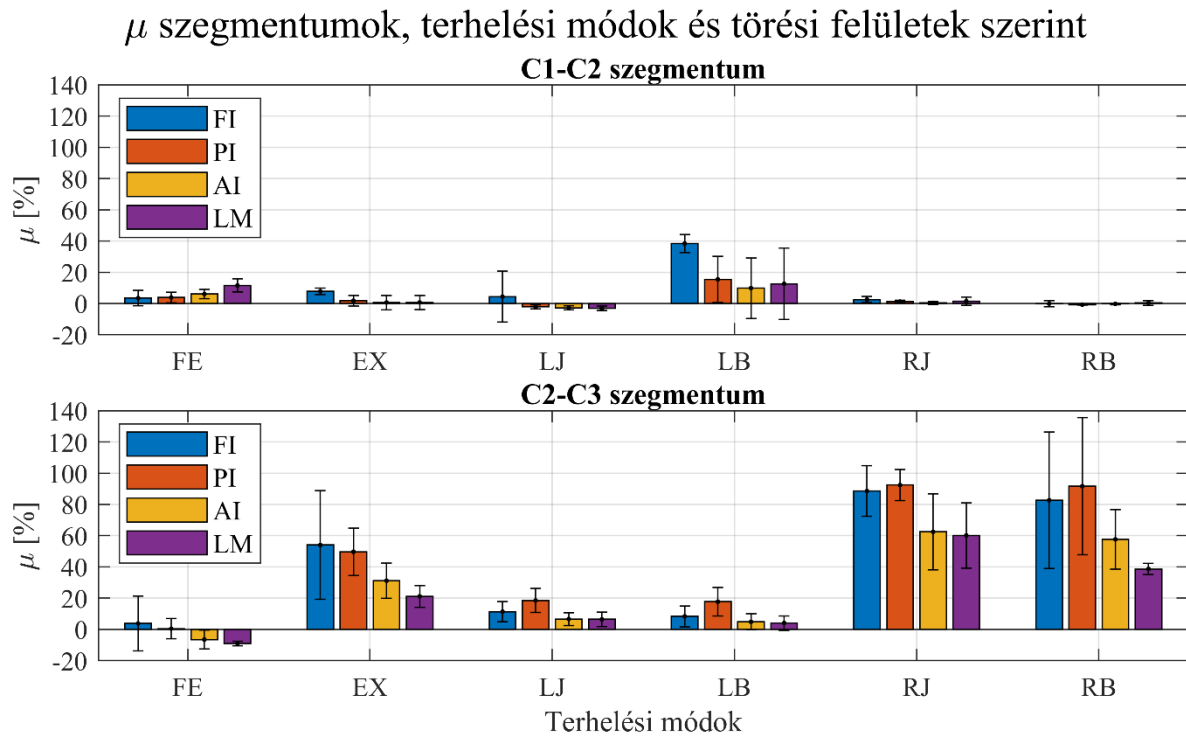
Az intakt eseten kívül 10 törésképet vizsgáltam (2. táblázat), ami összesen 66 szimuláció elvégzését jelentette, hiszen minden törésképet mind a hat mozgásnak – flexio, extensio, lateralflexio és rotatio mindkét irányban – alávettem.

Törésben érintett anatómiai struktúrák		Jel
Bal	Jobb	
Egyik sem	Egyik sem	00-00
Felső ízületi nyúlvány	Felső ízületi nyúlvány	FI-FI
Felső ízületi nyúlvány	Pars interarticularis	FI-PI
Felső ízületi nyúlvány	Alsó ízületi nyúlvány	FI-AI
Felső ízületi nyúlvány	Lamina	FI-LM
Pars interarticularis	Pars interarticularis	PI-PI
Pars interarticularis	Alsó ízületi nyúlvány	PI-AI
Pars interarticularis	Lamina	PI-LM
Alsó ízületi nyúlvány	Alsó ízületi nyúlvány	AI-AI
Alsó ízületi nyúlvány	Lamina	AI-LM
Lamina	Lamina	LM-LM

