



# **Traumás nyaki gerinctörések végeselemes vizsgálata**

**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 végeeselemes 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.

## SUMMARY

The biomechanics of the cervical spine and its injuries, particularly traumatic fractures, are of paramount importance in medical and engineering research. Although cervical spine injuries are relatively rare, they are clinically significant due to the potential involvement of the spinal cord. I also present the epidemiology of cervical spine injuries and previous research using numerical models.

For the biomechanical analysis of the cervical spine, I created a finite element model using CT scans of the cervical spine of a 21-year-old male. Based on the scans, I generated a geometric model of the skull, seven cervical vertebrae, and the five intervertebral discs, which I discretized using second-order solid elements. I then incorporated the ligaments, intervertebral discs, and the muscles responsible for head movement and stabilization. The ligaments and muscles were modeled as tension-only truss elements. I also included elastic support to account for the effect of the torso in dynamic simulations in a simplified manner.

The purpose of any numerical model is to accurately represent a phenomenon from a certain perspective. Therefore, given the complexity of the model I developed, I performed validation. For this, I used several experimental data sets published in the literature, which described the rotation-moment curves of the cervical spine. During the validation, I compared the model's intervertebral relative rotations with the experimental data. The results confirmed that the model's mechanical behavior was appropriate.

In the case of the Anderson-D'Alonzo type II dens fracture, I examined how the ligaments attached to the dens contribute—if at all—to residual stability. The results revealed that the instability in different head movements varies significantly. However, the primary cause is typically the fracture itself.

In the examination of the hangman's fracture, I simulated fractures of various structures of C2. The results showed that the fracture essentially only affects the C2-C3 segment. Additionally, in most cases, the more anterior the fracture occurs, the greater the degree of instability caused.

## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

## ALKALMAZOTT JELÖLÉSEK, RÖVIDÍTÉSEK

AHT	atipikus hangman's törés
CA	capsula articularis
CR	crus superior et inferior
DT	dens törés
DTII	Anderson-D'Alonso-féle II. típusú dens törés
EX	extensio
FE	flexio-extensio
FL	flexio
HT	hangman's törés
HTII	Levine-Edwards-féle II. típusú hangman's törés
LA	lig. alare
LAD	lig. apicis dentis
LB	lateralflexio balra
LF	lateralflexio
LFL	lig. flavum
LIS	lig. interspinale
LIT	lig. intertransversarium
LJ	lateralflexio jobbra
LLA	lig. longitudinale anterius
LLP	lig. longitudinale posterius
LSS	lig. supraspinale
LT	lig. transversum atlantis
KI	konfidencia intervallum
KMT	keresztmetszeti terület
MAAA	membrana atlantoaxialis anterior
MAAP	membrana atlantoaxialis posterior
MAOA	membrana atlantooccipitalis anterior
MAOP	membrana atlantooccipitalis posterior
MT	mozgástartomány
RO	rotatio
RB	rotatio balra
RJ	rotatio jobbra
VEM	végeselemes modell

## TARTALOMJEGYZÉK

1.	Bevezetés.....	2
1.1.	Az értekezés áttekintése.....	2
1.2.	Válogatott anatómiai alapfogalmak.....	2
1.3.	A nyaki gerinc anatómiája.....	5
1.4.	Nyaki gerincsérülések epidemiológiája.....	16
1.5.	Traumás nyaki gerincsérülések biomechanikai szakirodalma.....	19
1.6.	A kutatás célja.....	20
1.7.	Elfordulás- nyomatókei jellemzők.....	21
2.	Végeselemes modell.....	23
2.1.	Geometriai modell létrehozása.....	23
2.2.	Végeselemes modell általános felépítése.....	25
2.3.	Kritikus modellrészletek.....	27
2.4.	A vizsgálatokban közös peremfeltételek.....	30
3.	Validáció.....	32
3.1.	Módszerek.....	32
3.2.	Eredmények.....	37
3.3.	Diszkusszió.....	40
4.	Dens törés.....	42
4.1.	Módszerek.....	42
4.2.	Eredmények.....	44
4.3.	Diszkusszió.....	48
5.	Hangman's törés.....	51
5.1.	Módszerek.....	51
5.2.	Eredmények.....	53
5.3.	Diszkusszió.....	58
6.	Tézisek.....	61
6.1.	1. Tézis.....	61
6.2.	2. Tézis.....	61
6.3.	3. Tézis.....	62
7.	Hivatkozások.....	64
A	Függelék Izmok.....	72
B	Függelék Validációs metrikák.....	79

## 1. BEVEZETÉS

### 1.1. AZ ÉRTEKEZÉS ÁTTEKINTÉSE

A **Bevezetés**ben ismertetem a témánkhöz szükséges anatómiai alapfogalmakat, illetve a nyaki gerinc anatómiáját. Ez után tárgyalom a nyaki gerincsérülések és -törések epidemiológiáját, illetve a biomechanikai vizsgálatok szakirodalmát. Végül kifejttem a kutatás célját és bevezetek néhány, a későbbiekben használt mennyiséget.

A **Végeselemes modell** c. pontban bemutatom az általam fejlesztett numerikus modell részleteit: a geometriai modellt, az egyes anatómiai struktúrák diszkretizálásának módját, az anyagi jellemzőket, és néhány technikai megoldást, ami az eredményeket érdemben befolyásolja.

A **Validáció** c. pontban rátérek a vizsgálatokra, amelyekben a modell valóságűségét mértem fel. A felhasznált kísérleti adatokat, az alkalmazott validációs metrikákat, és a kapott eredményeket közlöm.

A **Dens törés** c. pontban bemutatom a három vizsgált szalagot, aminek stabilizáló szerepét járom körbe. Ezután definiálom a sérülési állapotokat, a szimulációk vizsgálat-specifikus részleteit, és aztán közlöm a C0-C1 és C1-C2 szegmentumok elfordulás-nyomaték görbéit, majd a törés és az egyes szalagok szerepét elemzem az eredmények alapján.

A **Hangman's törés** c. pontban részletezem a figyelembe vett törési felületek helyzetét, a szimulált sérülési állapotokat, illetve bevezetem a relatív elfordulás-változást, aminek a segítségével számszerűsítem az egyes törési felületek által okozott instabilitás mértékét. Eredményként az átlagos relatív elfordulás-változást és a C1-C2 illetve C2-C3 szegmentumokhoz tartozó elfordulás-nyomaték görbéket közlöm. Ezután elemzem az egyes törési felületek kifejtett mechanikai hatását.

Végül a **Tézisek** c. pontban összefoglalom az eredményeket, amit a **Hivatkozások** felsorolása és kiegészítésként a **Függelékek** követnek.

### 1.2. VÁLOGATOTT ANATÓMIAI ALAPFOGALMAK

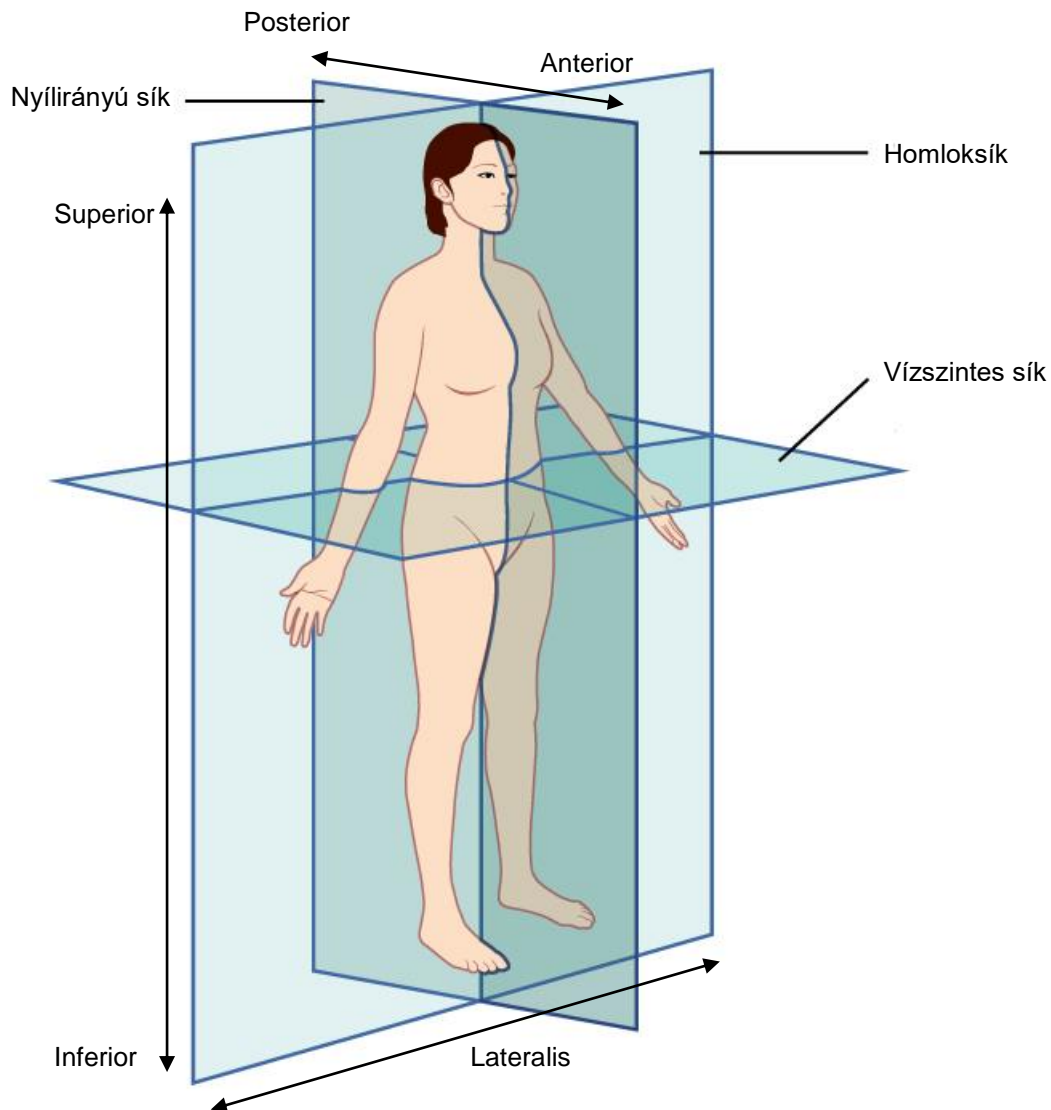
Az állati és humán anatómiával foglalkozó vagy ezek eredményeit felhasználó tudományokban – mint amilyen a biomechanika is – bizonyos alapfogalmak széles körben használatosak, amelyek a szabatos és tömör leírást lehetővé teszik. A nyaki gerinc geometriai



összetettsége indokolja, hogy röviden ismertessem a vonatkozó fogalmakat, amik a következők: az *anatómiai síkok, tengelyek és irányok*.

### 1.2.1. ANATÓMIAI SÍKOK, TENGELYEK ÉS IRÁNYOK

Az emberi test *standard anatómiai pozícióját* mutatja a lenti, **1. ábra**. Az alábbi testtartást feltételezzük, amikor anatómiai leírást adunk, vagyis: függőleges, álló pozíció; a fej egyenesen előre néz, a karok lazán oldalra nyúlnak, a kézfejek előre néznek. A testnek ebben a helyzetében különböztetünk meg háromféle, egymásra kölcsönösen merőleges síkot. Az első a *nyíli irányú (sagittalis) sík*, amely minden olyan sík, amely az emberi test szimmetriasíkjával párhuzamos. A *középsík (median vagy median sagittalis sík)* egy speciális eset: ez maga a szimmetriasík. A második a *homloksík (frontalis vagy coronalis sík)*, amely a másik függőleges állású sík. A harmadik pedig a *vízszintes sík (horizontális, haránt- vagy transzverzalis sík)*.



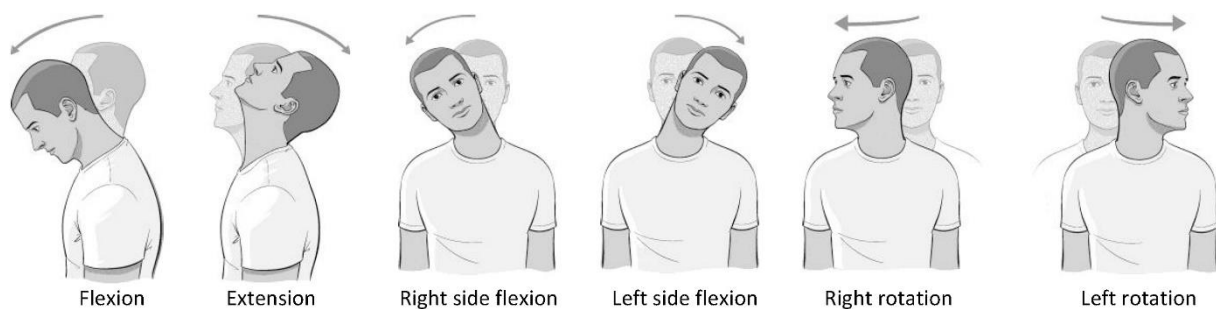
1. ábra. Anatómiai síkok és irányok [1]

A három anatómiai sík természetes módon jelöli ki a három anatómiai tengelyt, páronként egyet. A *hossztengely* a nyílrányú sík és a homloksík metszészvonala, a *haránttengely* homlok- és vízszintes síké, a *nyílrányú tengely* pedig a nyílrányú és vízszintes síké. A három tengely pedig összesen hat *anatómiai irányt* határoz meg (**1. ábra**). A hossz tengely a *felső (superior)* vagy *fejvégi (cranialis)*, illetve az *alsó (inferior)* vagy *farki (caudalis)* irányokat, a haránttengely a *jobb (pars dexter)* és *bal oldali (pars sinister)*, a nyílrányú tengely pedig az *elülső (anterior)* vagy *hasoldali (ventralis)* és a *hátsó (posterior)* vagy *hátoldali (dorsalis)* irányt határozza meg. Szokás még az *oldalsó* vagy *lateralis* kifejezés használata abban az esetben, ha nem akarjuk vagy nem szükséges megjelölni, hogy a jobb vagy bal oldali irányra gondolunk. Illetve a *lateralis* jelentheti azt is: „középsíktól távolabb”. Ebben a jelentésében a fogalompárja a *medialis*, azaz a „középsíkhöz közelebb”.

Az előbb bemutatott anatómiai síkok és tengelyek – a mediánsík kivételétől eltekintve – geometriailag határozatlanok abban az értelemben, hogy csak az állásuk definiált, de nincsenek hozzárendelve a test egy adott pontjához. Így egy-egy síkot vagy tengelyt képzeletben eltolhatunk bármely, a testen belüli pontba, és ezáltal válik az anatómiai leírás gördülékennyé.

### 1.2.2. A GERINC MOZGÁSAI

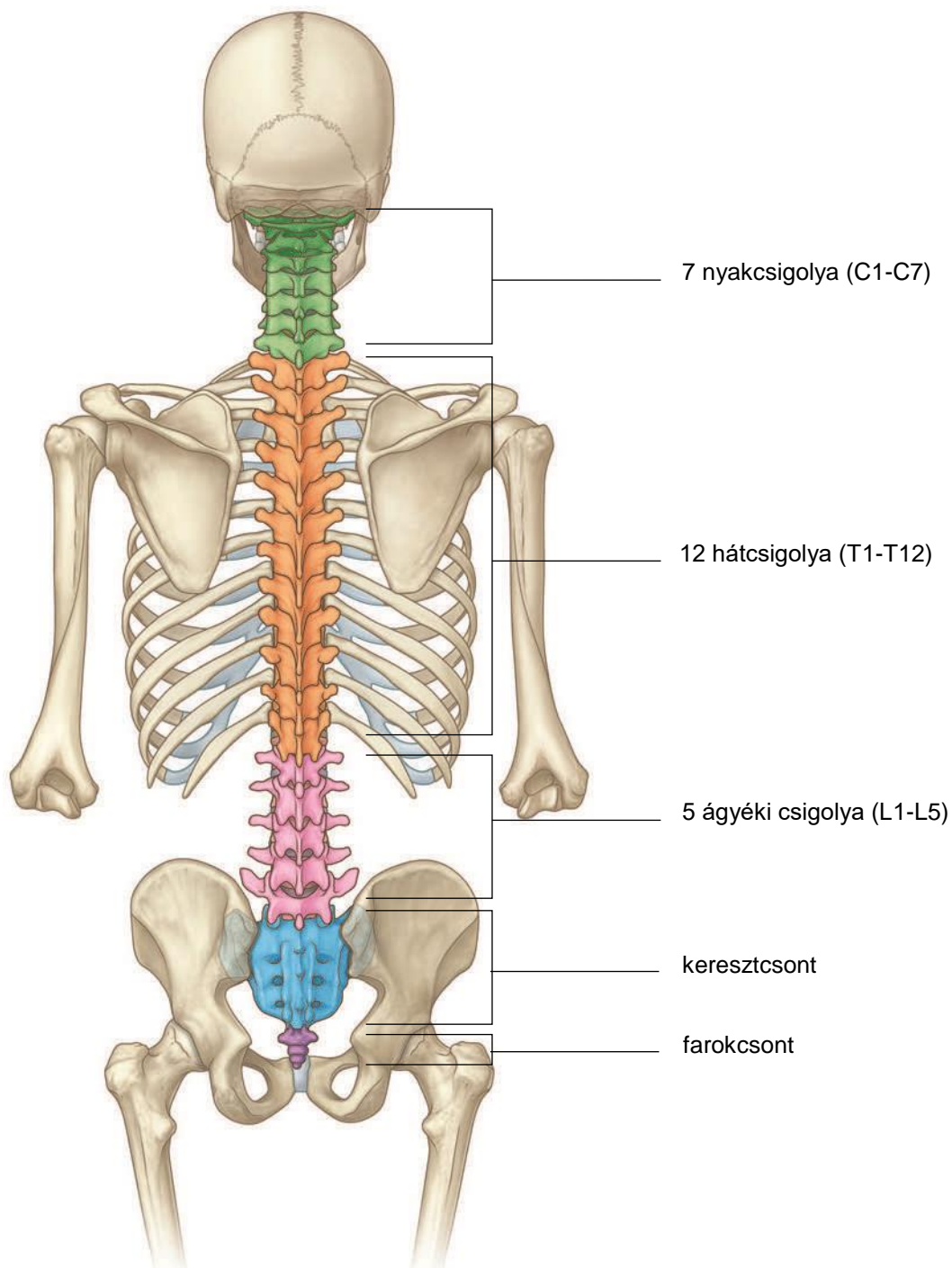
A jelen dolgozat szempontjából további fontos fogalmakra is szükségünk van, amelyek a gerinc mozgásait írják le (**2. ábra**). *Flexio (extensio)* akkor következik be két csigolya között, ha a haránttengely körül fordulnak el, és a fentebbi csigolya az alsóhoz képest anterior (posterior) irányba mozdul el. *Lateralflexio* az a mozgás, amely során a nyílrányú tengely körül fordulnak el a csigolyák. *Rotatio* pedig akkor jön létre, ha a csigolyák a hossz tengely körül fordulnak el.



2. ábra: Fej mozgásai [2]

## 1.3. A NYAKI GERINC ANATÓMIÁJA

### 1.3.1. ÁTTEKINTÉS

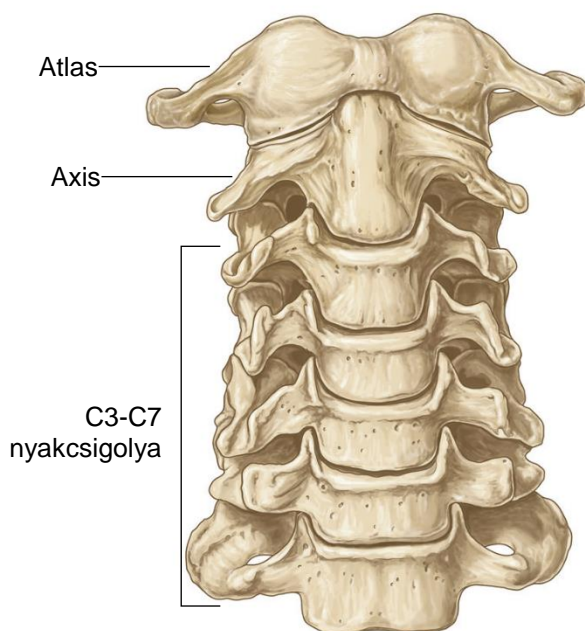


3. ábra. Gerincoszlop [3]

A gerincoszlop (*columna vertebralis*, **3. ábra**) az emberi testen belül központi helyet foglal el mind a pozíciót, mind a betöltött élettani és mechanikai funkciót tekintve. A gerinc köbös csontok, a *csigolyák* (*vertebrae*) és a csigolyák közötti rugalmas rostporcos anyag, a *csigolyaközi porckorongok* (*disci intervertebrales*) sorozata, amelyeket a szalagok (*ligamenta*)

és az izmok (*musculi*) vesznek szorosan körbe, továbbá a csigolyák egymáshoz *ízületekkel* (*articulatio*) kapcsolódnak. A gerinc 5 *tájékra* osztható, ezek közül a legfelső a *nyaki gerinc* (*spina cervicalis*, **4. ábra**), ami hét csigolyából áll. A nyaki gerinc további 2 részre osztható: *felső nyaki gerinc* (*craniocervicalis átmenet* vagy *axialis nyaki gerinc*) és *alsó nyaki gerinc* (*subaxialis nyaki gerinc*). A felső nyaki gerincbe a legfelső 2 csigolya tartozik, a maradék 5 alkotja az alsó nyaki gerincet.

Széles körben használt konvenció (**3. ábra**), hogy bármely csigolyát egy megfelelő betűszám párossal jelöljük. A betű a vonatkozó tájék latin nevének a kezdőbetűje, a szám pedig azt jelenti, hogy a jelölt tájékon belül felülről hanyadik csigolyáról van szó. Például a C4 a felülről a negyedik *nyakcsigolyára* (*vertebra cervicalis*) utal. Egy sajátos, de praktikus kiterjesztése ennek a logikának a „C0” jelölés: a nemzetközi szakirodalomban a koponyát vagy nyakszirtecsontot gyakran jelölik így abban az esetben, ha az említett két struktúra a nyaki gerinc vonatkozásában kerül elő. A jelen dolgozatban a most bemutatott konvenciókat követtem.



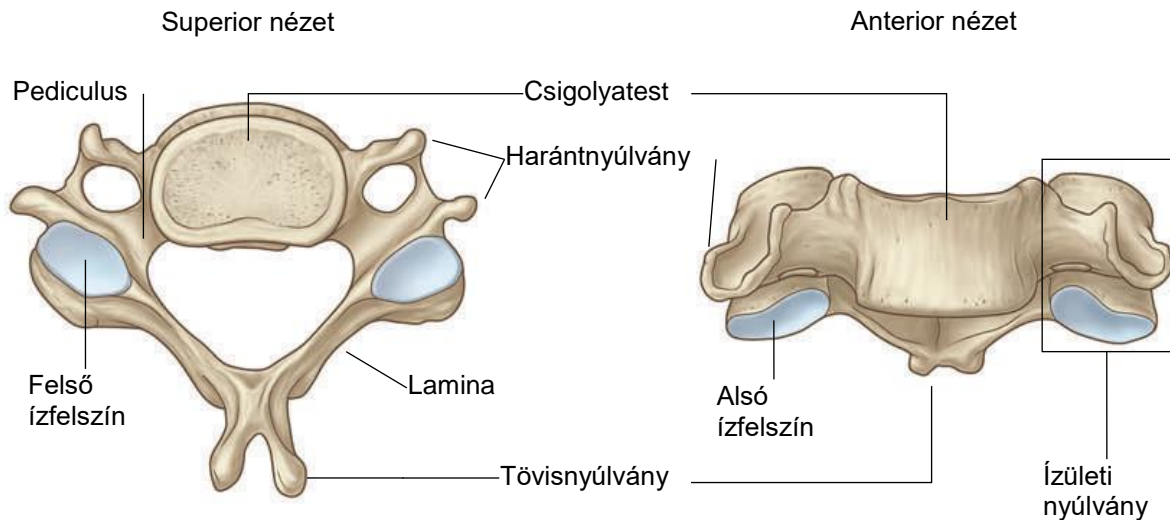
4. ábra. Nyakcsigolyák anterior nézete [4]

### 1.3.2. CSONTOK

#### 1.3.2.1. A TÍPIKUS NYAKCSIGOLYA (C3-C6)

A C3-C6 nyakcsigolyák (**5. ábra**) két fő részre oszthatóak: az elülső elhelyezkedésű *csigolyatestre* (*corpus vertebrae*) és a hátsó elhelyezkedésű *csigolyaívre* (*arcus vertebrae*). A csigolyatest viszonylag kicsi a többi tájékon található csigolyák testéhez képest és keskenyebb nyílirányban, mint harántirányban. A csigolyatest alsó és felső felülete nyeregfelületre –

parabolikus hiperboloidra – hasonlít. Ezek a felületek mintegy egymásba ülnek, és így az egymáshoz képesti elfordulást jobban elősegítik, mint az egymáshoz képesti eltolódást.



5. ábra Egy tipikus nyakcsigolya [3]

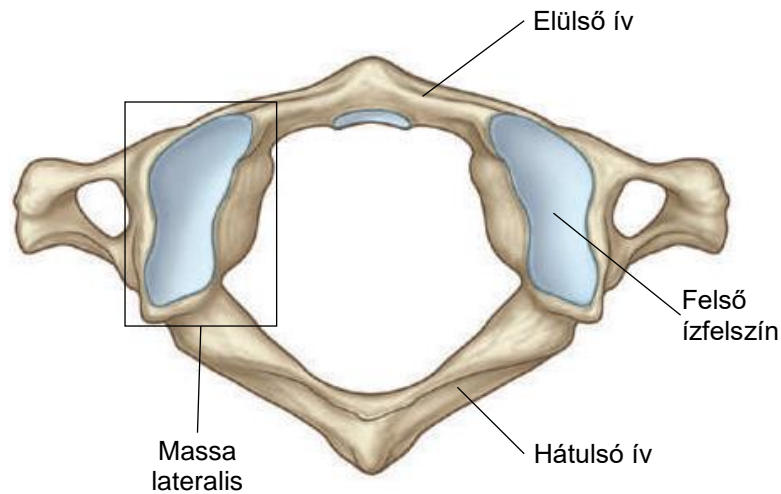
A csigolyatestek közepéből indulnak ki oldalra és hátra a csigolyaívek, amelyek először a középsíktól távolodnak, majd visszakanyarodva összeérnek. A csigolya íve és teste közösen fogják közre a *csigolyalyukat* (*foramen vertebrale*). Ez utóbbiak összessége alkotja a *gerinccsatornát* (*canalis vertebralis*), amely a nyaki gerinc tájékán a legtágabb, legszélesebb. A csigolyaíveket további részekre lehet felosztani, illetve további nyúlványok erednek innen.

A *pediculus*ok közvetlenül a csigolyatesthez csatlakoznak és a csigolyaív rövid, vastag szakaszát képezik. A pediculusok végén az *alsó és felső ízületi nyúlványok* (*processus articularis superior et inferior*) erednek. Az ízületi nyúlványok után *laminákban* folytatódik a csigolyaív, amelyek a középsíknál összeérnek és így a *tövisnyúlványban* (*processus spinosus*) végződnek. Oldalra a pediculusokból és a csigolyatestből indulva találjuk a *harántnyúlványt* (*processus transversus*).

Említésre érdemes, hogy a C7-es nyakcsigolya (*vertebra prominens*) sem tartozik hagyományosan a tipikus nyakcsigolyák közé, de jelen dolgozat szempontjából nincs jelentősége a különbségeknek. Így az egyszerűség kedvéért a C7-et is tipikus nyakcsigolyának tekintjük.

### 1.3.2.2. AZ ELSŐ NYAKCSIGOLYA, A FEJGYÁM

A C1-es csigolya (*atlas*, **6. ábra**) több szempontból is kivételes a többi nyakcsigolyához képest, így saját nevet is kapott: *fejgyám*. A magyar és a latin név is jól kifejezi a funkcióját: a C1 az, amire a koponya közvetlenül támaszkodik és biztosítja a koponya-gerinc kapcsolatot.

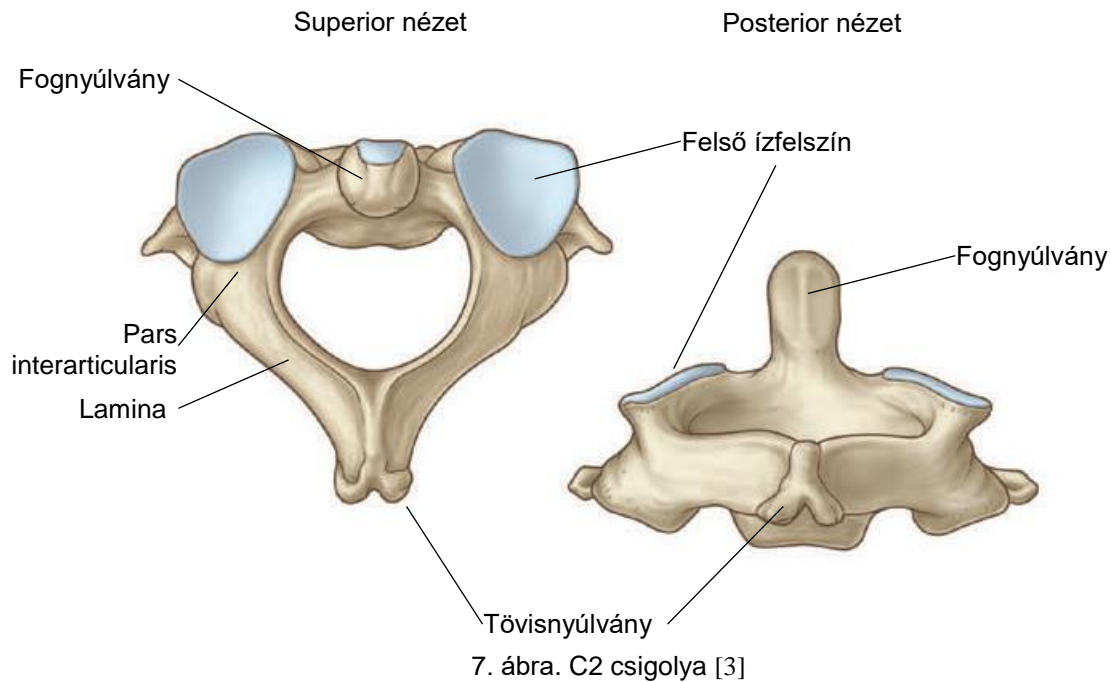


6. ábra A fejgyám szuperior nézete [3]

A legszembetűnőbb különbség az, hogy a fejgyámnak nincs csigolyateste, illetve tövisnyúlványa. Ehelyett az *elülső és a hátulsó ív* (*arcus anterior et posterior*) fogja össze a *massa lateralis*, ami az ízületi nyúlványok szerepét tölti be. A többi nyakcsigolyához hasonlóan itt is található harántnyúlvány. A *massa lateralis superior* ízfelszíne ellipszoidra emlékeztet és arra szolgál, hogy a *nyakszirti ízületi bűtyök* (*condylus occipitalis*) beleüljön ebbe a mélyedésbe. Ez az ízület nagyrészt flexio-extenziót tesz lehetővé, és kisebbrészt lateralflexiót. Ezzel szemben a *massa lateralis inferior* ízfelszíne viszonylag sík, tetőszerűen oldalra lejt és a C2-es csigolyával való ízesülésre szolgál.

### 1.3.2.3. A MÁSODIK NYAKCSIGOLYA, A TENGELY

A C2 csigolya, a *tengely* (*axis*, **7. ábra**) neve is beszédes, ugyanis a legnyilvánvalóbb jellegzetességének funkciójáról kapta: ez pedig a *fognyúlvány* (*dens* vagy *densnyúlvány*). Ez a nyúlvány a C2 csigolyatestéből indul ki superior irányba, és az elülső oldala ízesül a fejgyám elülső ívének hátulsó oldalával. Ez a nyúlvány a felső ízületi felszínnel együtt – ami hasonlóan a C1-hez, kevésbé görbült és oldalra lejt – a fej rotációjának döntő többségéhez járul hozzá. Tehát valóban olyan, mintha egy forgási tengely lenne, ami körül a fej elfordul a fejgyámmal együtt. A tengely alsó ízületi felszíne már hasonlít a tipikus nyakcsigolya alsó ízületi felszínéhez. Némi különbség, hogy a C2 csigolyának a laminája és a tövisnyúlványa sokkal vastagabb.



#### 1.3.2.4. NYAKSZIRTCSONT

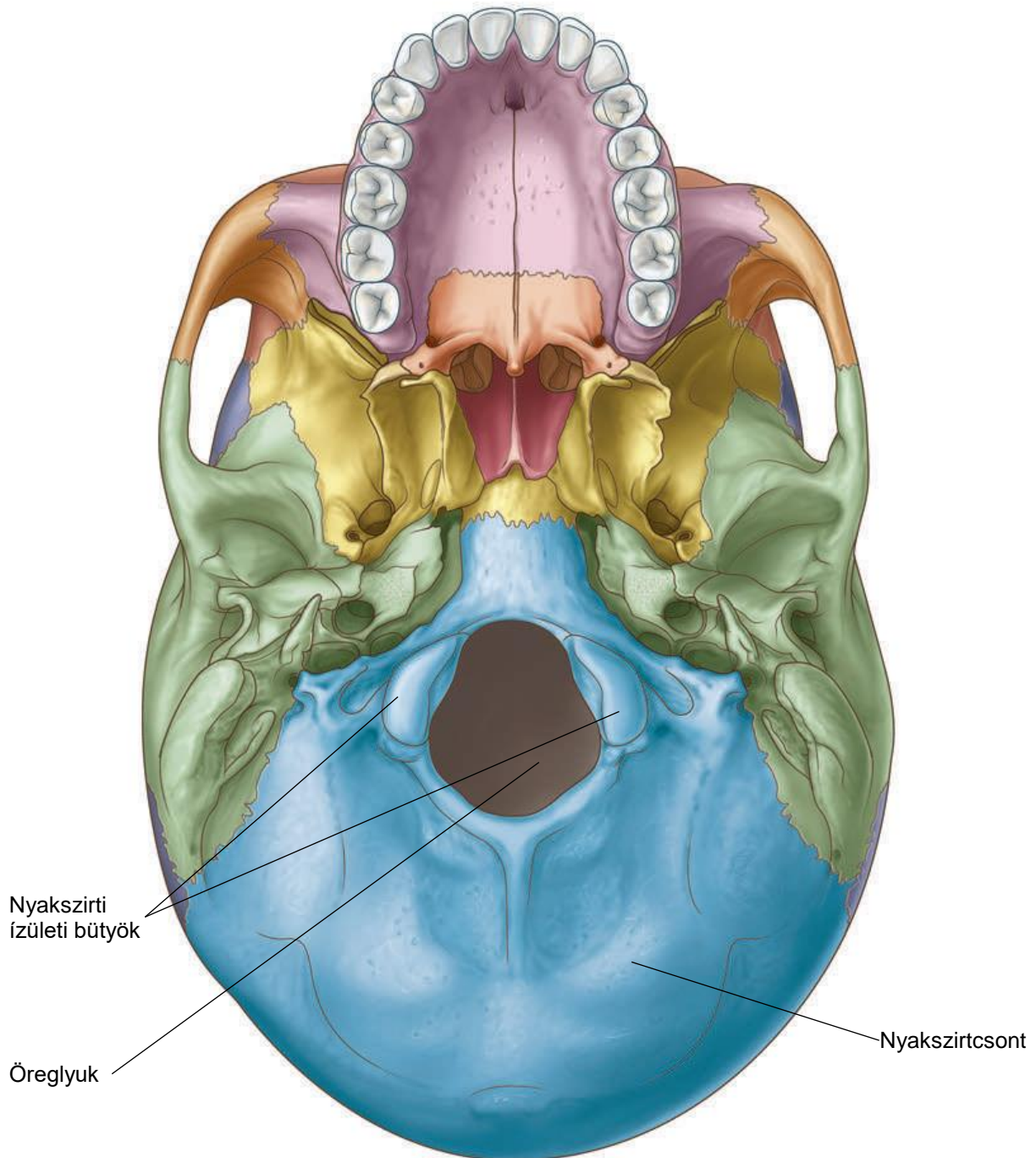
A koponya (*cranium*) is létfontosságú része az emberi testnek és szoros kapcsolatban áll a nyaki gerinccel. A koponya két fő részre osztható: az agykoponyára (*cranium cerebrale*) és az arckoponyára (*cranium viscerale*). Az agykoponya lényegében az agyvelőt körülölelő csontos burok, amit hét csont alkot, ezek egyike a nyakszirtcsont (*os occipitale*, **8. ábra**). A nyaki gerinc mechanikája szempontjából ennek van egyedül jelentősége, így csak ezt fogom a továbbiakban tárgyalni. Ennek egyrészt az az oka, hogy a nyakszirtcsonton kapcsolódik ízülettel a nyaki gerinc a koponyához, másrészt a nyaki gerincet és a koponyát összekötő jelentősebb mozgató izmok és szalagok nagy része a nyakszirtcsonthoz tapad.

A nyakszirtcsont a koponya posterioinferior részén található. Ez egy görbült, héjszerű csont, amelynek inferior részén található az öreglyuk (*foramen magnum*). Az öreglyuktól lateralis irányban található a korábban már említett két *condylus occipitalis*.

#### 1.3.3. PORCKORONGOK

Porckorongok találhatóak a legtöbb csigolya között. Mint láttuk, a nyaki gerinc esetében a C0-C1 és a C1-C2 között nincs porckorong. A porckorongok alakja, vastagsága, mérete nagy mértékben változik a gerinc mentén. Egy adott gerinctájéki mozgástartományát erőteljesen meghatározza a porckorongok geometriai sajátossága. A nyaki gerinc esetén a porckorong- és a csigolyatestmagasság hányadosa a legnagyobb a többi tájékhoz képest, többek között ennek köszönhető a kiemelkedő mobilitás.

A porckorongok belső felépítése két fő részre tagolódik. A külső rész, az *annulus fibrosus*, koncentrikusan rétegzett, és minden egyes rétegében sűrűn elhelyezkedő, felváltva egy irányban ferdén futó szálak találhatók. A belső rész egy puha, rendkívül rugalmas, folyadékszerű anyaggal van kitöltve, ami a *nucleus pulposus* nevet viseli.



8. ábra Koponya inferior nézete [3]



### 1.3.4. SZALAGOK

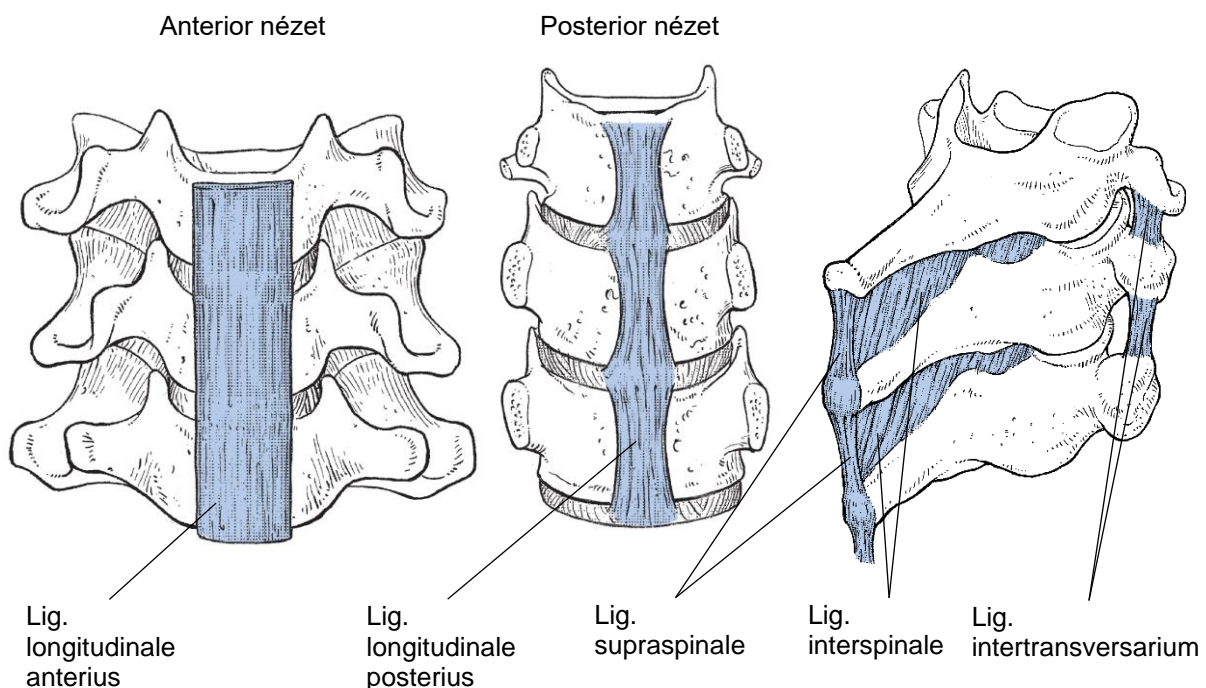
A porckorongok mellett a szalagok segítenek a csontok kapcsolódásában. A szalagok szerepe az ízületek stabilizálása, terhek átadása és a túlzott mértékű mozgások megakadályozása. A nyaki gerinc esetén négy fő csoportba lehet a szalagokat osztani attól függően, hogy mely csontokat köti össze, ezek: a tipikus csigolyák szalagjai, továbbá az *art. atlantooccipitalis*, *art. atlantoaxialis* valamint az *occipitoaxialis* régió szalagjai.