2. táblázat. A C2 vizsgált állapotai és azonosítóik

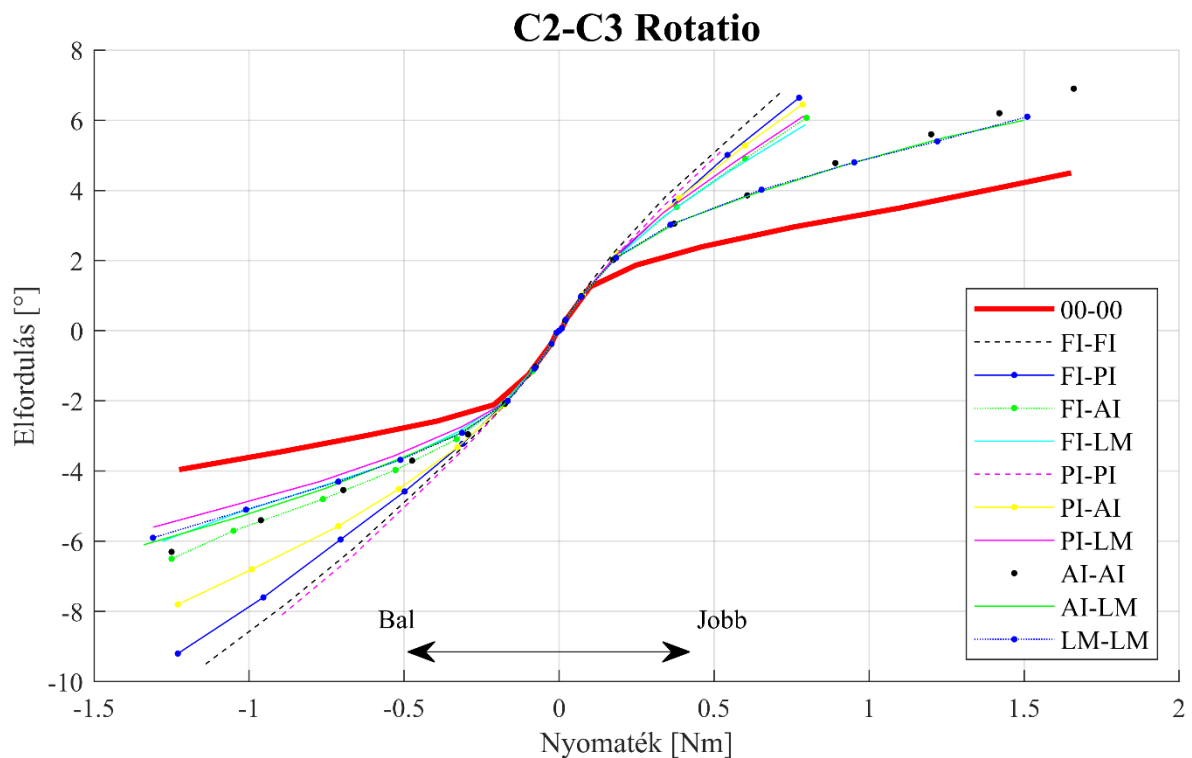
## 5.2. EREDMÉNYEK

### 5.2.1. ÁTLAGOS RELATÍV ELFORDULÁS-VÁLTOZÁS



15. ábra. Átlagos relatív elfordulás-változás (oszlopok) és a hozzájuk tartozó szórás (hibasávok)

### 5.2.2. ELFORDULÁS-NYOMATÉK JELLEMZŐK



16. ábra. C2-C3 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi axiális rotációban

További eredményeket lásd a *Disszertációban*.

## 5.3. DISZKUSSZIÓ

### 5.3.1. A TÖRÉSKÉPEK BIOMECHANIKÁJA

Általánosságban elmondható, hogy a FI és a PI törések voltak elsősorban felelősek az instabilitásért, míg az AI és LM törések a  $\mu$  értékek alapján csak mérsékelt instabilitást okoztak. Ezek az eredmények arra utalnak, hogy az AHT nem feltétlenül instabilabb, mint a HTII, hiszen jelen vizsgálatban ez utóbbi az AHT egy speciális esete volt, nevezetesen PI-PI.