#### 1.3.4.1. A TIPIKUS CSIGOLYÁK SZALAGJAI

Az *előlső és a hátsó hosszú szalag* (*ligamentum longitudinale anterius et posterius*, LLA és LLP, **9. ábra**), a csigolyatestek anterior és posterior felszínén futnak végig: a C2 csigolyánál kezdődnek és egészen a keresztcsontig lefutnak. Fentről lefelé haladva egyre keskenyebbek. A csigolyatestek felső és alsó kerületéhez tapadnak legerősebben és a test középső részéhez szinte egyáltalán nem. Ezek a szalagok rétegesek, és mindegyik réteg különböző hosszúságú: a hosszabbak a felszínen helyezkednek el, és 4-5 csigolyát is közrefoghat. A legmélyebb réteg mindössze a két szomszédos csigolyát köti össze.

Az *ízületi tok* (*capsula articularis*, CA) a szomszédos csigolyák ízületi nyúlványait köti össze. A nyaki gerincen a leglazábbak, ezzel is elősegítve a nagy mozgásokat.

A *sárga szalag* (*ligamentum flavum*, LFL) a szomszédos csigolyák laminájának belső, anterior felszínén tapad. A C2-es csigolya és a keresztcsont között mindenhol megtalálható. Ez a szalag vékony, de széles és a legfőbb mechanikai szerepe az, hogy a kiegyenesedett testtartást biztosítsa, illetve segítsen kiegyenesedni flexió után.



9. ábra. A subaxialis nyaki gerinc szalagjai [4]

A *tövisnyúlványok feletti szalag* (*ligamentum supraspinale*, LSS) egy erős, vastag, folytonos szalag, ami a tövisnyúlványok csúcsán tapad. A C7-es csigolyán kezdődik és a keresztcsontig fut. Hasonlóan az előző szalagokhoz, ennek is több rétege van, mindegyik réteg más-más hosszúságú.

A *tövisnyúlványok közötti szalag* (*ligamentum interspinale*, LIS) vékony szalag, amely a szomszédos csigolyák tövisnyúlványait köti össze: a felső tövisnyúlvány alsó felszínét az alsó tövisnyúlvány felső felszínével. Elülső oldalán a sárga szalag, a hátulsó oldalán pedig a tövisnyúlványok feletti szalag fogja közre.

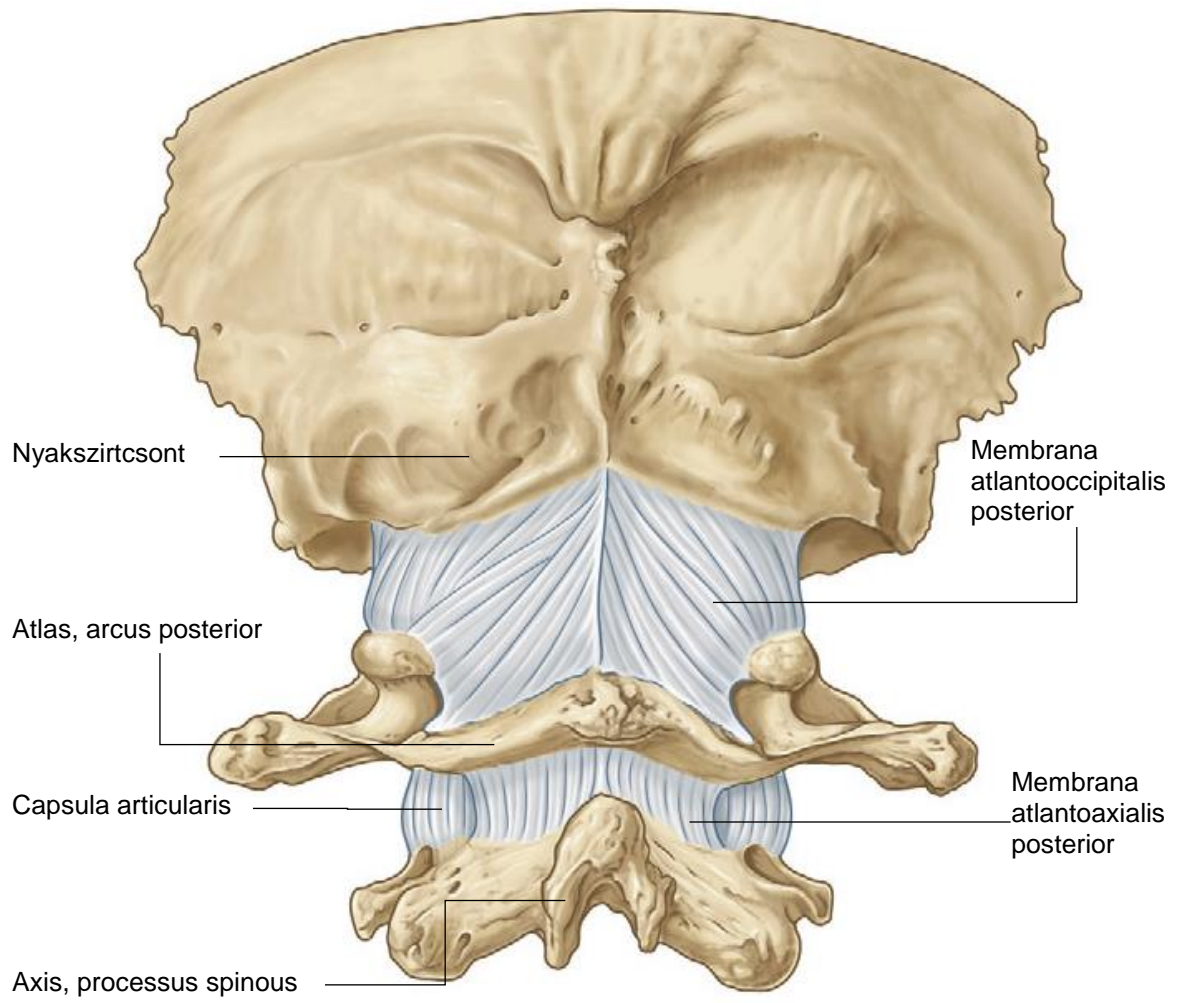
A *harántnyúlványok közötti szalag* (*ligamentum intertransversarium*, LIT) a szomszédos csigolyák harántnyúlványain tapad. A nyaki gerincen vékony, és mechanikai szerepe nem olyan alapvető, mint a gerinc más tájékán.

#### 1.3.4.2. AZ ARTICULATIO ATLANTOCCIPITALIS SZALAGJAI

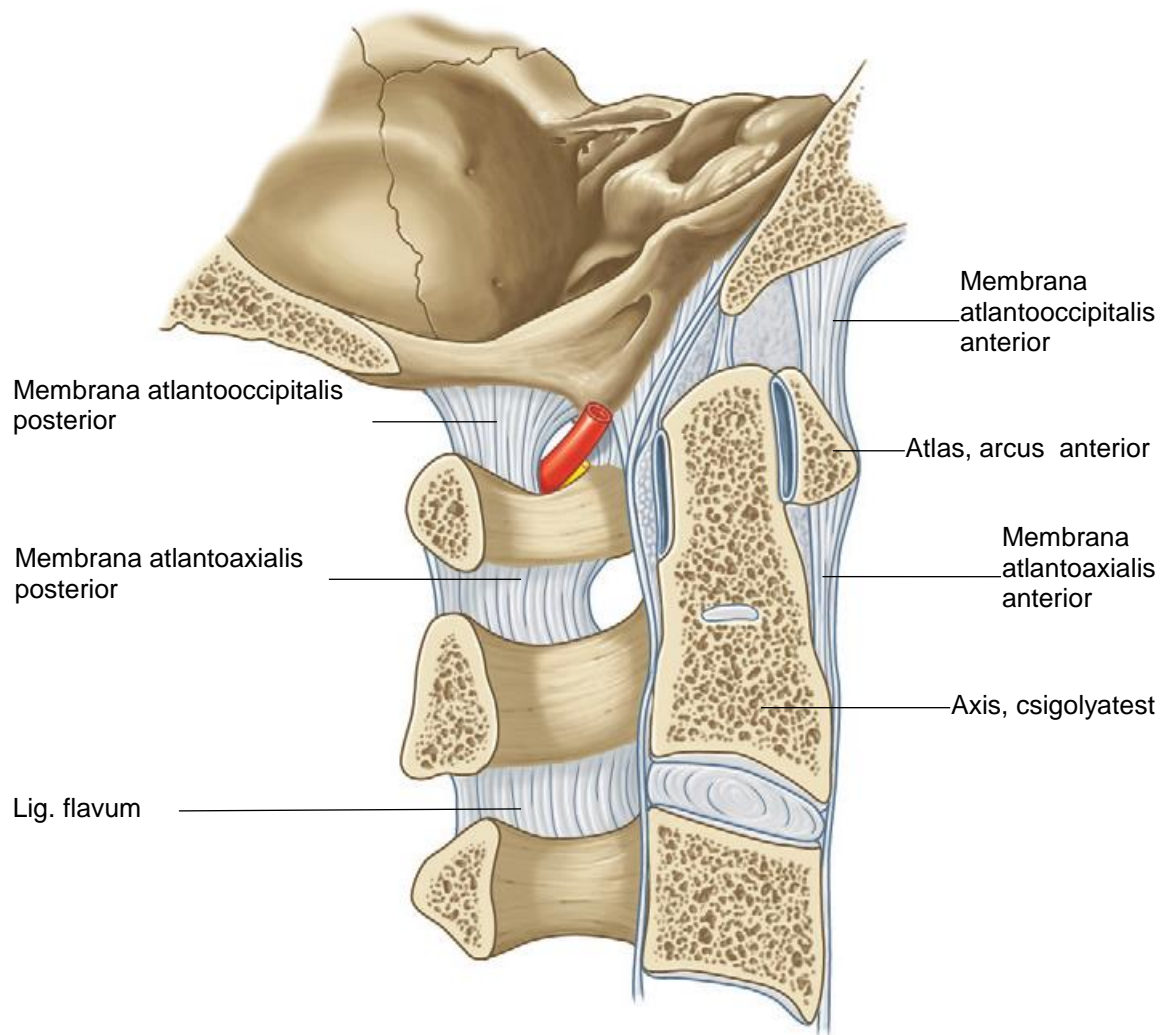
Az *articulatio atlantooccipitalis* a koponya és a fejgyám által képzett ízületre utal, amelyet az alábbi szalagok kötnek össze (**10. ábra-12. ábra**).

Az ízületi tokok a condylus occipitalist kötik össze a C1-es csigolya massa lateralis-ával. Ezek a szalagok vékonyak és lazák.

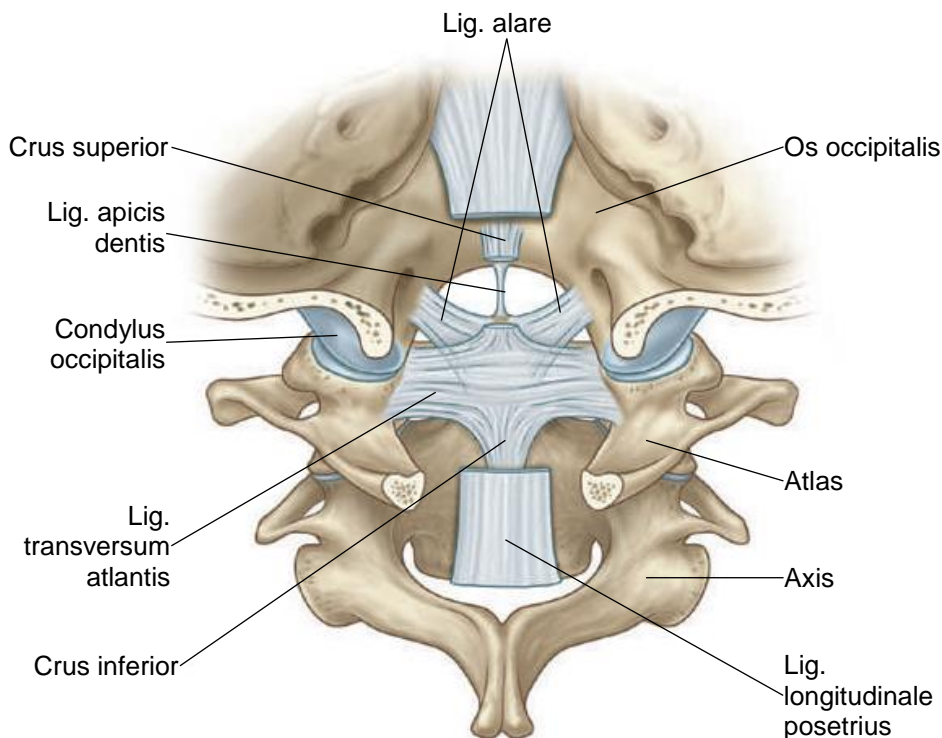
A *membrana atlantooccipitalis anterior et posterior* (MAOA és MAOP) széles szalag, amely sűrűn átfedő szálakból áll, ami az öreglyuk anterior illetve posterior élettől ered és a C1 anterior illetve posterior ívének felső élén tapad.



10. ábra. Craniospinalis átmenet posterior nézete [4]



11. ábra. Craniocervicalis átmenet középsíkú metszete [4]



12. ábra. A craniocervicalis átmenet posterior nézete [3]

#### 1.3.4.3. AZ ARTICULATIO ATLANTOAXIALIS SZALAGJAI

Az *articulatio atlantoaxialis* a fejjágm és a tengely ízesülését jelenti: egyrészt a fognyúlvány ízesül a fejjágm elülső ívével, másrészt a massa lateralis a C2 felső ízületi felszínével (10. ábra-12. ábra).

A *membrana atlantoaxialis anterior* (MAAA) egy erős lemez, ami a C1 elülső ívének az alsó élét köti össze a C2 testének elülső felszínével. A *membrana atlantoaxialis posterior* (MAAP) egy vékony membrán, ami a C1 hátsó ívének alsó élét köti össze a C2 laminájának felső élével. Analóg szerepet tölt be ez a membrán a sárga szalaggal.

A *ligamentum transversum atlantis* (LT) egy széles és erős szalag, amely fontos szerepet tölt be az ízület stabilizálásában. A massa lateralisokat köti össze, ezáltal hozzászorítja a fognyúlványt a fejjágm elülső ívének hátsó oldalához. Ezzel a két csigolya relatív eltolódását megakadályozza, de a fej rotációját megengedi.

#### 1.3.4.4. AZ OCCIPITOAXIÁLIS SZALAGOK

Ezek a szalagok a nyakszirtet kötik össze a C2-es nyakcsigolyával (10. ábra-12. ábra).

A *crus superior et inferior* (CR) nyúlik ki a többrétegű ligamentum transversum atlantisból superior illetve inferior irányba. Az előbbi az öreglyuk anterior peremén, az utóbbi a C2 testének posterior területén tapad.

A *ligamentum alare* (LAL) két erős, rövid szalag, ami a fognyúlvány csúcsából indul oldalra és a condyli occipitales közelében csatlakozik a nyakszirthoz. Ezek a szalagok felelősek a fej rotációjának korlátozásáért.

A *ligamentum apicis dentis* (LAD) a fognyúlvány csúcsától indul és mediálisan halad az öreglyuk anterior éléhez.

### 1.3.5. IZMOK

Jelen dolgozatban a nyakizmok többi struktúrához hasonló, részletes bemutatását mellőzzük. Egyfelől a nyak izmai számosak, másfelől eddigi vizsgálatokban nem használtam fel a modellbe beépített nyakizmokat. Mindezek miatt csak egy képi áttekintést adunk (**A Függelék**).

## 1.4. NYAKI GERINC SÉRÜLÉSEK EPIDEMIOLÓGIÁJA

### 1.4.1. ÁTTEKINTÉS

A traumás gerincsérülés gyűjtőfogalom: a csigolyák törését, szalagok szakadását, a gerincvelő vagy a porckorongok sérülését foglalja magába, amelyeket valamilyen erős, gyors lefolyású dinamikus teher – jellemzően egy baleset – eredményez. Ezek közül a traumás gerincvelő sérülések epidemiológiája a legkutatottabb, illetve klinikai szempontból a legfontosabb.

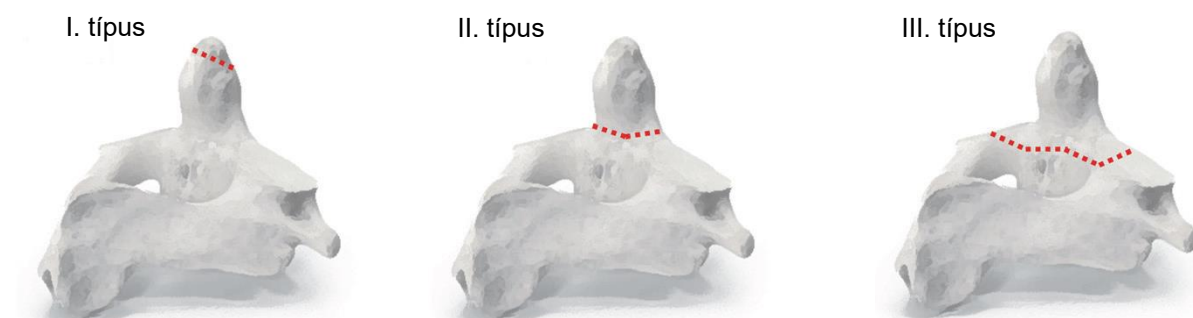
A nyaki gerinc sérülések egyre nehezedő terhet jelentenek a társadalom számára annak ellenére, hogy az összes trauma pusztán 3-5%-ában [5,6] sérül a nyaki gerinc. Kumar és mtsai [7] szerint világszinten a traumás gerincsérülések incidenciája 10/100 000, ami átszámítva a világ teljes populációjára évente durván 780 000 új sérültet jelent. A tanulmányuk alapján kijelenthető, hogy az összes traumás gerincsérülés 46%-át a nyaki gerinc szenvedéi el. Beszámolójuk szerint továbbá globálisan minden harmadik traumás gerincsérült gerincvelő sérülést is szenved. Kang és mtsai [8] szakirodalmi áttekintése kifejezetten a gerincvelősérülések világszintű epidemiológiájával foglalkozott, és ők is kijelentik, hogy leggyakrabban a nyaki gerinc tájékon történik gerincvelő sérülés. A Global Burden of Disease Study 2021 [9] becslései alapján is több évtizedes, világszintű trend, hogy a nyaki gerincen hozzávetőlegesen olyan gyakran következik be gerincvelő sérülés, mint az összes többi tájékon együttvéve.

### 1.4.2. C2 TÖRÉSEK

C2 csigolya törés viszonylag gyakori sérülés, ami az összes gerinctörés 7,8%-át [10], az összes nyaki gerinctörés 23,3%-42,9%-át [6,11,12] 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 nőtték a 2000-2010 közötti időszakban: 334 millió dollárról 1,5 milliárd dollára [13].

A C2-es csigolya *dens* törése (DT, *odontoid törés* vagy *fognyúlvány törés*) a legjelentősebb szelete az összes C2-es csigolyatörésnek: 48,4%-59%-a [14,12]. A DT közül is az *Anderson-D'Alonzo-féle* [15] II. típusú *dens* törés (DTII, **13. ábra**) a legszámottevőbb 60,3%-72,1% közötti relatív gyakorisággal [14,16,17].

A DT leggyakoribb korcsoportjai a 20-30 évesek és a 70-80 évesek [18,19]. Habár a fognyúlvány törésének előfordulása minden korcsoportban nőtt [20], a törés előfordulásának gyakorisága nagyobb mértékben nőtt, mint a 70-80 éves korcsoport létszáma [21,22]. 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 [23–28].

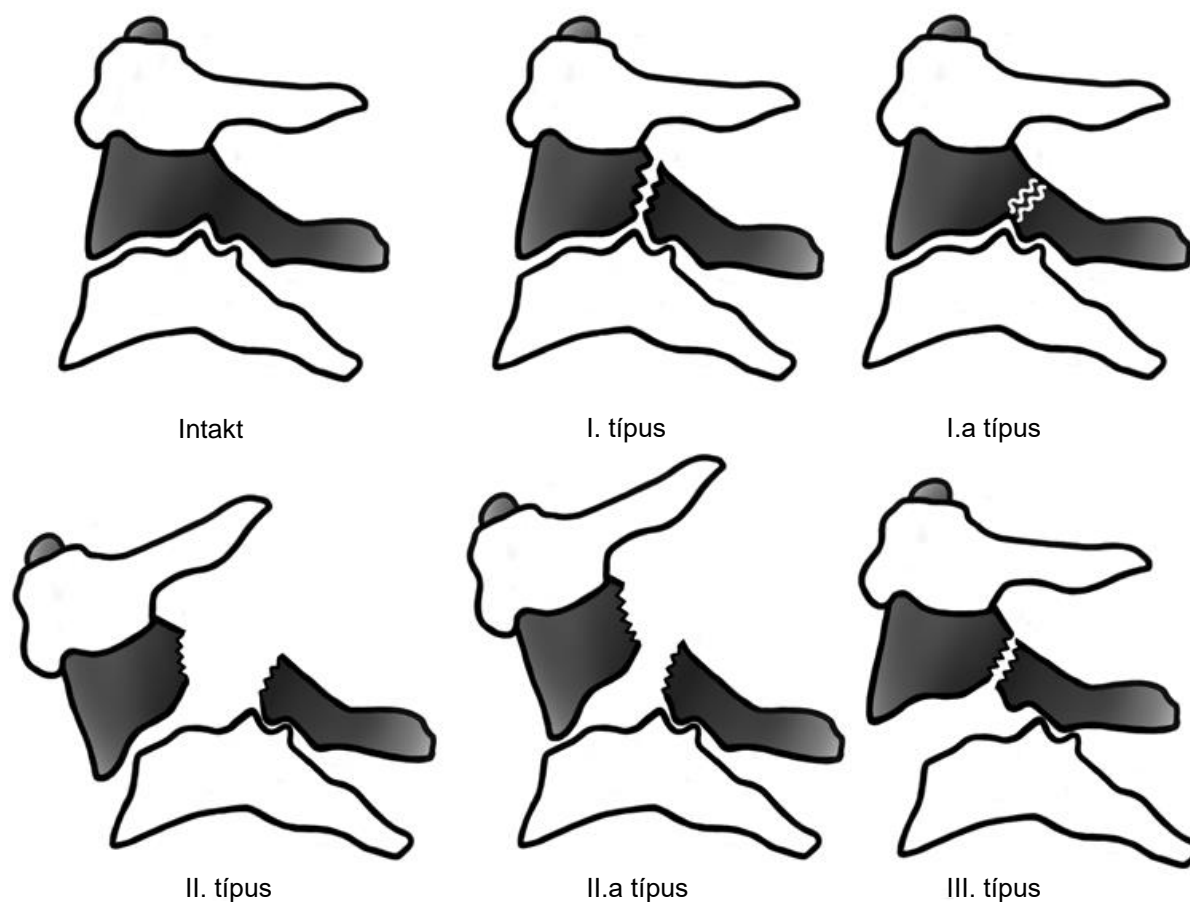


13. ábra. Anderson-D'Alonzo-féle dens törés osztályozása [29]

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 [14,30,31], míg a C2 csigolya törésének 11,2%-37,5%-át teszi ki [14,16,31–34], így ezzel a második leggyakoribb axistöréssé vált. Jelenleg a gépjárműbalesetek és az esések tartoznak a HT vezető okai közé [35–38].

A legkorábbi említés a C2 csigolya pars interarticularisának kétoldali töréséről 1866-ból, Haughtontól [39] származik, amit 1913-ban Wood-Jones [40] 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 [41] 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 [42,43].



14. ábra. Levine-Edwards-féle hangman's törés osztályozása [44]

A HT legelterjedtebb osztályozását Effendi javasolta, amelyet később Levine és Edwards módosított (**14. ábra**). Levine és Edwards a HT 4 fajtáját különbözteti meg, amelyek közül a *II. típusú hangman's törés* (HTII) a leggyakrabban kutatott. Ezen 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 [33,45] mutatták ki, azonban az újabb kutatások már jóval magasabb, 54,2%-93,8% [37,46,36,38,47,48] közötti arányról számolnak be. Ezek az eredmények összhangban vannak más tanulmányokkal, amelyek szerint az axis csigolyaív törései leggyakrabban aszimmetrikusak [49–51], mint ahogy a legtöbb AHT is aszimmetrikus. Ezenkívül az AHT a gerinccsatorna szűkülése miatt a HTII-hez képest az idegi károsodás nagyobb kockázatával jár [45].



Az AHT-nek jelenleg nincs egységes, explicit definíciója, ami a szakirodalomban különböző implicit definíciókat eredményez. A legtöbb szerző az AHT-t egy olyan C2 törésnek tekinti, ahol az egyik oldalon a pars interarticularis, a másik oldalon pedig akár a csigolyaív, akár a csigolyatest bármely struktúrája érintett [36–38,46,47]. Mások az axis csigolyaív bármely törését beleértik [48].

## 1.5. TRAUMÁS NYAKI GERINC SÉRÜLÉSEK BIOMECHANIKAI SZAKIRODALMA

### 1.5.1. NUMERIKUS VIZSGÁLATOK

A gerinc biomechanikai vizsgálata véges elem módszerrel már az 1970-es években elkezdődött, azonban a legelső nyaki gerinc modellek csak az 1990-es évekből származnak [52–54]. Nem sokkal a 2000-es évek előtt jelentek meg komplexebb, háromdimenziós modellek, melyek a mai modellekhez hasonlóan tartalmazzák a vizsgált szegmentum csigolyáit, szalagjait, porckorongjait [55,56].

Azóta több tízezer publikáció jelent meg, amelyek számos kérdést igyekeztek megválaszolni. A nyaki gerinccel kapcsolatos véges elemes vizsgálatokban két nagy módszertani csoportot lehet megkülönböztetni, ami nagyrészt a vizsgálat tárgyától függ: vannak *statikus* és *dinamikus* szimulációkat végző vizsgálatok.

A statikus vizsgálatok jellemző tárgya az, hogy egy adott sérülés több különböző kezelési módjait hasonlítják össze biomechanikai szempontból. Ilyen egy újonnan kifejlesztett műtéti eljárásról, vagy implantátumról kimutassák, hogy kisebb feszültséget okoznak, mint a szokásos, már bevett alternatíváik. Tehát általánosságban elmondható, hogy statikus vizsgálatoknak az a célja, hogy az *orvostudomány* művelőinek nyújtsanak a gyakorlatban is felhasználható eredményeket.

A dinamikus vizsgálatok gyakran arra irányulnak, hogy adott dinamikus terhelésre – amivel legtöbbször egy adott típusú gépjárműbalesetben fellépő erőhatást modelleznek – megadják a nyaki gerinc különböző anatómiai struktúráinak feszültségeit, alakváltozásait, ezáltal a lehetséges sérülések helyeit, mértékét. Ebből kifolyólag ezek a vizsgálatok elsősorban a *járműiparnak* szolgáltatnak fontos eredményeket.

### 1.5.2. C2 TÖRÉSEK

DTII kezelése nagyban függ a craniocervicalis átmenet stabilitásától. Amíg nincs törés, addig nagyrészt a szalagok biztosítják a stabilitást – emiatt számos kutatás született a szalagok szerepéről intakt craniocervicalis átmenetet feltételezve [57–59]. Mindazonáltal csak egy

maroknyi tanulmány foglalkozik a kérdéssel törést szenvedett craniocervicalis átmenet esetén [60–62].

Ezek közös jellemzője, hogy mindössze 3-4 sérülési állapotot vizsgálnak behatóbban kadáveres kísérletek során. A hivatkozott három tanulmány hasonló megállapításokra jut: az instabilitás fő oka a DTII törés, azaz a szalagoknak jelentéktelen a stabilizáló szerepük, amire nem lehet támaszkodni a kezelés során. A három tanulmány változatos szalagok szerepét vizsgálja, viszont egyik sem elemzi kifejezetten a LA-t, a CR-t és az LT-t, amelyeket hagyományosan a C0-C2 szegmentum legfontosabb stabilizálóiként tartanak számon [63–65]. Ezenkívül a fizikai közelség miatt valószínűbbnek tűnik ezen három szalag bármelyikének vagy mindegyikének szakadása.

Rátérve a HT-re, mind kadáveres, mind végeselemes vizsgálatokat végeztek a témában [50,66–69], elsősorban a különböző rögzítési technikák biomechanikai értékelésére összpontosítva. Mindezek a vizsgálatok csaknem kizárólag a HTII-vel foglalkoztak, annak ellenére, hogy az AHT, mint korábban bemutattuk, túlsúlyban van, továbbá az AHT kezelésével foglalkozó klinikai tanulmányok is igen kevés számban állnak rendelkezésre [36,70].

### 1.6. A KUTATÁS CÉLJA

Láthattuk, hogy epidemiológiai szempontból nem alaptalanul foglalkozott olyan sok tanulmány a nyaki gerinc különböző aspektusaival. Jelen dolgozatban idegsebészeti vonatkozásban vizsgáltam a nyaki gerincet. Az idegsebészeti szakirodalomban hiány mutatkozik az olyan biomechanikai tanulmányokból, amelyek magát a törést vizsgálnák. A legtöbb tanulmány műtéti eljárásokkal foglalkozik, vagy a törési mechanizmus kiderítésével. Viszont a törés létrejötte és az operáció elvégzése között is sok tisztázatlan kérdés húzódik meg, így a mi kutatásunk célja, hogy információt nyújtsunk magának az említett két törés (dens törés és hangman's törés) stabilitásának a mértékéről és jellegéről, hogy aztán a megfelelő további tudományterületek felhasználhassák ezt az ismeretet. Az instabilitás ismerete fontos, hiszen könnyebb döntést hozni, hogy egy adott páciens esetén szükséges-e egyáltalán a műtét, vagy épp arra vonatkozóan kapunk információt, hogy mely betegmozgatósi manőverek biztonságosak, illetve veszélyesek egy adott törésnél.

Figyelembe véve a szakirodalmi áttekintést, dens törés esetén tisztázom, hogy a LA, CR és LT szalagok mekkora mechanikai stabilitást képesek nyújtani, illetve hangman's törés esetén megvizsgálom, hogy a C2 különböző anatómiai struktúráin áthaladó törések mekkora instabilitást okoznak az érintett szegmentumokban?

## 1.7. ELFORDULÁS- NYOMATÉKI JELLEMZŐK

A jelen dolgozatban a nyaki gerinc szegmentumainak *elfordulás-nyomaték görbéit* (15. ábra) vizsgálom behatóbban. Érdemes felhívni a figyelmet, hogy ez nem a mérnöki gyakorlatban használatos *erő-elmozdulás* görbe, hanem *elmozdulás-erő* görbe, ebből következően egy adott pontbeli érintő meredeksége nem a *merevséget*, hanem annak reciprokát, az *engedékenységet* adja meg.

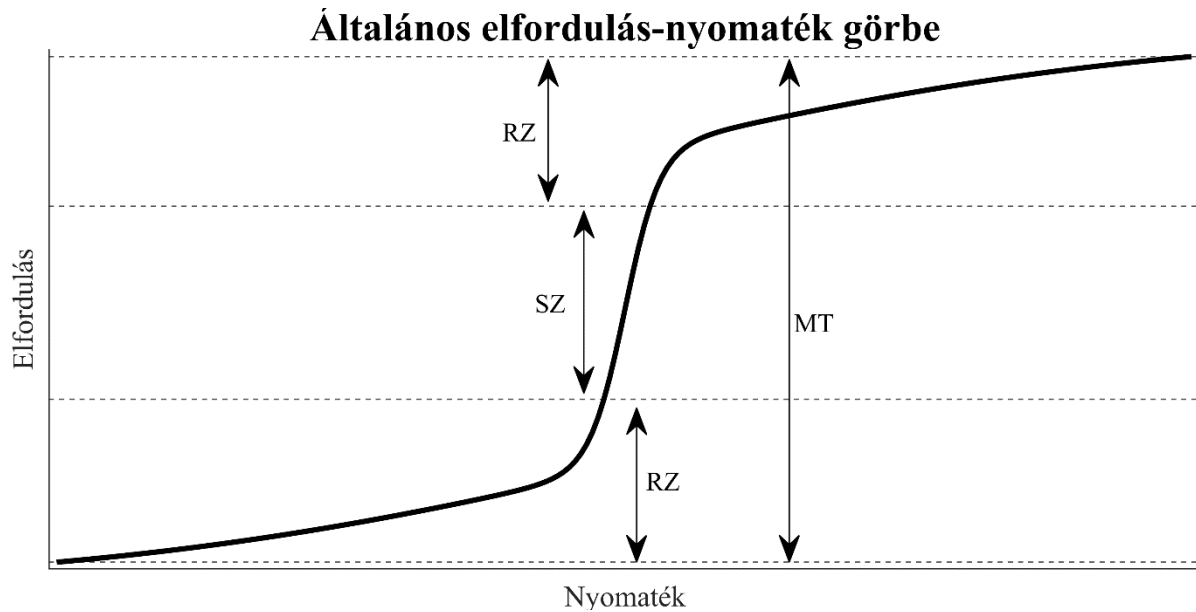
Az elfordulás-nyomaték görbék a *relatív csigolyaközi elfordulás*on – röviden: *relatív elfordulás*on – alapulnak. A relatív elfordulás az alábbi módon definiált:

$$\theta_{Ci-Cj} = \theta_{Ci} - \theta_{Cj}, \quad (1)$$

$$j = i + 1. \quad (2)$$

Az (1) egyenletben  $\theta_{Ci-Cj}$  a  $Ci - Cj$  szegmentum relatív elfordulását jelöli, míg  $\theta_{Ci}$  és  $\theta_{Cj}$  rendre az  $i$ -edik és  $j$ -edik csigolya *abszolút elfordulását* adott nyomaték hatására. A relatív elfordulás tehát azt mutatja meg, hogy két szomszédos csigolyát tekintve a superior elhelyezkedésű hány fokot fordult el az inferiorhoz képest. Jelen dolgozatban a nyakcsigolyák elfordulását a csigolyatest – pontosabban: egy azon kijelölt felület – elfordulásaként mértem az ANSYS Remote Point funkcióját felhasználva.

A *mozgástartomány* (MT) A legszélesebb körben használt metrika a gerincinstabilitás számszerűsítésére az a, ami az adott ízületben, szegmentumban sérülés kialakulása nélküli maximálisan létrejövő elfordulást jelenti általában fokban kifejezve. 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. Ez a mechanikai viselkedés a szalagok kezdeti laza állapotának köszönhető. Ezzel szemben az RZ viszonylag merevebb és nagyrészt lineáris viselkedést mutat a szalagok feszített állapotának köszönhetően és az SZ végétől az MT végéig tart. Megjegyezzük, hogy a szakirodalomban ismeretes még a *képlékeny zóna* („plastic zone”) fogalma is, amelyet a merevség folyamatos csökkenése jellemez a szalagok fokozatos elszakadásának hatására, azonban ennek figyelembe vételéhez nemlineáris anyagmodellek szükségesek.



15. ábra. Egy általános elfordulás-nyomaték görbe

Továbbá, mind a *semleges zóna engedékenység* (SZE) és a *rugalmas zóna engedékenység* (RZE) az MT vonatkozó részén tapasztalható engedékenységet jelenti, amely mindkét esetben a közel lineáris szakaszokra vonatkozik.

Megjegyzem továbbá, hogy a bemutatott általános elfordulás-nyomaték görbe nem írja le jól minden szegmentum mindhárom irányú mozgásának viselkedését. Például több szegmentumnál gyakorlatilag nem tapasztalható SZ. Valószínűleg az ilyen és ehhez hasonló nehézségek miatt is lehetett az, hogy a szakirodalomban nem találtunk széles körben elfogadott – vagy egyáltalán semmiféle – módszert a SZ, a RZ, és ezek engedékenységeinek számszerűsítésére. Ezért jelen dolgozatban a most bemutatott mennyiségek felhasználásakor – a *mennyiségi* helyett – csak *minőségi* leírásokra fogunk szorítkozni.

## 2. VÉGESELEMES MODELL

### 2.1. GEOMETRIAI MODELL LÉTREHOZÁSA

A végeselemes modell létrehozásához szükség van előbb a *geometriai modellre*. Jelen munkához egy 21 éves, nyaki gerinc patológiától mentes férfiről készült CT felvételeket használtam fel, amelyek az Észak-budai Szent János Centrumkórházból származnak (**16. ábra**). A felvételek felbontása 0,504 mm x 0,504 mm x 1,25 mm rendre a szagittális, a koronális és a hosszanti tengely mentén.

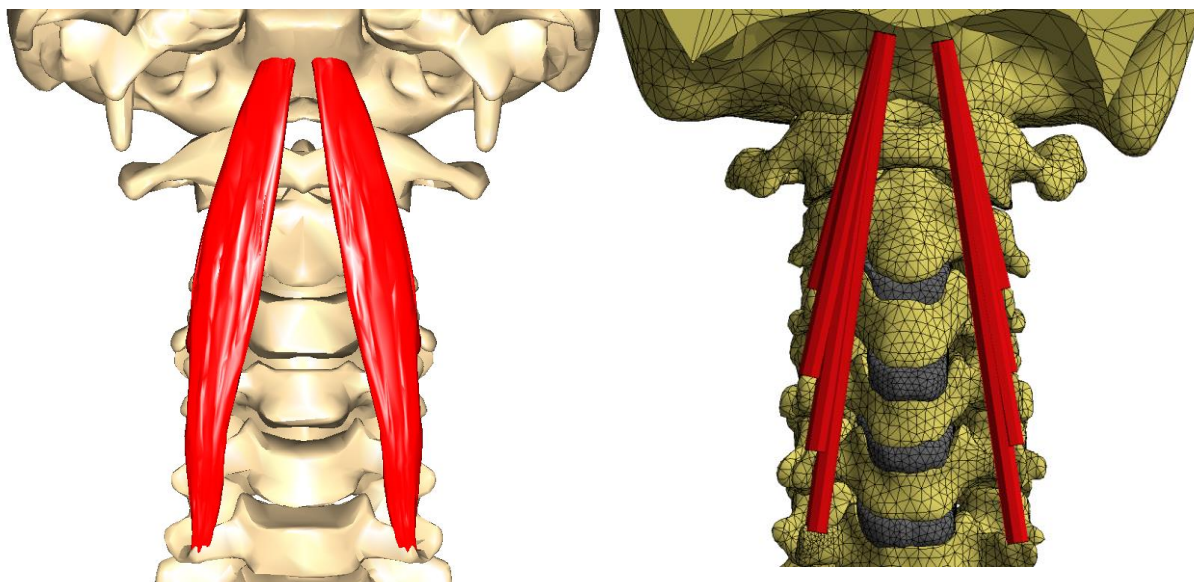


16. ábra A felhasznált CT felvételek középsíkbeli metszete

A CT felvételeket a Slicer 3D (4.10.2-es verzió) programmal [71,72] szegmentálva megkaptam a koponya, a hét nyakcsigolya és a porckorongok háromdimenziós geometriai modelljét STL formátumban. A létrehozott, nyers STL formátumú geometriai modell az ANSYS Spaceclaim (USA, 19-es verzió) [73] programot használva számos finomításon esett át: ezek közül az egyik legfontosabb a *simítás*. Ez az a folyamat, amely során a geometriai modell olyan apró, felületi részletei kerülnek eltávolításra, amelyeknek mechanikai szerepe

gyakorlatilag egyáltalán nincs, és amelyek jelenléte máskülönben csak a végeselemes hálózást – és ezáltal magát a szimulációt – nehezítené.

Ezután a szalagok és az izmok kerültek beépítésre. Ezek a struktúrák nem a CT felvételek használatával, hanem a szakirodalomban fellelhető anatómiai leírások illetve atlaszok segítségével [4,74], manuálisan kerültek modellezésre egyenes vonalakként, melyekhez állandó keresztmetszetet rendeltem (1. táblázat).