Továbbá ezek az eredmények megerősítik azt az emlétet [50,51], amely szerint a gerinc erőjátéka nagyban hasonlít egy osztott szelvényű acéloszlopéhoz, amely megoldás széles körben használatos a tartószerkezet-tervezői gyakorlatban. Ez a modell a C2 felett két oszlopot – amely a condylus occipitalis és a C1 massa lateralis együttesét foglalja magába –, a C2 alatt pedig három oszlopot különít el: az elülső oszlopot, vagyis a csigolyatestek és porckorongok sorozatát, és a két hátsó oszlopot, azaz az ízületi nyúlványok sorozatát. Az eredmények szerint a FI és a PI törésekor az elülső oszlop elválik a két hátsó oszloptól és egy csaknem elhanyagolható szalagellenállás marad. Az AI törésekor azonban az ízületi tokok akadályozzák a törési felületek szétválását. Az LM törésekor pedig a három oszlop a PI-n keresztül még mindig összekapcsolódik, így a gerinc mechanikai integritása nagyrészt megmarad.

A háromoszlopos modell tisztázhatja, hogy a C2-C3 szegmentum miatt érintett, de a C1-C2 szegmentumra nagyrészt miért nincs hatással az axis csigolya törése. A C2 felett két oldalsó oszlop továbbítja a nyomóerőket; a C2 alatt három oszlop. Így a C2 átmeneti zónaként működik, ahol a két oszlop háromra oszlik. Itt a PI a terhelés egy részét a C2 feletti két oszlopról a C2 alatti hátsó oszlopokra továbbítja. Ha itt az anyagi folytonosság megszakad, a C2-C3 közötti erőátvitel jelentősen megváltozik, ami általában nagymértékű instabilitáshoz vezet.

Flexióban a hátulsó szalagok továbbra is képesek húzóerőket továbbítani, mert húzott állapotukban összenyomják a C2 törési felületeit. Extenzióban azonban a hátulsó anatómiai struktúrák jelentős nyomóerőket közvetítenek, ha épek, de az axis gyűrű törésekor ezt a szerepet nem tudják betölteni. Ez arra utal, hogy az ízületi nyúlványok nem tudnak jelentős nyomóerőket átadni, ha elkülönülnek a testtől.

LJ-ben a FI-FI kiugró elfordulásokhoz vezetett, míg az összes többi jelentéktelen mértékűhöz. Ez a jelenség a gerinc háromoszlopos modellen alapuló teherbírási jellemzőinek tulajdonítható. Amikor a törött FI a mozgás során nyomás alá kerül (a FI-FI LF-ja, és a következő törések LB-ja esetén: FI-PI, FI-AI és FI-LM), a C1 massa lateralisról átadódó nyomás nem továbbítódik a PI-on keresztül a AI-ra; ehelyett a massa lateralis a C2 csigolya

hátulsó, letört darabját a FI törési felületének mentén inferior irányba tolja el. Következésképp még több elfordulásra van szükség a szalagok húzott állapotának eléréséhez, ami megnöveli a SZ-t. Erre utal az, hogy az összes esetben gyakorlatilag megegyezik a SZE és a RZE is.

Rotatio esetén a töréspont szinte eltűnik azoknál a törésképeknél, amelyeknél a megfelelő oldalon van egy törési felület az AI-tól anterior irányban, ami jelentősen csökkent erőátvitelre utal. Azokban az esetekben, ahol az AI és az LM bal oldalon törik, a töréspont átmeneti zónává válik, ami azt jelenti, hogy némi erőátvitel történik, de még mindig jelentősen akadályozott. Az a megfigyelés, hogy azok törésképek a leginstabliabbnak, amelyeknél a törési felület az AI-tól anterior irányban van, arra utal, hogy ha a törési felület elválasztja az elülső oszlopot a hátulsó két oszloptól, akkor jelentős instabilitásra számíthatunk.

### 5.3.2. KÖVETKEZTETÉS

Összességében ez a vizsgálat megmutatta a csigolyatest és az ízületi nyúlványok közti kapcsolat jelentőségét a gerinc megfelelő erőátvitelében. Valószínűleg jelentős instabilitás következik be, ha ezek az elemek törés következtében elválnak egymástól.

## 6. TÉZISEK

### 6.1. 1. TÉZIS

Létrehoztam egy páciens-specifikus végesseleemes modellt, amely tartalmazza a koponyát, a hét nyakcsigolyát, a köztes porckorongokat, a mechanikai szereppel bíró szalagokat, a fejmozgató és -stabilizáló izmokat, illetve a törzs egyszerűsített figyelembe vételére alkalmas rugalmas megtámasztást. A modell a szalagok lazaságát – mely kritikus fontosságú mechanikai szempontból – is figyelembe veszi kezdeti fajlagos összenyomódásként. A modellt validációnak vettem alá, amelyben az elfordulás-nyomaték görbék segítségével számszerűsítettem a pontatlanságát. A modell egyaránt felhasználható statikus és dinamikus szimulációk végzésére, egyszerű bővítéssel alkalmas további élettani folyamatok figyelembevételére, illetve – megfelelő számítógépes háttér esetén – az orvosi igények szerinti traumás gerincsérülések, illetve műtétvariánsok elemzésére.

Kapcsolódó publikációk:

- Danka, D., and Bojtár, I., 2021, “The Fracture of the Human Cervical Spine,” *Biomech. Hung.*, **14**(2), pp. 31–41. <https://doi.org/10.17489/2021/2/03>.
- Danka, D., Szloboda, P., and Bojtár, I., 2022, “Novel Validation of a 3D Nonlinear Finite Element Head-Neck Model for Kinematical Applications,” *Biomech. Hung.*,

15(2), pp. 31–42. <https://doi.org/10.17489/biohun/2022/2/367>.

- Danka, D., Szloboda, P., Nyáry, I., and Bojtár, I., 2022, “The Fracture of the Human Cervical Spine,” *Mater. Today Proc.*, 62, pp. 2495–2501. <https://doi.org/10.1016/j.matpr.2022.02.627>.

## 6.2. 2. TÉZIS

Elvégeztem a lig. alare, crus superior et inferior és lig. transversum atlantis szalagok stabilizáló szerepének részletes összehasonlítását Anderson-D’Alonzo-féle II. típusú dens törés esetén a szalagokat tartalmazó C0-C7 modell alkalmazásával. Az alábbiakat mutattam ki:

- a) A dens törésnek összetett hatása van: C0-C1 flexióban semmilyen biomechanikai jellemzőjét nem változtatja meg, míg extenzióban csak a rugalmas zóna engedékenységet növeli meg enyhén; C1-C2 flexióban rugalmas zóna engedékenységet növeli meg, extenzióban semleges zóna nagyságát jelentősen; C0-C1 lateralflexióban a semleges zónát és annak engedékenységet is megnöveli, míg C1-C2 lateralflexióban csak a semleges zónát; C0-C1 és C1-C2 rotációban a semleges zónát jelentősen megnöveli;
- b) Elemzésem rámutatott arra, hogy a crus superior et inferior és a lig. transversum atlantis kritikus fontosságú a nyaki gerinc maradó stabilitásának megőrzésében; lig. alare hatása nagyrészt elhanyagolható;
- c) Bizonyítottam, hogy mind a crus superior et inferior, mind a lig. transversum atlantis épsége szükséges a maradó stabilitás megőrzésében;
- d) Vizsgálataim összesítéseként rámutattam arra, hogy klinikai szempontból azonban a maradó stabilitás csak mérsékelt vagy minimális, így az instabilitás legfőbb forrása általában maga a dens törés.

Kapcsolódó publikáció

- Danka, D., and Bojtár, I., 2023, “Contribution of Ligaments to Intersegmental Stability Following Type II Odontoid Fracture,” *Acta Bioeng. Biomech.*, 25(4). <https://doi.org/10.37190/ABB-02362-2023-03>.

## 6.3. 3. TÉZIS

Elvégeztem a C2 nyakcsigolya atipikus hangman’s törés különböző változatainak részletes vizsgálatát, amely elemzésben a felső ízületi nyúlvány, a pars interarticularis, az alsó ízületi nyúlvány és a lamina volt érintett. A szimulációkhoz a szalagokat tartalmazó C0-C7 modellt használtam. Az alábbiakat mutattam ki:

- a) A felső ízületi nyúlvány és a pars interarticularis törése okozta a legnagyobb instabilitást, míg a másik kettő struktúra törése nem jelentős;
- b) Eredményeim alátámasztják a gerinc mechanikai működését leíró „három oszlop modellt” (three column model);
- c) Kimutattam, hogy a hangman’s töréseknél általában az alsó ízületi nyúlványtól anterior irányba eső törési felületek azok, amelyek jelentős instabilitást okoznak.