17. ábra. Nyaki gerinc anterior nézete: m. longus capitis a) anatómiai pontosságú képe [75] és b) végeselemes modellje

Szalagcsoport	Szalag	Rövidítés	KMT [mm <sup>2</sup> ]	Forrás
Atlantooccipitalis	Membrana atlantooccipitalis anterior	MAOA	87,03	[76]
	Membrana atlantooccipitalis posterior	MAOP	48,84	[76]
Atlantoaxialis	Lig. transversum atlantis	LT	18,89	[76]
	Membrana atlantoaxialis anterior	MAAA	50,34	[76]
	Membrana atlantoaxialis posterior	MAAP	21,55	[76]
Occipitoaxialis	Crus superior et inferior	CR	33,02	[76]
	Lig. alare	LAL	7,07	-
	Lig. apicis dentis	LAD	7,07	-
Tipikus nyakcsigolya	Lig. longitudinale anterius	LLA	11,10	[77]
	Lig. longitudinale posterius	LLP	11,30	[77]
	Capsula articularis	CA	42,20	[77]
	Lig. flavum	LFL	46,00	[77]
	Lig. supraspinale	LSS	3,14	-
	Lig. interspinale	LIS	13,00	[77]
	Lig. intertransversarium	LIT	3,14	-

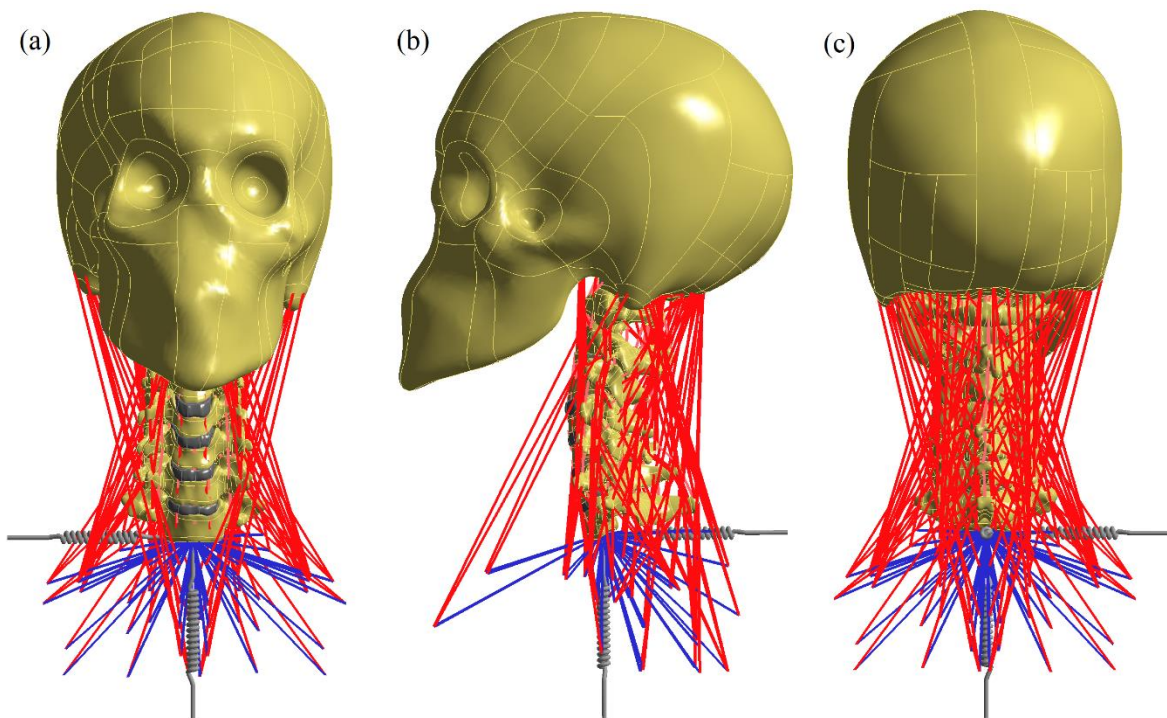
1. táblázat. Szalagok alkalmazott keresztmetszeti területei a VEM-ben

A lig. alare sugara: 1,5 mm, a lig. apicis dentis sugara: 1,5 mm, a lig. supraspinale sugara: 1 mm, és a lig. intertransversarium sugara: 1 mm.

A legtöbb szalag és izom nem modellezhető megfelelő módon csak egyetlen egyenes tengelyű rúddal. Például a m. longus capitis a koponyát köti össze négy különböző csigolyával, ezért négy egymástól független rudat hoztam létre, amik egyesével összekötik a koponyát a megfelelő csigolyával. Ilyen és ehhez hasonló esetekben az egyes rudaknak a keresztmetszeti területe akkora, hogy az egy lágyszövethez tartozó rudak összkétszámát megegyezzen a szakirodalmi értékkel. A legtöbb olyan izom beépítésre került, amelynek a fő funkciója a fej stabilizálása és mozgása, viszont azok nem, amelyek főként a lézéshez és a nyeléshez járulnak hozzá.

## 2.2. VÉGESELEMES MODELL ÁLTALÁNOS FELÉPÍTÉSE

A kész geometriai modellt az ANSYS Mechanical (USA, verzió 21) [78] programba importáltam, és ezután diszkretizáltam (lásd 18. ábra). A csontok másodfokú tetraéder végeselemekkel (SOLID187), a szalagok és izmok rácscrúdelemekkel (LINK180) kerültek hálózásra. A rendelkezésemre álló számítási kapacitást csaknem teljesen kihasználó végeselemes hálót vettem fel, 89 764 darab elemmel és 149 657 szabadságfokkal.



18. ábra. a modell (a) anterior (b) laterális és (c) posterior nézete

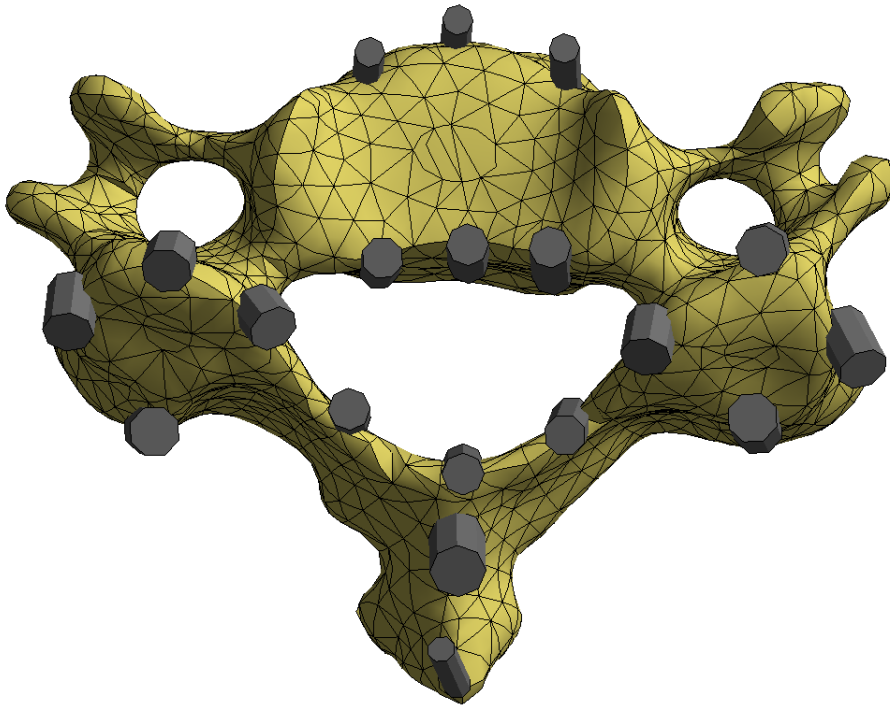
Az alkalmazott anyagmodellek mind lineárisan rugalmasak, ami két fő okra vezethető vissza. Egyrészt a szakirodalomban még viszonylag kevés anyagmodell található, amelyek komplex végeselemes modellekhez kerültek kifejlesztésre. Másrészt, ezekhez az

anyagmodellekhez tartozó anyagparaméterek a jelenlegi állás szerint nem eléggé megalapozottak vagy hiányoznak, így alkalmazásuk nagyfokú bizonytalanságot vonna maga után. A lineárisan rugalmas anyagmodellek paramétereinek felvételénél a szakirodalomban fellelhető áttekintő tanulmányokból [79,80] indultam ki, de ahol szükségesnek bizonyult, ott változtattam az értékeken (2. táblázat).

Struktúra	Rugalmassági modulus [MPa]	Poisson tényező [-]	Forrás
CA	2	0,39	[81]
CR	10	0,3	[82]
Csigolyák	18 000	0,4	
LA	5	0,3	[83]
LAD	20	0,3	[84]
LFL	1,5	0,39	[81]
LLA	54,5	0,39	[81]
LLP	30	0,39	[81]
LIS	1,5	0,39	[81]
LIT	2	0,39	-
LSS	1,5	0,3	[84]
LT	200	0,3	-
Koponya	18 000	0,4	-
MAAA	8	0,3	[85]
MAAP	10	0,3	[82]
MAOA	1	0,3	[86]
MAOP	20	0,3	[86]
Merevítő gerendák	100 000	0	-
Porckorong	3,4	0,39	[87]

2. táblázat. A modell különböző részeinek anyagmodell-paraméterei





19. ábra. C5 nyakcsigolya VEM felülnézete a beépített szalagokkal

Mivel a geometriai modell meglehetősen sok, összesen 407 db geometriailag különálló részből áll, ezért különös figyelmet kell fordítani ezen részek csatlakozására a végeselemes modell definiálása során. A porckorongok a szomszédos csigolyákhoz *bonded contact* révén csatlakoznak: azaz folytonosan kapcsolódnak egymáshoz, hiszen a kapcsolódási felületek nem képesek elmozdulni egymáshoz képest. A szalagok és izmok hasonló módon csatlakoznak a csontokhoz.

A C2-C7-es szakaszon a főbb teherviselő szalagok beépítésre kerültek a modellbe, ezek: lig. longitudinale anterior et posterior, lig. capsulare, lig. flavum, lig. supraspinale, lig. interspinale, lig. intertransversarium (19. ábra). Az ízületi felszínek között súrlódásmentes kontaktokat hoztam létre.

## 2.3. KRITIKUS MODELLRÉSZLETEK

### 2.3.1. SZALAGOK MODELLJE

A modell mechanikai valóságosságát nagyban befolyásolja a szalagok viselkedése. A valós szalagok ugyanis csak húzást vesznek fel, illetve *kezdeti lazasággal* bírnak. Az előbbi tulajdonságot közvetlenül is be lehet állítani a rácsrúdelemekhez Mechanical APDL (Ansys Parametric Design Language) parancsok alkalmazásával (1. kódrészlet).

```
*get, area, secp, matid, prop, area
et, matid, 180
sectype, matid, link
secdata, area
seccontrol,,1          ! Tension only behavior
keyopt, matid, 2, 0    ! 0 - Constant volume, 1 - Constant cross-section
```

1. kódrészlet. LINK180 rácsrúdelemek beállítása, hogy csak húzást vegyenek fel

Szalag	Kezdeti fajlagos összenyomódás [%]
AAAM	10
AAOM	10
ALL	10
CL	30
ISL	17
PAAM	10
PAOM	10
PLL	10
SSL	10

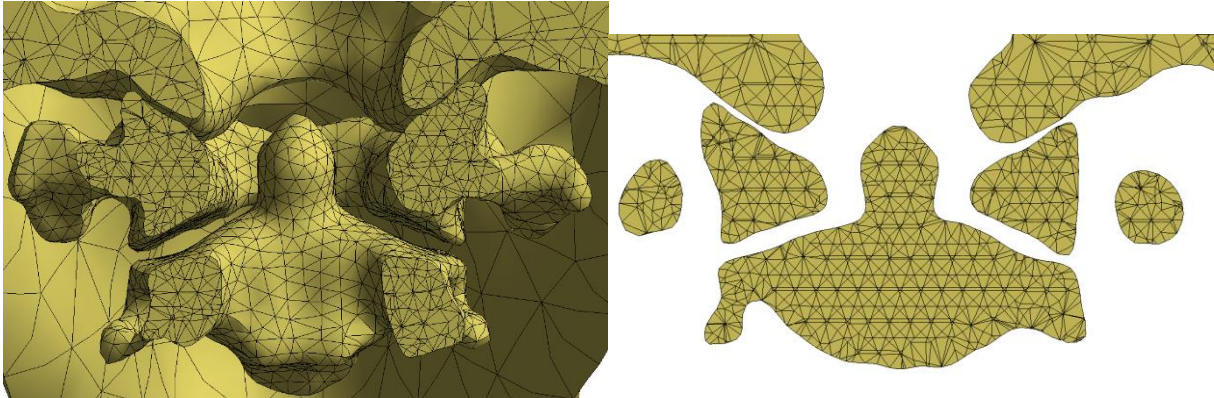
3. táblázat. A szalagok kezdeti fajlagos összenyomódásai

A kezdeti lazaság azt jelenti, hogy az ízület egy adott nagyságú elfordulásáig a legtöbb szalag érdemi erőt nem fejt ki, hanem csak passzívan kiegyenesednek, mint egy laza kötél. Azonban amint ez bekövetkezik, megfeszül, és jelentős erőt képes átadni. Ezt a viselkedést *fiktív hőterhek* alkalmazásával értem el, amelyek a szalagok zsugorodását idézték elő, azaz mechanikailag egy *kezdeti fajlagos összenyomódás*nak megfelelő állapotot hoztak létre. Mivel a szalagok csak húzás esetén fejtenek ki erőt, ezért ez a kezdeti fajlagos összenyomódás nem kelt feszültségeket, másrészt csak az után fejtenek ki a rácsrúdelemek erőt, miután a kezdeti fajlagos összenyomódásnak megfelelő nagyságú fajlagos megnyúlást el nem szenvedtek. Szakirodalmi adatok alapján [88,89] vettem fel bizonyos szalagok kezdeti alakváltozását (**3. táblázat**).

### 2.3.2. CRANIOCERVICALIS ÁTMENET

A craniocervicalis átmenet kitüntetett figyelmet igényel modellezési szempontból, ugyanis – a nyaki gerinc többi részével ellentétben – ez a tájék különösen mobilis, hiszen itt nem találunk porckorongot, és emiatt csak a szalagok, illetve az izmok biztosítják a stabilitást (**20. ábra**). Ahogy korábban bemutattuk, a szalagokat csak húzást felvenni képes rácsrúd elemekkel veszem figyelembe. Ebből kifolyólag a C0-C1 és a C1-C2 ízület mechanikai értelemben instabil: a merevségi mátrix szinguláris, és így a statikus szimuláció lehetetlenné válik. Ezt a problémát a *Nonlinear Stabilization* funkcióval orvosoltuk, amely egyike a numerikus

stabilitást elősegítő lehetőségeknek. Működésének vázlatos lényege az, hogy a modell minden csomópontjára a vonatkozó két iterációs lépés közötti elmozdulásnövekménnyel arányos, azzal ellentétes irányú erőt működtet. Ennek a nagyságát lehet szabályozni, és be lehet úgy állítani, hogy még instabil modell is lefusson statikus szimulációt alkalmazva, de a kapott eredményekre csak jelentéktelen hatása legyen a numerikus csillapításnak. A numerikus csillapítás úgy lett beállítva, hogy a csillapítás által elnyelt energia értéke az alakváltozási energia értékének százada körül mozogjon.

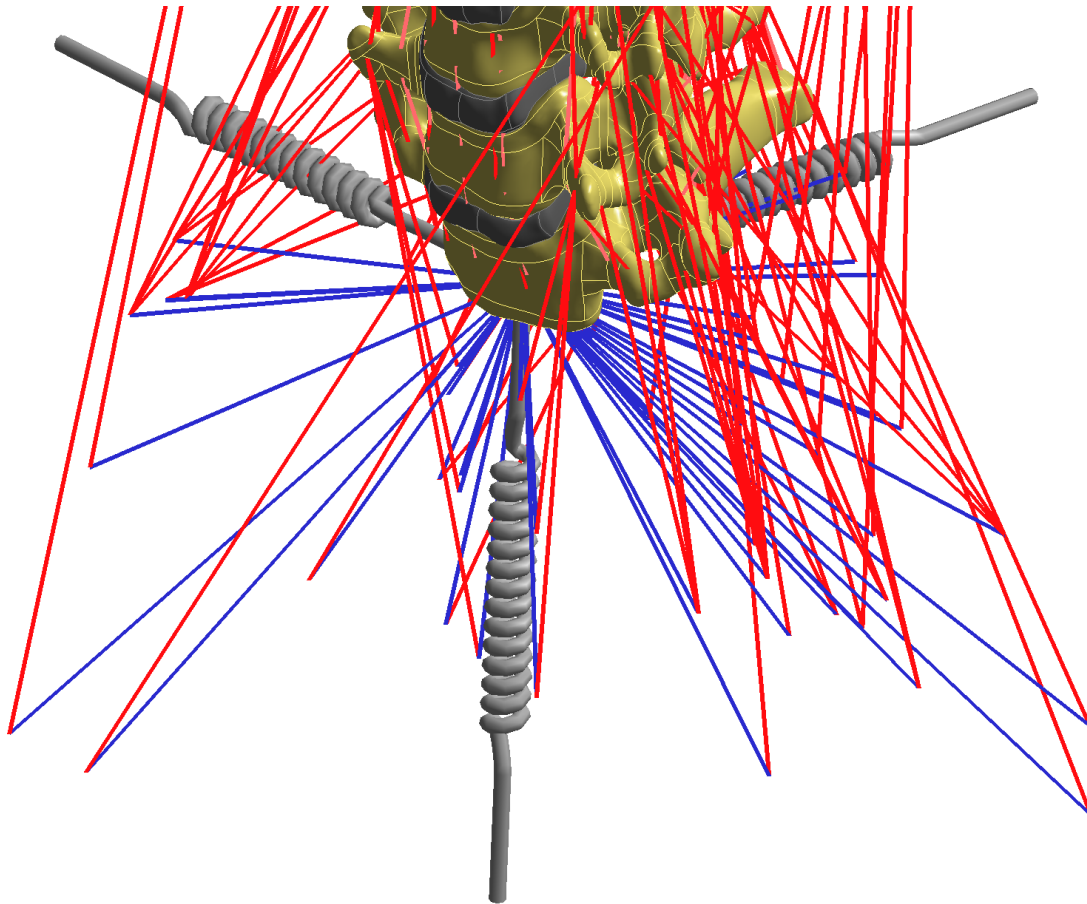


20. ábra. Craniocervicalis átmenet VEM. (a) Homloksíkú metszet háttérben az anterior modellrészlettel, (b) homloksíkú metszet

Egy másik fontos részlet az, hogy az ízületi felszíneket és környezetüket súrlódásmentes kontaktokkal láttam el, tehát a felületek elválása, és érintőirányú csúszása képes létrejönni súrlódási erő ébredése nélkül.

### 2.3.3. RUGALMAS MEGTÁMASZTÁS

A rugalmas megtámasztás segít figyelembe venni magát a törzset (**21. ábra**), modellje összekötő gerendákból és rugókból áll. Látható, hogy számos olyan rácsrúd végeselem van, aminek az egyik csomópontja nem a nyaki gerinchez vagy a koponyához kapcsolódik, hanem a törzshöz csatlakozna. Ezeket a csomópontokat kötik össze az összekötő gerendák a C7 testének inferior felszínén található – előre kijelölt – ponttal. Hajlítási merevségük kellően nagy, hiszen az egyedüli feladatuk az, hogy az egyébként szabadon álló – fentebb említett – csomópontok között tartsák a kezdeti távolságot, a C7 csigolyához viszonyítva. Az említett pont a C7 testének alsó felszínén 6 rugóval van megtámasztva: 3 eltolódás ellen, 3 elfordulás ellen.



21. ábra Rugalmas támasz: rugók, összekötő gerendák (tengelyük késsel) és az izmok (tengelyük pirossal)

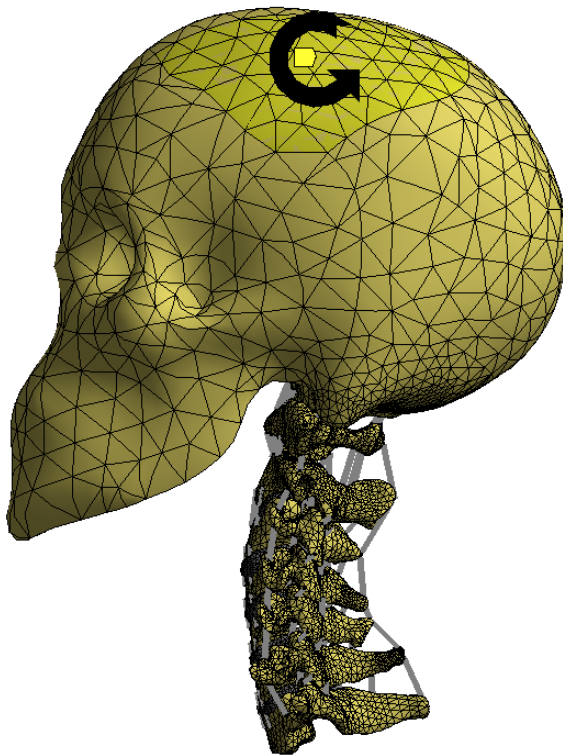
## 2.4. A VIZSGÁLATOKBAN KÖZÖS PEREMFELTÉTELEK

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 (22. 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 tehernagyságnál fellépő *konvergencia hiba* miatt. Minden esetben statikus szimulációt végeztem, amelyben a C7 nyakcsigolya befogott volt, és figyelembe vettem a *nagy elmozdulásokat*.