Kapcsolódó publikáció:

- Danka, D., and Bojtár, I., “Understanding Cervical Spine Instability: A Finite Element Study on Atypical Hangman’s Fractures.” *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering* (Közlésre elfogadva)

## 7. HIVATKOZÁSOK

- [1] Leucht, P., Fischer, K., Muhr, G., and Mueller, E. J., 2009, “Epidemiology of Traumatic Spine Fractures,” *Injury*, **40**(2), pp. 166–172. <https://doi.org/10.1016/j.injury.2008.06.040>.
- [2] Passias, P. G., Poorman, G. W., Segreto, F. A., Jalai, C. M., Horn, S. R., Bortz, C. A., Vasquez-Montes, D., Diebo, B. G., Vira, S., Bono, O. J., De La Garza-Ramos, R., Moon, J. Y., Wang, C., Hirsch, B. P., Zhou, P. L., Gerling, M., Koller, H., and Lafage, V., 2018, “Traumatic Fractures of the Cervical Spine: Analysis of Changes in Incidence, Cause, Concurrent Injuries, and Complications Among 488,262 Patients from 2005 to 2013,” *World Neurosurg.*, **110**, pp. e427–e437. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2017.11.011>.
- [3] Fredø, H. L., Rizvi, S. A. M., Lied, B., Rønning, P., and Helseth, E., 2012, “The Epidemiology of Traumatic Cervical Spine Fractures: A Prospective Population Study from Norway,” *Scand. J. Trauma Resusc. Emerg. Med.*, **20**(1), p. 85. <https://doi.org/10.1186/1757-7241-20-85>.
- [4] Khanpara, S., Ruiz-Pardo, D., Spence, S. C., West, O. C., and Riascos, R., 2020, “Incidence of Cervical Spine Fractures on CT: A Study in a Large Level I Trauma Center,” *Emerg. Radiol.*, **27**(1), pp. 1–8. <https://doi.org/10.1007/s10140-019-01717-9>.
- [5] Daniels, A. H., Arthur, M., Esmende, S. M., Vigneswaran, H., and Palumbo, M. A., 2014, “Incidence and Cost of Treating Axis Fractures in the United States From 2000 to 2010,” *Spine*, **39**(18), pp. 1498–1505. <https://doi.org/10.1097/BRS.0000000000000417>.
- [6] Greene, K. A., Dickman, C. A., Marciano, F. F., Drabier, J. B., Hadley, M. N., and Sonntag, V. K. H., 1997, “Acute Axis Fractures: Analysis of Management and Outcome in 340 Consecutive Cases,” *Spine*, **22**(16), pp. 1843–1852. <https://doi.org/10.1097/00007632-199708150-00009>.
- [7] Anderson, L. D., and D’Alonzo, R. T., 1974, “Fractures of the Odontoid Process of the Axis,” *J. Bone Jt. Surg.*, **56**(8), pp. 1663–1674. <https://doi.org/10.2106/00004623-197456080-00017>.
- [8] Robinson, A.-L., Möller, A., Robinson, Y., and Olerud, C., 2017, “C2 Fracture Subtypes, Incidence, and Treatment Allocation Change with Age: A Retrospective Cohort Study of 233 Consecutive Cases,” *BioMed Res. Int.*, **2017**, p. e8321680. <https://doi.org/10.1155/2017/8321680>.

- [9] Salottolo, K., Betancourt, A., Banton, K. L., Acuna, D., Panchal, R., Bar-Or, D., and Palacio, C. H., 2023, “Epidemiology of C2 Fractures and Determinants of Surgical Management: Analysis of a National Registry,” *Trauma Surg. Acute Care Open*, **8**, p. e001094. <https://doi.org/10.1136/tsaco-2023-001094>.
- [10] Pepin, J. W., Bourne, R. B., and Hawkins, R. J., 1985, “Odontoid Fractures, with Special Reference to the Elderly Patient:,” *Clin. Orthop.*, **193**(NA:), p. 178-183. <https://doi.org/10.1097/00003086-198503000-00025>.
- [11] Tee, J. W., Chan, C. H. P., Fitzgerald, M. C. B., Liew, S. M., and Rosenfeld, J. V., 2013, “Epidemiological Trends of Spine Trauma: An Australian Level 1 Trauma Centre Study,” *Glob. Spine J.*, **3**(2), pp. 075–084. <https://doi.org/10.1055/s-0033-1337124>.
- [12] Robinson, A.-L., Olerud, C., and Robinson, Y., 2017, “Epidemiology of C2 Fractures in the 21st Century: A National Registry Cohort Study of 6,370 Patients from 1997 to 2014,” *Adv. Orthop.*, **2017**, p. 6516893. <https://doi.org/10.1155/2017/6516893>.
- [13] Smith, H. E., Kerr, S. M., Fehlings, M. G., Chapman, J., Maltenfort, M., Zavlasky, J., Harris, E., Albert, T. J., Harrop, J., Hilibrand, A. S., Anderson, D. G., and Vaccaro, A. R., 2010, “Trends in Epidemiology and Management of Type II Odontoid Fractures: 20-Year Experience at a Model System Spine Injury Tertiary Referral Center,” *J. Spinal Disord. Tech.*, **23**(8), pp. 501–505. <https://doi.org/10.1097/BSD.0b013e3181cc43c7>.
- [14] Zusman, N. L., Ching, A. C., Hart, R. A., and Yoo, J. U., 2013, “Incidence of Second Cervical Vertebral Fractures Far Surpassed the Rate Predicted by the Changing Age Distribution and Growth Among Elderly Persons in the United States (2005–2008):,” *Spine*, **38**(9), pp. 752–756. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31827ab62a>.
- [15] Yang, Z., Yuan, Z.-Z., Ma, J.-X., and Ma, X.-L., 2015, “Conservative versus Surgical Treatment for Type II Odontoid Fractures in the Elderly: Grading the Evidence through a Meta-Analysis,” *Orthop. Traumatol. Surg. Res.*, **101**(7), pp. 839–844. <https://doi.org/10.1016/j.otsr.2015.08.011>.
- [16] Schroeder, G. D., Kepler, C. K., Kurd, M. F., Paul, J. T., Rubenstein, R. N., Harrop, J. S., Brodke, D. S., Chapman, J. R., and Vaccaro, A. R., 2015, “A Systematic Review of the Treatment of Geriatric Type II Odontoid Fractures,” *Neurosurgery*, **77**(Suppl 4), pp. S6–S14. <https://doi.org/10.1227/NEU.0000000000000942>.
- [17] Pommier, B., Ollier, E., Pelletier, J.-B., Castel, X., Vassal, F., and Tetard, M.-C., 2020, “Conservative versus Surgical Treatment for Odontoid Fracture: Is the Surgical Treatment Harmful? Systematic Review and Meta-Analysis,” *World Neurosurg.*, **141**, pp. 490-499.e2. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2020.02.169>.
- [18] Florman, J. E., Gerstl, J. V. E., Kilgallon, J. L., and Riesenburger, R. I., 2022, “Fibrous Nonunion of Odontoid Fractures: Is It Safe To Accept Nonoperative Management? A Systematic Review,” *World Neurosurg.*, **164**, pp. 298–304. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2022.05.116>.
- [19] Nourbakhsh, A., and Hanson, Z. C., 2022, “Odontoid Fractures: A Standard Review of Current Concepts and Treatment Recommendations,” *J. Am. Acad. Orthop. Surg.*, **30**(6), pp. e561–e572. <https://doi.org/10.5435/JAAOS-D-21-00165>.
- [20] Huybregts, J. G. J., Barot, K. A., Recio, C., Doucette, J., Mekary, R. A., and Vleggeert-Lankamp, C. L. A., 2023, “The Optimal Treatment of Type II and III Odontoid Fractures in the Elderly: An Updated Meta-Analysis,” *Eur. Spine J.*, **32**(10), pp. 3434–3449. <https://doi.org/10.1007/s00586-023-07779-1>.
- [21] Lee, S., Hur, J. W., Oh, Y., An, S., Yun, G.-Y., and Ahn, J.-M., 2023, “Current Concepts in the Treatment of Traumatic C2 Vertebral Fracture : A Literature Review,” *J. Korean Neurosurg. Soc.* <https://doi.org/10.3340/jkns.2023.0098>.