Mivel előírt elfordulásokat működtettem a modellen, így az elfordulás-nyomaték görbéken feltüntetett nyomaték valójában az előírt elfordulásból származó *reakciónyomaték*. Továbbá a vizsgálataimban nem használtam fel az izmokat, így ezeket kirekesztettem a szimulációkból.

A törési felületek esetén súrlódásmentes kontaktokat alkalmaztam. A valóság természetesen más, azonban az eltört csont felületeinek mechanikai viselkedése még kísérleti úton nem tisztázott. Ezenkívül a súrlódásmentes felületek feltételezése felfogható a biztonság javára tett közelítésként, hiszen így a modell vélhetően instabilabb viselkedést fog mutatni a klinikai gyakorlatban tapasztalható csigolyatöréseknél.



22. 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

Minden numerikus modell célja valamilyen jelenség megragadása; ellenőrzés nélkül azonban kérdéses marad, hogy mennyire bízhatunk az eredményeiben. A *validáció* során szerzünk bizonyítékokat a modell valóságúságáról.

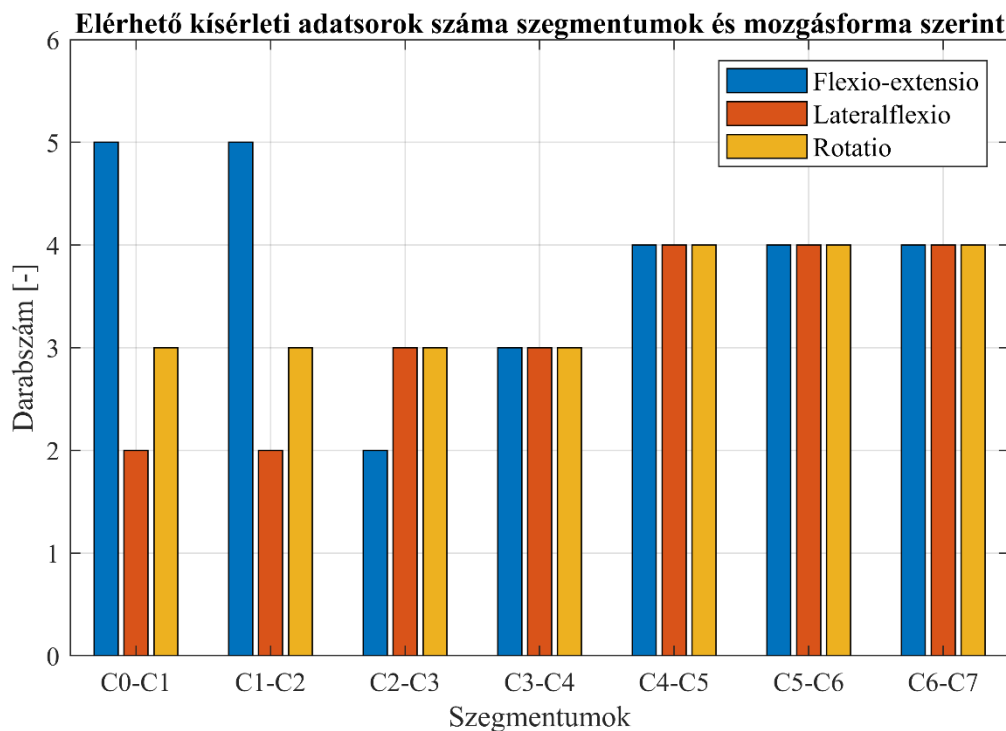
#### 3.1. MÓDSZEREK

##### 3.1.1. FELHASZNÁLT KÍSÉRLETI ADATSOROK

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. Ezeknek a kísérleteknek a vázlata a következő: kadáverekből nyert mintákat – amelyekről az izmokat eltávolítják, így csak a csigolyák, a szalagok és a porckorongok maradnak épen – egyik végüknél rögzítik, majd a másik végükön nyomatékot működtetnek és mérik a szomszédos csigolyák egymáshoz képesti, relatív elfordulását. Leggyakrabban csak a végállapotbeli adatpontokat közlik, illetve legtöbbször csak ezt az adatot használják fel validálásra. Ennek a gyakorlatnak a legkézenfekvőbb kiterjesztése az, ha nemcsak a végállapotbeli elfordulás-nyomaték adatpontokat, hanem a teljes elfordulás-nyomaték görbét felhasználtam a validációhoz.

A vonatkozó kísérleti eredményeket Zhang és mtsai [90] meta-analíziséből gyűjtöttem ki. A szerzők a teljes gerinc minden szomszédos csigolyapárjára vonatkozó elfordulás-nyomaték összefüggést határozták meg mindhárom mozgásra vonatkozóan: flexio-extensio, lateralflexio, és rotatio

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 (**23. ábra, 4. táblázat**). Figyelemre méltó, hogy a subaxialis nyaki gerinc esetében egyformán állnak rendelkezésre adatok a különböző irányokban, illetve csak egy tanulmány van [91], amelyben mindegyik szegmentum mindhárom irányú terhelését elvégezték.



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

Motion segment	FE	LB	AR
C0-C1	Panjabi et al. [91] Panjabi et al.[92] Kettler et al.[93] Nightingale et al.[94] Nightingale et al.[95]	Panjabi et al.[91] Panjabi et al.[92]	Panjabi et al.[91] Panjabi et al.[92] Kettler et al.[93]
C1-C2	Panjabi et al.[91] Panjabi et al.[92] Kettler et al.[93] Nightingale et al.[94]	Panjabi et al.[91] Panjabi et al.[92]	Panjabi et al.[91] Panjabi et al.[92] Kettler et al.[93]
C2-C3	Panjabi et al.[91] Wheeldon et al.[96]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98]
C3-C4	Panjabi et al.[91] Nightingale et al.[94] Wheeldon et al.[96]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98]
C4-C5	Panjabi et al.[91] Nightingale et al.[95] Wheeldon et al.[96] Bozkus et al.[99]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]
C5-C6	Panjabi et al.[91] Nightingale et al.[94] Wheeldon et al.[96] Bozkus et al.[99]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97] Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]
C6-C7	Panjabi et al.[91] Nightingale et al.[95]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97]	Panjabi et al.[91] Yoganandan et al.[97]

Motion segment	FE	LB	AR
	Wheeldon et al.[96] Bozkus et al.[99]	Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]	Yoganandan et al.[98] Bozkus et al.[99]

4. táblázat: Szegmentumonként és mozgástípusonként a validációhoz rendelkezésre álló kísérleti adatokat publikáló szerzők

### 3.1.2. VALIDÁCIÓS METRIKÁK

Az alkalmazott VEM mechanikai viselkedésének pontatlanságáról nem pusztán *minőségi* leírást adunk izolált elfordulás-nyomaték adatpontokkal, hanem *számszerűen* közlöm teljes elfordulás-nyomaték görbék segítségével. A számszerűsítés maga *validációs metrikákkal* történik [100].

Mivel nyilvánvaló gyakorlati akadályok miatt nem ismerjük az összes egészséges felnőtt ember nyaki gerincének elfordulás-nyomaték sajátosságait, ezért egy *minta* – vagyis a teljes *sokaság* helyett annak csak egy igen szűk részhalmaza – szolgál az összehasonlítás alapjául. A validációhoz tehát felhasználtam a *következtetési statisztika* néhány eszközét is.

Az alábbiakban a validációs metrikák egyik fajtáját, a *folytonos validációs metrikákat* vezetem be. A „folytonos” jelző arra utal, hogy a becsülni kívánt mennyiségek mind a független változó, azaz a nyomaték függvényei, tehát ezek a metrikák részletesebb összehasonlítást tesznek lehetővé.

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:

$$\bar{y}_e(x) = \frac{1}{n(x)} \sum_{i=1}^{n(x)} y_{e,i}(x). \quad (3)$$

Az (3) 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 végnyomatékig terhelték a szegmentumokat, amiből következően lesznek ugrások a kísérleti átlag görbéjében.

Ekkor az alábbi módon definiálható a *becsült hiba* (4) és a *becsült relatív hiba* (5):

$$\tilde{E}(x) = y_m(x) - \bar{y}_e(x), \quad (4)$$



$$\tilde{E}_{rel}(x) = \frac{y_m(x) - \bar{y}_e(x)}{\bar{y}_e(x)}. \quad (5)$$

A felhasznált minta alapján becsült mennyiségek tehát a következők: kísérleti átlag, becsült hiba, és a becsült relatív hiba, amelyekben rejlő bizonytalanságról a *konfidencia intervallum* ad képet. Feltételezhető, hogy a kapott becslések körüli konfidencia intervallum szimmetrikusan helyezkedik el, azaz:

$$I_e(x) = \bar{y}_e(x) \pm \Delta(x), \quad (6)$$

$$I_{\tilde{E}}(x) = \tilde{E}(x) \pm \Delta(x), \quad (7)$$

$$I_{\tilde{E},rel}(x) = |\tilde{E}_{rel}(x)| \pm |\Delta_{rel}(x)|. \quad (8)$$

A fenti, (6)-(8) egyenletekben  $I_e(x)$ ,  $I_{\tilde{E}}(x)$  és  $I_{\tilde{E},rel}(x)$  rendre a kísérleti átlag, a becsült hiba és a becsült relatív hiba körüli konfidencia intervallumok, 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:

$$\Delta(x) = t_{1-\alpha/2,v}(x) \frac{s(x)}{\sqrt{n(x)}} \quad (9)$$

$$\Delta_{rel}(x) = \frac{\Delta(x)}{\bar{y}_e(x)}, \quad (10)$$

ahol  $t_{1-\alpha/2,v}(x)$  a *Student t eloszlás*  $1 - \alpha/2$ -es kvantilise,  $v(x) = n(x) - 1$  szababdságfokkal. Így tehát a *megbízhatósági szint*  $100(1 - \alpha)\%$ -ként adódik. A választott megbízhatósági szint 95%, így  $\alpha = 5\%$ . Az  $s(x)$  az  $x$ -hez tartozó kísérleti adatokból származó válaszok *korrigált szórása*:

$$s(x) = \sqrt{\frac{1}{n(x) - 1} \sum_{i=1}^{n(x)} (y_{e,i}(x) - \bar{y}_e(x))^2}. \quad (11)$$

A fenti mennyiségek tehát mind a kifejtett nyomaték függvényei, amik egy adott szegmentum adott irányú terheléséhez tartoznak. Ezek segítségével részletes képet kapunk a modell pontosságáról. Azonban hasznos, ha előbb egy átfogóbb képet kapunk a modell teljesítményéről. Ezt a *globális validációs metrikák* fogják szolgáltatni, amelyek a folytonosakból kerülnek származtatásra.

Az *átlagos relatív hibametrika* (12) megmutatja, hogy a teljes értelmezési tartományon átlagosan mekkora relatív hiba lép fel. A számtani átlaggal analóg módon számítható:

$$\mathring{A}RHM = \frac{1}{(x_u - x_l)} \int_{x_l}^{x_u} |\tilde{E}_{rel}(x)| dx, \quad (12)$$

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

Az *átlagos relatív konfidencia indikátor* (13) hasonlóan fejezi ki a konfidencia intervallum átlagát:

$$\mathring{A}RKI = \frac{1}{(x_u - x_l)} \int_{x_l}^{x_u} |\Delta_{rel}(x)| dx. \quad (13)$$

Nemcsak az átlag beszédes, hanem a maximumértékek is, hiszen ez utóbbiak némi információt adnak a lokális viselkedésről. A *maximum relatív hibametrika* (14) a relatív hiba abszolútértékének a maximuma a vizsgált tartományon belül:

$$MRHM = \max_{x_l \leq x \leq x_u} |\tilde{E}_{rel}(x)|. \quad (14)$$

Legyen  $\hat{x}$  a független változónak azon értéke, aminél MRHM adódik. Ekkor a *maximum relatív konfidencia intervallum* (15):

$$MRKI = |\Delta_{rel}(\hat{x})|. \quad (15)$$

### 3.1.3. KÍSÉRLETI ADATOK ELŐKÉSZÍTÉSE

A kísérleti adatok némi feldolgozásra szorultak, hogy a validációs metrikák számításához megfelelő formátumúak legyenek, habár ezek csak technikai jellegű módosítások voltak. A következőkben a figyelemre méltóbb megfigyeléseket, változtatásokat és előfeltevéseket említem meg. A kísérleti adatsor nem elégíti ki azokat a matematikai kritériumokat, amiket fentebb felvázoltam, és amik szükségesek ahhoz, hogy matematikailag alkalmazhatóak legyenek a validációs metrikák. Például van olyan nyomatékérték ( $M=0$  Nm), amihez egynél több elfordulásérték van rendelve. A semleges zóna végeihez tartozó elfordulásértékek számos tanulmányban az  $M=0$  Nm nyomatékértékhez van rendelve. Ezt a problémát azzal oldottam meg, hogy a semleges zóna végeihez tartozó elfordulásokat a  $\pm 0,02$  Nm-es értékhez rendeltem. Ez praktikus szempontból kellően kicsi, viszont numerikus szempontból még kellően nagy érték.

Ezenkívül a kezdeti elfordulást 0°-nak feltételeztem, tehát mindegyik elfordulás-nyomaték görbe az origóból indul ki. Ez az előfeltevés azonban egy újabb problémát szül: némelyik indikátor esetén nullával kellene osztani. Ezekben az esetekben a relatív hibát és a relatív konfidencia intervallumot is 0%-nak tételleztem fel ebben a pontban.

## 3.2. EREDMÉNYEK

### 3.2.1. GLOBÁLIS VALIDÁCIÓS METRIKÁK

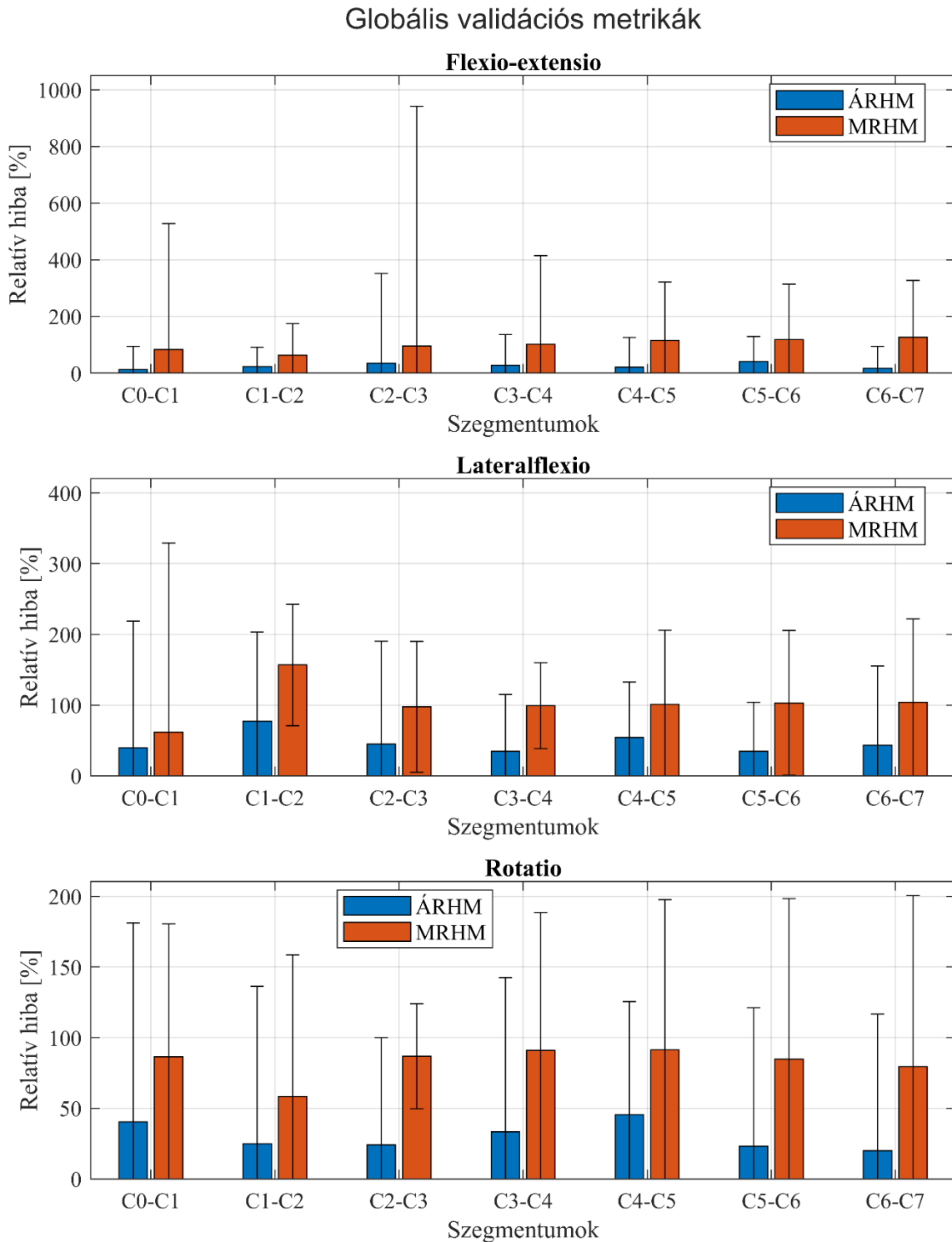
Mozgás	Szegmentum	ÁRHM	ÁRKI	MRHM	MRKI
Flexio- extensio	C0-C1	12,5%	81,4%	83,1%	444,5%
	C1-C2	22,4%	69,2%	63,3%	111,5%
	C2-C3	35,1%	316,4%	95,2%	846,9%
	C3-C4	27,5%	108,6%	101,9%	312,8%
	C4-C5	21,1%	104,3%	115,2%	205,8%
	C5-C6	40,3%	88,8%	118,0%	195,6%
	C6-C7	17,6%	76,7%	126,2%	200,7%
Lateralflexio	C0-C1	39,4%	179,2%	61,8%	267,5%
	C1-C2	77,3%	125,9%	156,8%	85,8%
	C2-C3	44,8%	145,5%	97,5%	92,3%
	C3-C4	34,7%	80,4%	99,1%	60,6%
	C4-C5	54,1%	78,7%	100,8%	104,9%
	C5-C6	34,8%	69,1%	103,0%	102,3%
	C6-C7	43,5%	111,9%	103,9%	117,8%
Rotatio	C0-C1	40,4%	140,8%	86,4%	94,0%
	C1-C2	24,8%	111,4%	58,2%	100,3%
	C2-C3	24,1%	75,9%	86,8%	37,2%
	C3-C4	33,3%	109,2%	90,9%	97,6%
	C4-C5	45,5%	80,1%	91,3%	106,3%
	C5-C6	23,2%	97,9%	84,7%	113,7%
	C6-C7	19,9%	96,8%	79,4%	121,1%

5. táblázat: Globális validációs metrikák értékei mozgástípusonként és azokon belül szegmentumonként

A globális validációs metrikákra vonatkozó eredményeket a és az foglalja össze. Megfigyelhető az eredményekben (24. ábra, 5. táblázat), hogy átlagos a relatív hiba nagysága nagyobb az LF esetében, mint a FE és az RO esetében. A legkisebb és legnagyobb átlagos relatív hiba rendre a C0-C1 szegmentum FE esetében adódott, amely 12,5%±81,4%, valamint C1-C2 szegmentum LF esetében, amely 77,3%±125,9%. A legkisebb és legnagyobb maximális relatív hiba a C1-C2 szegmentum RO esetében jött létre, amely 58,2%±100,3%, illetve C1-C2 szegmentum LF esetében, amely 156,8%±85,8%.

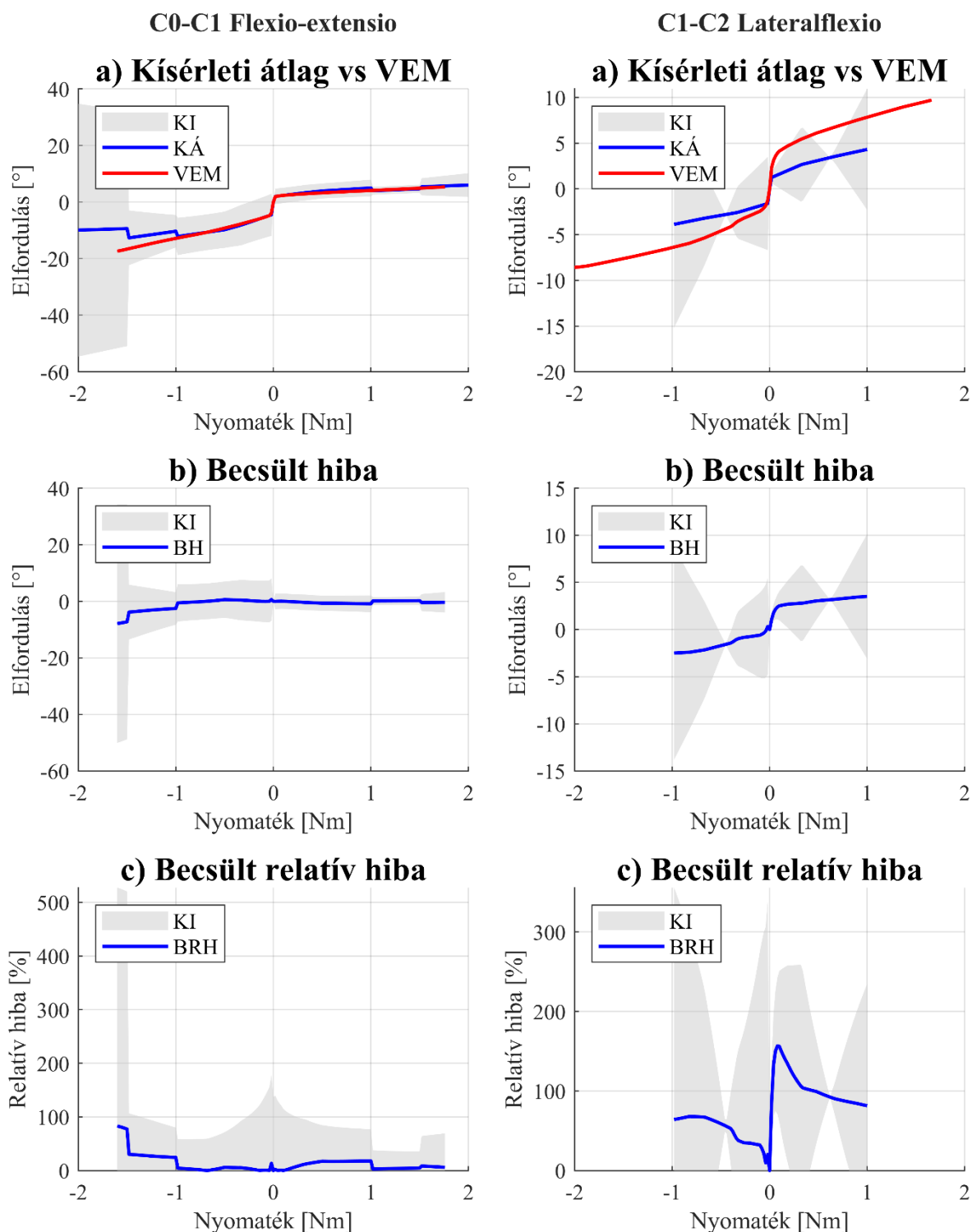
Az eredményekből világosan látszik, hogy a relatív konfidenciaintervallumok jelentősen nagyobbak, mint a hozzájuk tartozó relatív hiba nagysága. A részletesebb eredményekből

látszik (25. ábra, B Függelék), hogy a nulla nyomatékérték környezetében, és az elfordulásnyomaték görbék végpontjainál a legnagyobbak a relatív hibák, illetve a konfidencia intervallumok.



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

## 3.2.2. FOLYTONOS VALIDÁCIÓS METRIKÁK



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

Ebben a pontban azoknak a szegmentumok eredményeit mutatom, amelyeknek a legkisebb (25. ábra, bal oldal) és a legnagyobb (25. ábra, jobb oldal) az átlagos relatív hibája. A kísérleti eredményekhez legjobban a C0-C1 szegmentum illeszkedett FE esetén. Mindkét irányban a

semleges zóna végpontja gyakorlatilag megegyezik a kísérleti eredményekből kapottal. Flexióban szinte teljesen megegyezik a modell válasza a kísérleti átlagokkal. Extenzióban viszont 1 Nm-es nyomatékértéknél a kísérleti átlagokban egyfajta felkeményedés figyelhető meg, míg a modell lineárisan viselkedik. Azonban nemcsak a hiba, hanem a konfidenciaintervallum nagysága is nő 1 Nm után. Ez utóbbihoz hasonló megfigyelés számos másik szegmentumra is igaz.

Ami a legrosszabbul teljesítő esetet illeti, az átlagos relatív hiba nagy része annak tulajdonítható, hogy a semleges zóna egyik végében jelentős a modell és a kísérleti átlag közötti különbség, és aztán a két görbe hasonló érintővel folytatódik. Ugyan a konfidencia intervallumok csak két kísérleti adatsoron alapulnak, a helyzetet mégis javítja, hogy a VEM válasza nagyrészt a konfidencia intervallumokban tartózkodik.

### 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 [90] 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.

Széles körben elfogadott, hogy a nyaki gerinc csigolyáinak mozgása összetett [101]. Ennek ellenére a nyaki gerinc másodlagos mozgásairól még kevesebb kísérleti adat áll rendelkezésre. Legjobb tudomásunk szerint az egyetlen tanulmány, amely nemcsak az elsődleges, hanem a másodlagos mozgásokat is közli mind a 7 nyaki szegmentumra, mind a 3 mozgástípusra, az Panjabi és mtsai [91] munkája. A validáció további pontosítását úgy lehetne elérni, ha nemcsak

az elsődleges, hanem a másodlagos mozgásokra nézve is megtörténne az összehasonlítás. Egyelőre ehhez nem áll rendelkezésre elég adat.

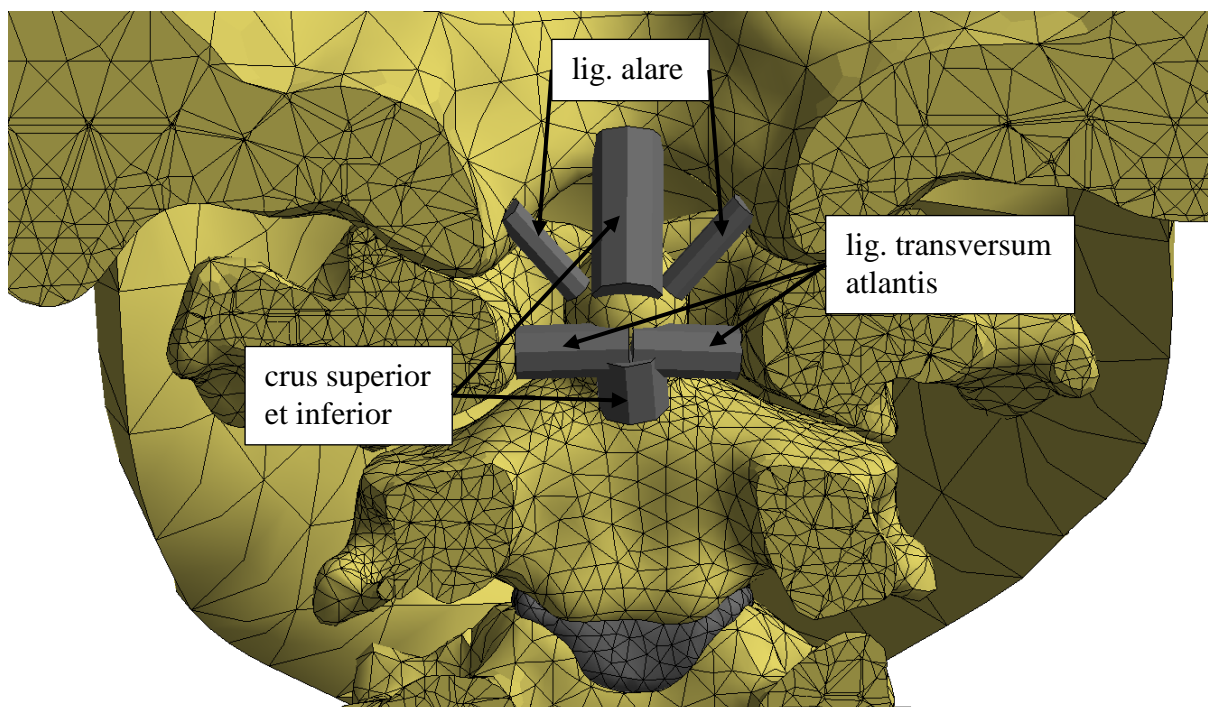
Egy további gyengesége a validációnak az, hogy a kísérleti eredmények kadávérekéből nyert mintán, ráadásul idősebb – akár 60-80 éves – elhunytaktól származnak. Ezzel szemben a validált vége-selemes modell egy 21 éves férfi CT felvételei alapján készült. További gyengesége a validációnak, ami a rendelkezésre állt kísérleti eredményekből következik, az, hogy különböző szerzők különböző végnyomatékokat működtettek a mintákra. Jellemző a 1,5 Nm, de van, aki 1 Nm-t, de van olyan is, aki 2,5 Nm-t alkalmazott. Természetesen, minél nagyobb az alkalmazott nyomaték értéke, annál kevesebb adat áll rendelkezésre, így annál nagyobb is a bizonytalanság a validációban. Ez jól látható a **25. ábra** és a **B Függelék** grafikonjai alapján is. Illetve ez azzal is jár, hogy a globális validációs metrikák értékeihez nagyban hozzájárul a végnyomaték körüli nagyobb bizonytalanság. Emiatt tehát több mérési eredményre van szükség a jobb, biztosabb és átfogóbb validáció érdekében. További hiányosság az, hogy a modell az izmok nélkül került validálásra, hiszen az elérhető mérési eredmények is olyan nyaki gerinc mintához tartoznak, amelyekről az izmokat a kísérlet előtt eltávolították. Nincs elérhető adat, amivel izmokkal együtt lehetne validálni hasonló szempontból a nyaki gerinc numerikus modelleket. A semleges zóna végeihez tartozó elfordulásértékek rendre az  $M=0$  Nm nyomatékértékhez van rendelve.

## 4. DENS TÖRÉS

### 4.1. MÓDSZEREK

#### 4.1.1. SÉRÜLÉSI ÁLLAPOTOK ÉS AZOK JELÖLÉSE

A három vizsgált szalag a modellben: LA, CR és LT (**26. ábra**). A szalagokat vagy teljesen épnek vagy mindkét oldalt szakadtnak tekintetem a vizsgálatokban során, ez kilenc állapotot eredményezett (**6. táblázat**). Mind a kilenc állapotot alávettem flexiónak, extenzióknak, jobbra történő lateralflexiónak és jobbra történő rotációnak, 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.



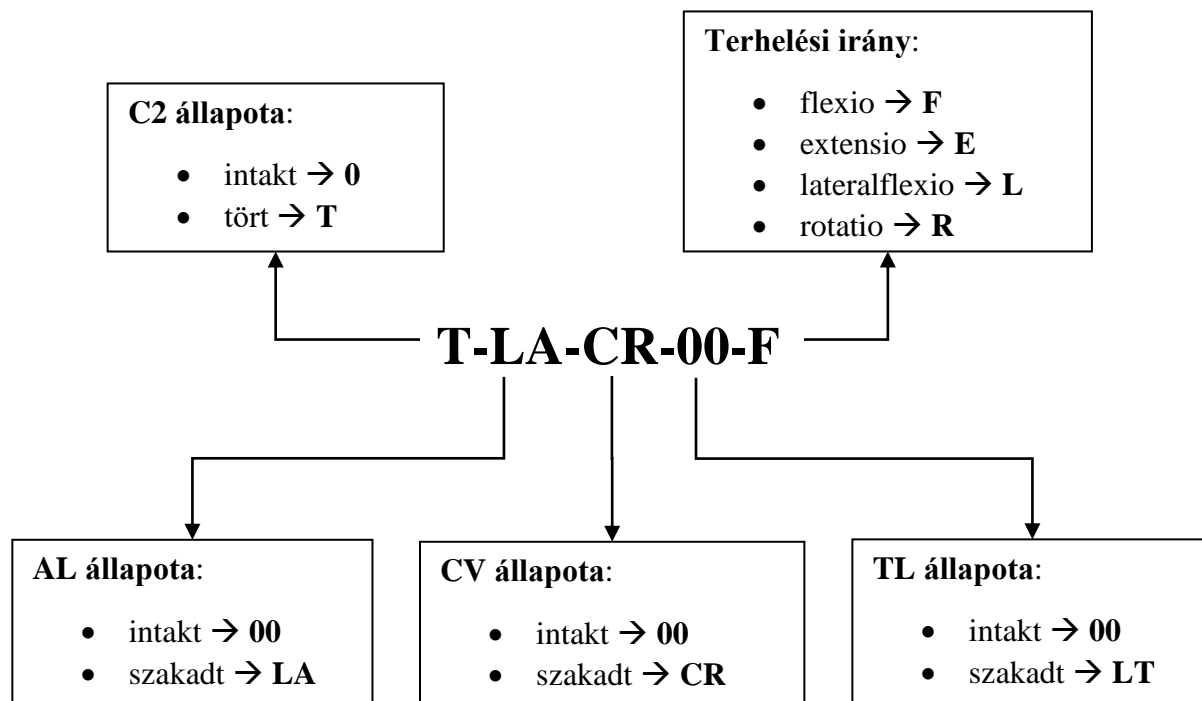
26. ábra. C0-C2 koronális metszete. Csak a denshez tapadó, vizsgált szalagok látszanak.

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

6. 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 (27. ábra)! Ez egy olyan szimulációra utal, amelynél a C2 tört, az LA és a CR szakadt és az LT ép és flexiót hajtunk végre.



27. ábra. A futtatássorozatban alkalmazott jelölésrendszer

#### 4.1.2. SZIMULÁCIÓ BEÁLLÍTÁSAI, PEREMFELTÉTELEK



28. 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 (28. ábra). Egy speciális eset van: T-LA-CR-LT sérülési állapot esetén a letört fognyúlványt is eltávolítottam a modellből, máskülönben a konvergencia hibák elkerülésére olyan jelentős numerikus csillapításra lett volna szükség, ami érdemben befolyásolta volna az eredményeket. További kontaktokat definiáltam a következő struktúrák között: dens és C2 csigolya test, illetve C1-C3 szegmentum posterior elemei között.

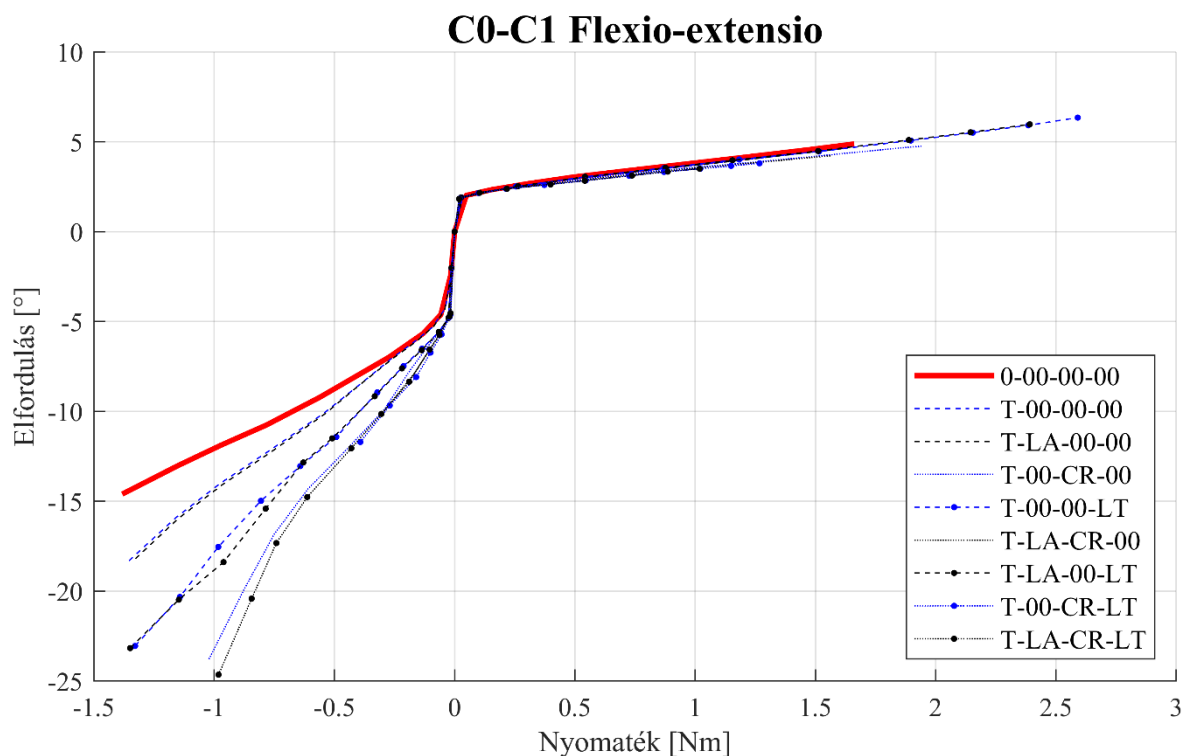
#### 4.1.3. ELFORDULÁS-NYOMATÉK GÖRBÉK

Ahogy korábban említettem, lateralflexiót és a rotációt csak az egyik irányban hajtottam végre sérülési állapotonként. Ahhoz, hogy megkapjuk ezek esetén a teljes elfordulás-nyomaték görbét, az eredményeket középpontosan tükröztem az origóra nézve. A C0-C1 és C1-C2 szegmentumok elfordulás-nyomaték görbéit képeztem az alábbiakban.

## 4.2. EREDMÉNYEK

A T-00-CR-LT-L jelű szimuláció végrehajtása nagy numerikus nehézségekbe ütközött, így azt a futtatást kihagytam az elemzésből.

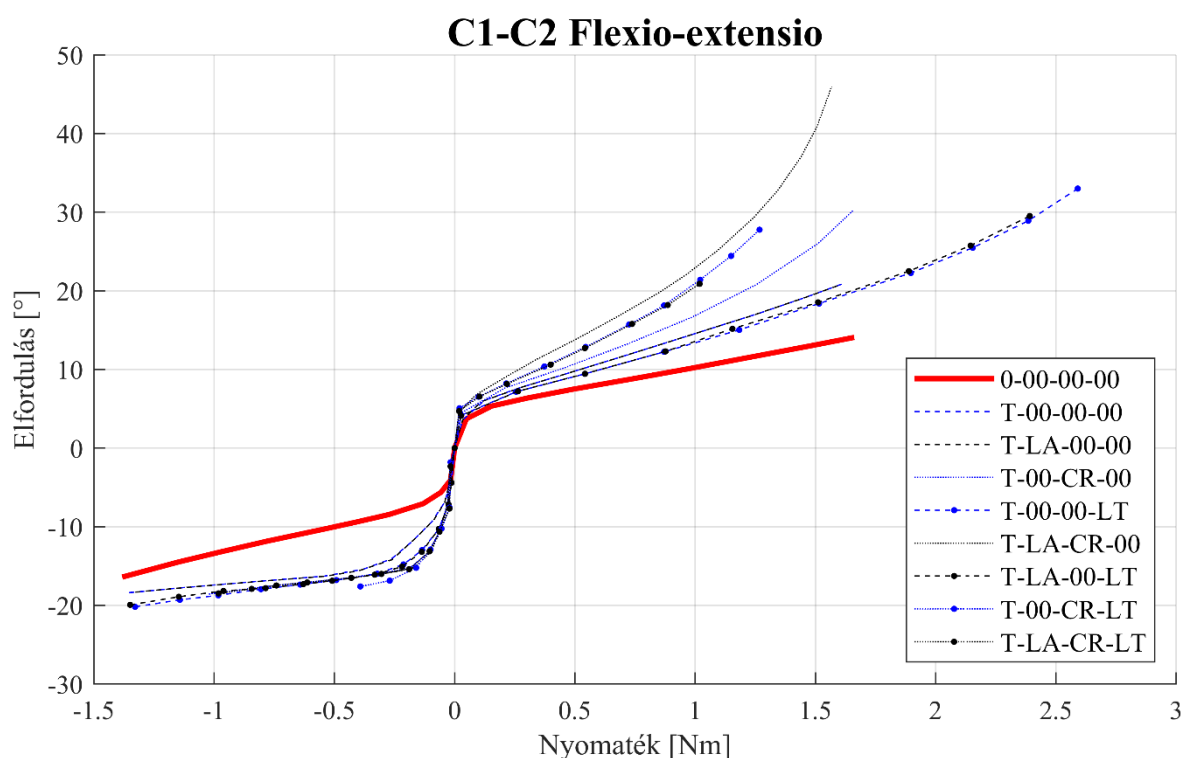
#### 4.2.1. FLEXIO-EXTENSIO



29. ábra. C0-C1 egység elfordulás-nyomaték görbéi flexio-extenzióban

A C0-C1 szegmentum flexiójában (29. ábra) nem látható érdemi különbség az egyes sérülési esetek között. Minden biomechanikai jellemző gyakorlatilag ugyanaz maradt. Azonban extensio esetén egyértelmű eltérések jelentkeznek bizonyos sérülési állapotok között. Páronként rendre növekvő nagyságú RZE volt tapasztalható a következő módon: T-00-00-00 és T-LA-00-00, T-00-00-LT és T-LA-00-LT. A RZE-e következő négy sérülési állapotnak gyakorlatilag azonos mértékben nőtt még tovább: T-00-CR-00, T-LA-CR-00, T-00-CR-LT és T-LA-CR-LT.