- [22] Gehweiler, J. A., Clark, W. M., Schaaf, R. E., Powers, B., and Miller, M. D., 1979, "Cervical Spine Trauma: The Common Combined Conditions," *Radiology*, **130**(1), pp. 77–86. <https://doi.org/10.1148/130.1.77>.
- [23] Hadley, M. N., Browner, C., and Sonntag, V. K. H., 1985, "Axis Fractures: A Comprehensive Review of Management and Treatment in 107 Cases," *Neurosurgery*, **17**(2), pp. 281–290. <https://doi.org/10.1227/00006123-198508000-00006>.
- [24] Hadley, M. N., Dickman, C. A., Browner, C. M., and Sonntag, V. K. H., 1989, "Acute Axis Fractures: A Review of 229 Cases," *J. Neurosurg.*, **71**(5), pp. 642–647. <https://doi.org/10.3171/jns.1989.71.5.0642>.
- [25] Burke, J. T., and Harris, J. H., 1989, "Acute Injuries of the Axis Vertebra," *Skeletal Radiol.*, **18**(5), pp. 335–346. <https://doi.org/10.1007/BF00361422>.
- [26] Kavroudakis, E., and Korres, D. S., 2013, "Fractures of the Posterior Arch," *The Axis Vertebra*, D.S. Korres, ed., Springer Milan, Milano, pp. 67–73. [https://doi.org/10.1007/978-88-470-5232-1\\_8](https://doi.org/10.1007/978-88-470-5232-1_8).
- [27] Francis, W., Fielding, J., Hawkins, R., Pepin, J., and Hensinger, R., 1981, "Traumatic Spondylolisthesis of the Axis," *J. Bone Joint Surg. Br.*, **63-B**(3), pp. 313–318. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.63B3.7263740>.
- [28] Al-Mahfoudh, R., Beagrie, C., Woolley, E., Zakaria, R., Radon, M., Clark, S., Pillay, R., and Wilby, M., 2016, "Management of Typical and Atypical Hangman's Fractures," *Glob. Spine J.*, **6**(3), pp. 248–256. <https://doi.org/10.1055/s-0035-1563404>.
- [29] Samaha, C., Lazennec, J. Y., Laporte, C., and Saillant, G., 2000, "Hangman's Fracture: The Relationship between Asymmetry and Instability," *J. Bone Joint Surg. Br.*, **82-B**(7), pp. 1046–1052. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.82B7.0821046>.
- [30] Li, G., Zhong, D., and Wang, Q., 2017, "A Novel Classification for Atypical Hangman Fractures and Its Application: A Retrospective Observational Study," *Medicine (Baltimore)*, **96**(28), p. e7492. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000007492>.
- [31] Haughton, S., 1866, "IV. On Hanging, Considered from a Mechanical and Physiological Point of View," *Lond. Edinb. Dublin Philos. Mag. J. Sci.*, **32**(213), pp. 23–34. <https://doi.org/10.1080/14786446608644122>.
- [32] Wood-Jones, F., 1913, "THE IDEAL LESION PRODUCED BY JUDICIAL HANGING," *The Lancet*, **181**(4662), p. 53. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(01\)47782-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(01)47782-8).
- [33] Schneider, R. C., Livingston, K. E., Cave, A. J. E., and Hamilton, G., 1965, "'Hangman's Fracture' of the Cervical Spine," *J. Neurosurg.*, **22**(2), pp. 141–154. <https://doi.org/10.3171/jns.1965.22.2.0141>.
- [34] James, R., and Nasmyth-Jones, R., 1992, "The Occurrence of Cervical Fractures in Victims of Judicial Hanging," *Forensic Sci. Int.*, **54**(1), pp. 81–91. [https://doi.org/10.1016/0379-0738\(92\)90083-9](https://doi.org/10.1016/0379-0738(92)90083-9).
- [35] Nijjima, K., and Huang, J.-C., 2013, "Hangman's Fracture vs Hanged-Man's Fracture vs Hangee's Fracture," *Acta Neurochir. (Wien)*, **155**(5), pp. 819–819. <https://doi.org/10.1007/s00701-013-1622-3>.
- [36] Rayes, M., Mittal, M., Rengachary, S. S., and Mittal, S., 2011, "Hangman's Fracture: A Historical and Biomechanical Perspective," *J. Neurosurg. Spine*, **14**(2), pp. 198–208. <https://doi.org/10.3171/2010.10.SPINE09805>.
- [37] Starr, J. K., and Eismont, F. J., 1993, "Atypical Hangman's Fractures," *Spine*, **18**(Supplement), pp. 1954–1957. <https://doi.org/10.1097/00007632-199310001-00005>.
- [38] Menon, K. V., and Taif, S., 2016, "Detailed Description of Anatomy of the Fracture Line in Hangman's Injury: A Retrospective Observational Study on Motor Vehicle Accident Victims," *Br. J. Radiol.*, **89**(1058), p. 20150847. <https://doi.org/10.1259/bjr.20150847>.

- [39] Li, G., and Wang, Q., 2022, “The Anatomical Features of Axis Ring Fractures: A Retrospective Analysis of 217 Cases,” *Interdiscip. Neurosurg.*, **30**, p. 101619. <https://doi.org/10.1016/j.inat.2022.101619>.
- [40] Li, G., and Wang, Q., 2023, “Detailed Observation of Anatomical Location and Pattern in Hangman’s Fracture Based on Computed Tomography Three-Dimensional Reconstruction,” *J. Orthop. Surg.*, **18**(1), p. 136. <https://doi.org/10.1186/s13018-023-03622-x>.
- [41] Effendi, B., Roy, D., Cornish, B., Dussault, R., and Laurin, C., 1981, “Fractures of the Ring of the Axis. A Classification Based on the Analysis of 131 Cases,” *J. Bone Joint Surg. Br.*, **63-B**(3), pp. 319–327. <https://doi.org/10.1302/0301-620X.63B3.7263741>.
- [42] Duggal, N., Chamberlain, R. H., Perez-Garza, L. E., Espinoza-Larios, A., Sonntag, V. K. H., and Crawford, N. R., 2007, “Hangman’s Fracture: A Biomechanical Comparison of Stabilization Techniques,” *Spine*, **32**(2), pp. 182–187. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000251917.83529.0b>.
- [43] Ivancic, P. C., 2014, “Axis Ring Fractures Due to Simulated Head Impacts,” *Clin. Biomech.*, **29**(8), pp. 906–911. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2014.06.017>.
- [44] 2018, “ANSYS Mechanical.” [Online]. Available: <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical-enterprise>. [Accessed: 05-Aug-2019].
- [45] Zhang, C., Mannen, E. M., Sis, H. L., Cadel, E. S., Wong, B. M., Wang, W., Cheng, B., Friis, E. A., and Anderson, D. E., 2020, “Moment-Rotation Behavior of Intervertebral Joints in Flexion-Extension, Lateral Bending, and Axial Rotation at All Levels of the Human Spine: A Structured Review and Meta-Regression Analysis,” *J. Biomech.*, **100**, p. 109579. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2019.109579>.
- [46] Crawford, N. R., Hurlbert, R. J., Choi, W. G., and Dickman, C. A., 1999, “Differential Biomechanical Effects of Injury and Wiring at C1–C2,” *Spine Phila Pa 1976*, **24**(18), pp. 1894–1902. <https://doi.org/10.1097/00007632-199909150-00006>.
- [47] Tisherman, R., Vaudreuil, N., Ramanathan, R., Hartman, R., Lee, J., and Bell, K., 2019, “Biomechanical Contributions of Upper Cervical Ligamentous Structures in Type II Odontoid Fractures,” *J. Biomech.*, **83**, pp. 28–33. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2018.11.014>.
- [48] McCabe, C. M. J., McLachlin, S. D., Bailey, S. I., Gurr, K. R., Bailey, C. S., and Dunning, C. E., 2012, “The Effect of Soft-Tissue Restraints After Type II Odontoid Fractures in the Elderly: A Biomechanical Study,” *Spine Phila Pa 1976*, **37**(12), pp. 1030–1035. <https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e31823b4ed0>.
- [49] Osterhoff, G., Scholz, M., Disch, A. C., Katscher, S., Spiegl, U. J. A., Schnake, K. J., and Scheyerer, M. J., 2023, “Geriatric Odontoid Fractures: Treatment Algorithms of the German Society for Orthopaedics and Trauma Based on Expert Consensus and a Systematic Review,” *Glob. Spine J.*, **13**(1\_suppl), pp. 13S–21S. <https://doi.org/10.1177/21925682231157316>.
- [50] Denis, F. S. C., 1984, “Spinal Instability as Defined by the Three-Column Spine Concept in Acute Spinal Trauma,” *Clin. Orthop.*, **189**, pp. 65–76. <https://doi.org/10.1097/00003086-198410000-00008>.
- [51] Menon, V. K., 2019, “Mechanically Relevant Anatomy of the Axis Vertebra and Its Relation to Hangman’s Fracture: An Illustrated Essay,” *Neurospine*, **16**(2), pp. 223–230. <https://doi.org/10.14245/ns.1938140.070>.