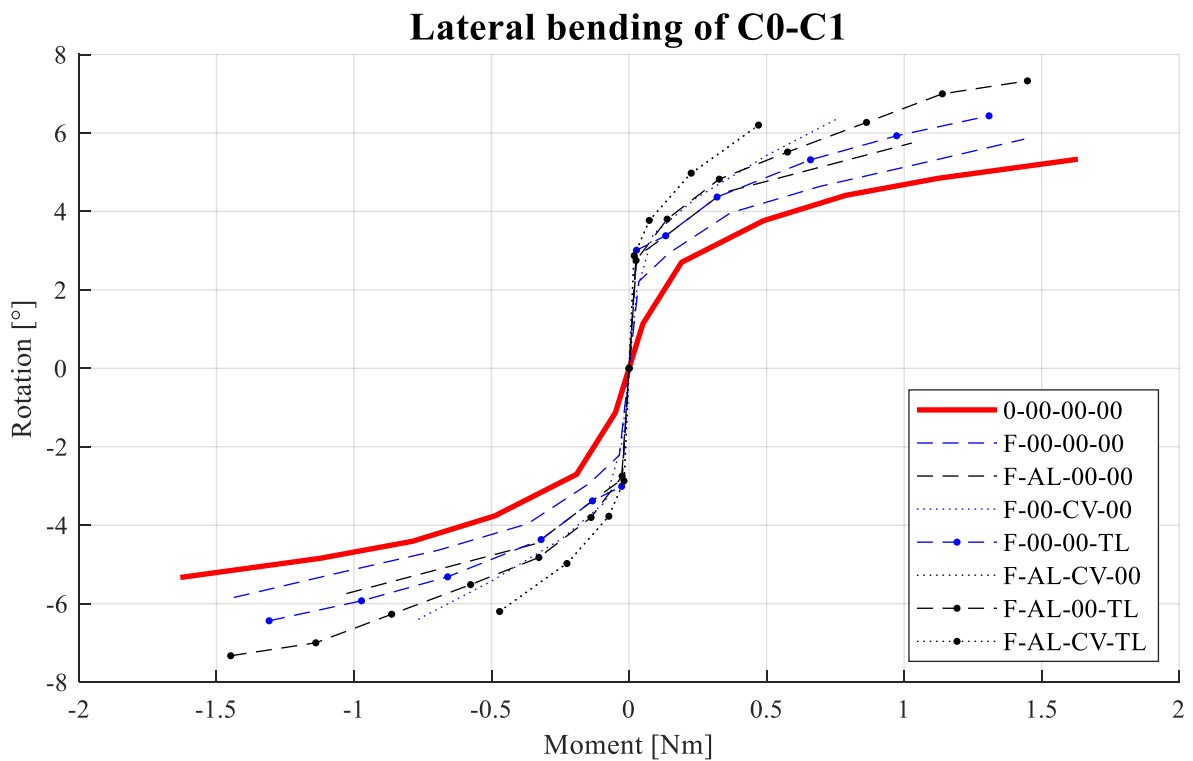
A C1-C2 esete más (30. ábra). Egyértelműen növekedett a SZ mindegyik sérülési esetben. A sérülési esetekhez tartozó görbékben minimális eltérés mutatkozik extensió esetén. Másfelől a sérült esetek a SZ határának elérése után merevebbnek mutatkoznak, mint az intakt. Továbbá, egy számottevő átmeneti tartomány alakult ki a RZ és a SZ között extenzióban. Flexio esetén pedig egy – változó nagyságú, de – folyamatosan növekvő mértékű lágyulás látszik. Ezzel szemben intakt állapot flexióban lineáris viselkedés figyelhető meg. Az T-00-00-00 és T-LA-00-00, T-00-00-LT és T-LA-00-LT, és T-00-CR-LT és T-LA-CR-LT szorosan követik egymást. Megjegyzés: T-LA-CR-LT-ben tapasztalható a legnagyobb RZE.



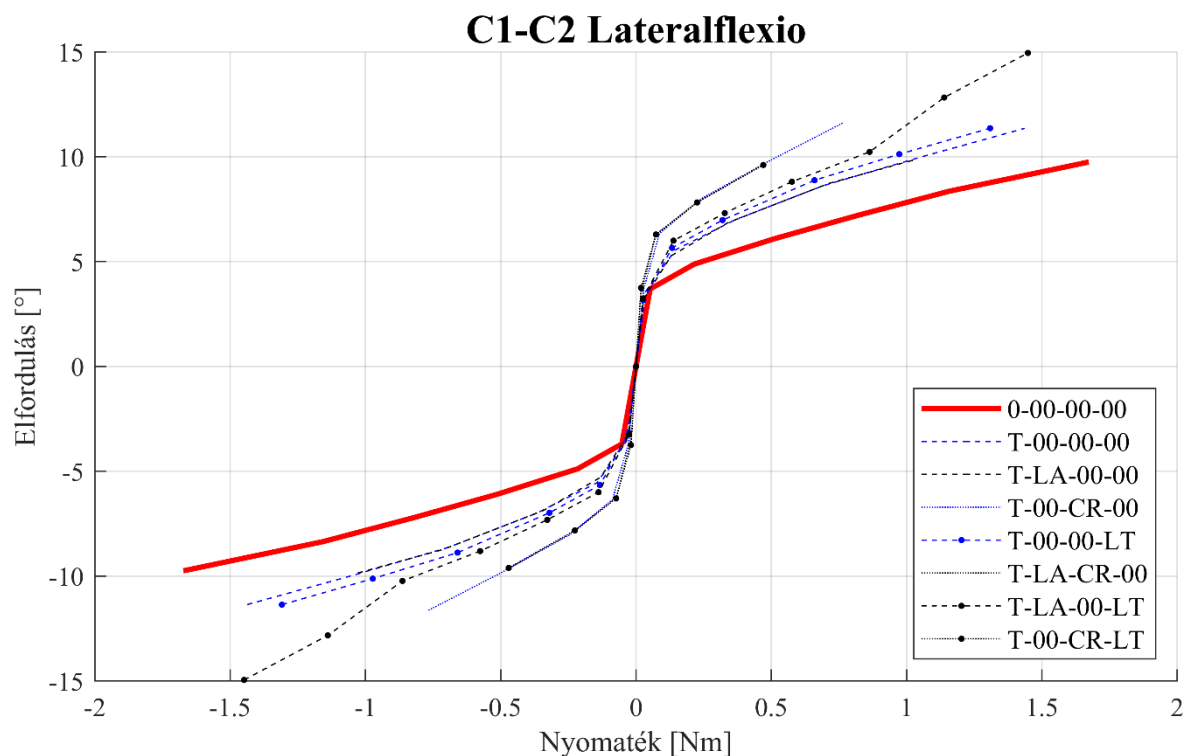
30. ábra. C1-C2 egység elfordulás-nyomaték görbéi flexio-extenzióban

#### 4.2.2. LATERALFLEXIO

Lateralflexio esetén (31. ábra), a C0-C1 SZ növekedése nem jelentős. Ehelyett a SZE nőtt meg nagymértékben a sérülési esetekben. Továbbá, ahogy egyre több és több szalag sérül, úgy növekszik a RZE is. A T-LA-CR-LT eset mutatja a legnagyobb RZE-et.



31. ábra. C0-C1 egység elfordulás-nyomaték görbéi lateralflexióban

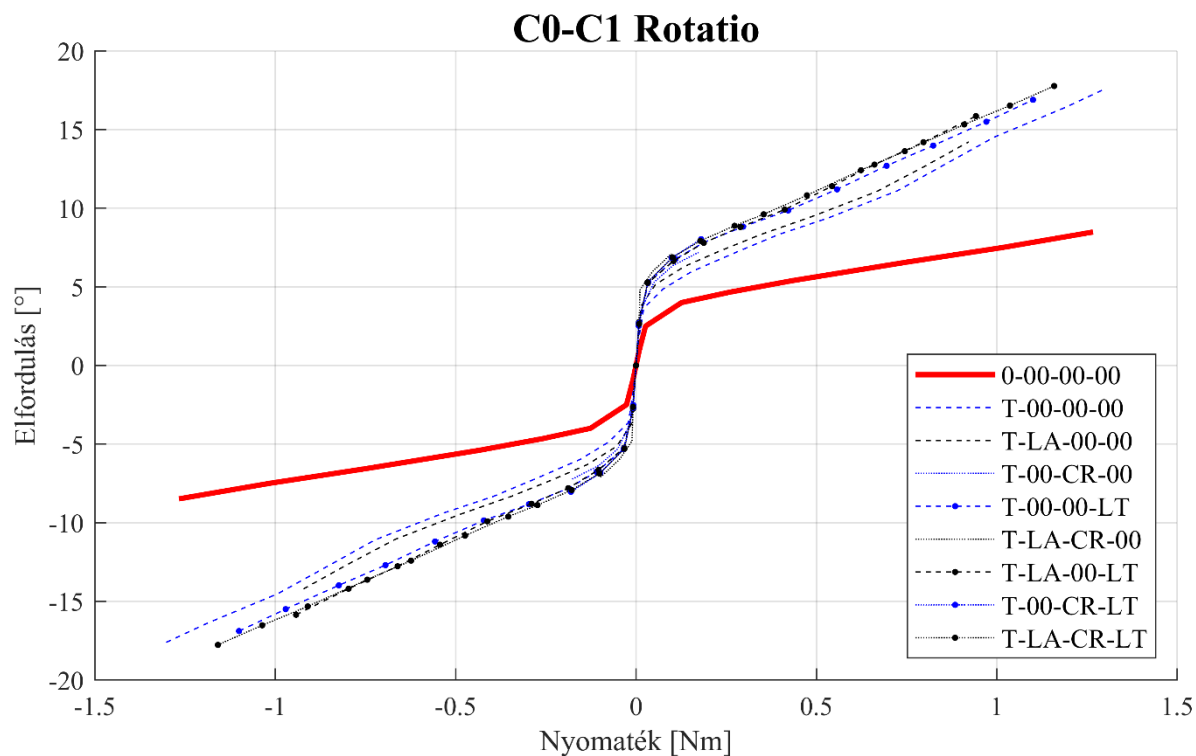


32. ábra. C1-C2 egység elfordulás-nyomaték görbéi lateralflexióban

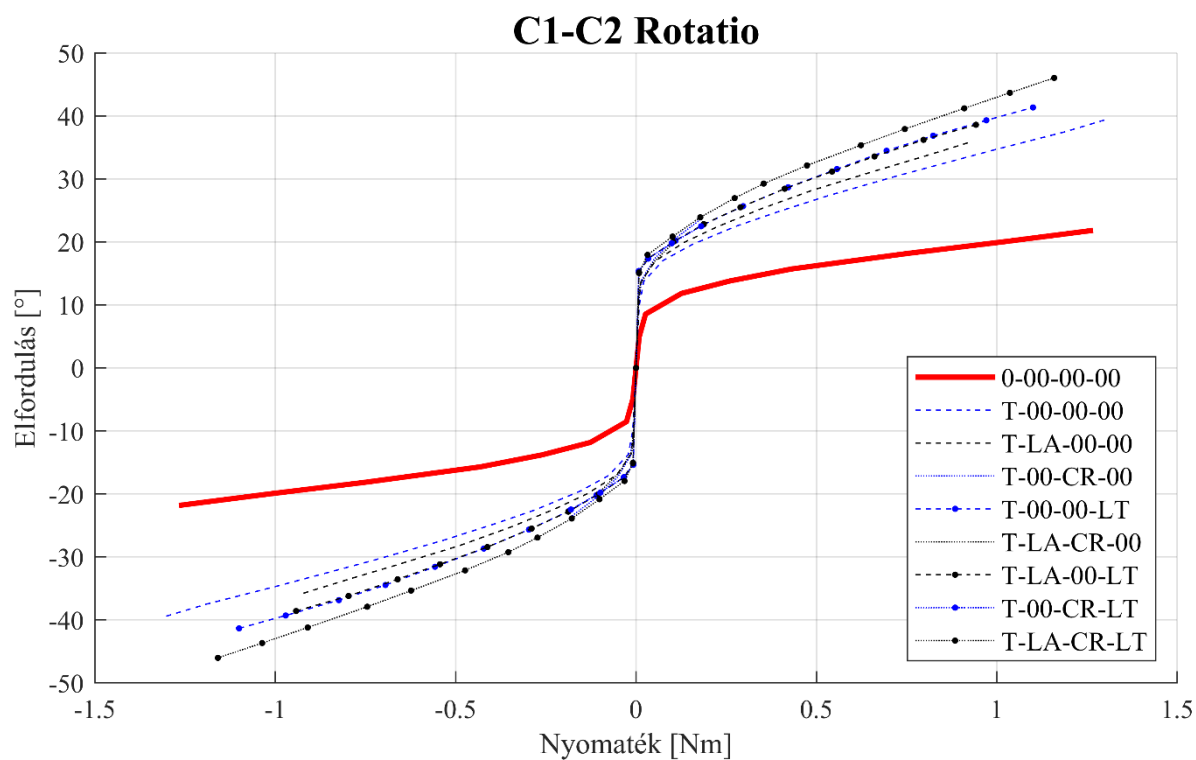
A C1-C2 szegmentum lateralflexiója esetén (32. ábra) a SZ-ban és a SZE-ben bekövetkező a változások nem jelentősek a C0-C1 szegmentumhoz képest. Viszont a CR befolyása figyelemre méltó, amint az az T-00-CR-00, T-LA-CR-00 és az T-LA-CR-LT gyakorlatilag egybeeső görbéin látszik. Egy körülbelül 0,8 Nm-os nyomatékértékig az T-00-

00-LT és az T-LA-00-LT görbái szinte egybeesnek, viszont utána hirtelen megnövekszik az eltérés.

#### 4.2.3. ROTATIO



33. ábra. C0-C1 egység elfordulás-nyomaték görbéi rotációban



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

Mindkét szegmentum rotációja esetén (**33. ábra** és **34. ábra**) a SZ nagyságában egy erőteljes növekedés, illetve egy szinte azonos mértékű RZE-növekedés látható mindegyik sérülési állapotban. Azok a görbék, amelyek a CR vagy az LT szakadásához tartoznak, mutatják a legjelentősebb növekedést a SZ-ban. Eltekintve a T-00-00-00 és T-LA-00-00 sérülési esetektől, az LA szakadásához tartozó görbék nem mutatnak szinte semmilyen különbséget azoktól, amelyeknél az LA ép állapotban van.

### 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 [60,62], DTII önmagában nem feltétlenül okoz jelentős instabilitást. Tekintsük például a flexio-extensio esetét (**29. ábra** és **30. ábra**)! 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 (**31. ábra**) és

rotatioja esetén (33. ábra, 34. 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 [61], 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 [17,102], melyek a szalagok sérülését nem tekintik a DTII kezelésében kritikus tényezőnek.

#### 4.3.3. ERŐSSÉGEK ÉS KORLÁTOK

A jelen vizsgálat fő ereje abban rejlik, hogy egy teljes nyaki gerinc modellt alkalmaztunk az – egyébként más szerzők által gyakran alkalmazott – izolált C0-C2 modell helyett. Továbbá, a jelen vizsgálat több sérülési esetet megvizsgált (9 db) viszonyítva a korábbi tanulmányok 3-6 db sérülési eseteihez. A modell pontosságát javítja az, hogy súrlódásmentes kontaktokat használtunk az ízületi felszínek között ahelyett, hogy hagyományosabbnak mondható kényszereket – például gömbcsuklós kapcsolatot – alkalmaztunk volna, ami korábbi munkákban nem ritka. Ez a modellezés segíti, hogy összetett mozgásokat is követni tudjunk, és így minél valóságghűbben tudjuk vizsgálni a nyaki gerinc mechanikáját.

Mindazonáltal tanulmányunknak vannak korlátai. A legfőbb az, hogy mindössze egyetlen páciens-specifikus számítási modellt alkalmaztunk, és így a természetes anatómiai változatosság eredményekre való hatását nem ismerjük, ami számottevően korlátozza a jelen tanulmány eredményeinek szélesebb körű alkalmazhatóságát. Továbbá az egyoldali szalagszakadást nem vizsgáltam, annak ellenére, hogy feltehetően sokkal gyakoribb, mint a kétoldali. Ezenkívül tekintve, hogy maga a modell enyhén aszimmetrikus, hiszen páciens-specifikus, ezért némi hibát jelent ez az egyszerűsítés, hogy sérülési állapotonként nem mind a 6, hanem csak 4 terhelési módot vizsgáltam.

#### 4.3.4. 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.

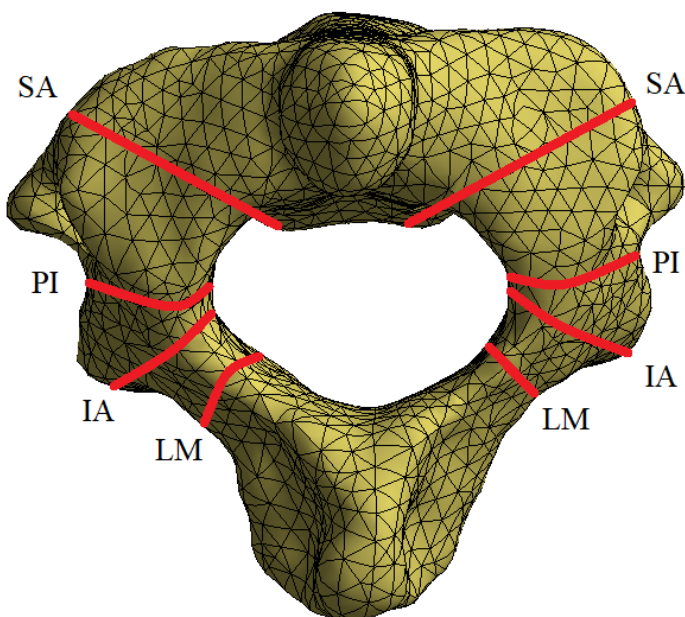


## 5. HANGMAN'S TÖRÉS

### 5.1. MÓDSZEREK

#### 5.1.1. C2 TÖRÉSI FELÜLETEI

Négy törési felületet jelöltem ki a C2 nyakcsigolya mindkét oldalán (35. 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. Ebben a megközelítésben a HTII egy speciális esete az AHT-nek, nevezetesen a PI-PI.



35. ábra. A C2 vége-selemes modelljének felülnézete. A vizsgált törési felületek pirossal jelölve.

#### 5.1.2. A GERINC SZIMULÁLT ÁLLAPOTAI

Megítélésem szerint az összes lehetséges töréskép és terhelési mód kombinációjának vizsgálata nehezen kivitelezhető és felesleges is, emiatt az aszimmetrikus törésképek tükörképeit nem szimuláltam. Például a FI-PI-t lefuttattam, de a PI-FI-t nem. Következésképp ez az egyszerűsítés az intakt eseten kívül 10 törésképet eredményezett (7. táblázat), ami összesen 66 szimuláció elvégzését jelentette, hiszen minden törésképet mind a hat mozgásnak – flexio, extensio, lateralflexio és rotatio mindkét irányban – alávetttem.

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

7. táblázat. A C2 vizsgált állapotai és azonosítók

### 5.1.3. SZIMULÁCIÓ BEÁLLÍTÁSAI, PEREMFELTÉTELEK

Minden sík törésfelületet manuálisan hoztam létre a C2 geometriai modelljének feldarabolásával, így nyolc különálló rész jött létre (35. ábra). Kontaktelemeket használtam, hogy az adott törésképnek megfelelő mechanikai viselkedést elérjem.

### 5.1.4. RELATÍV ELFORDULÁS-VÁLTOZÁS

A különböző törési felületek által okozott instabilitás mértékének vizsgálatához először a *relatív elfordulásváltozást* ( $\Delta\theta_{rel}$ ) szükséges definiálni:

$$\Delta\theta_{rel} = \frac{\theta - \theta_0}{\theta_0} \quad (16)$$

A (16) egyenletben,  $\theta$  és  $\theta_0$  jelöli egy adott szegmentum a csigolyaközi elfordulásait egy adott terhelési módban adott nyomatéknál rendre egy tört és az intakt modell esetén. Érdemes megjegyezni, hogy a szimulációkat eltérő végnyomaték értékekig végeztem, ami szükségessé tette a végnyomatékok minimumának meghatározását terhelési módonként mind a 11 gerincállapotban (7. táblázat). Ezután a  $\Delta\theta_{rel}$  értékeket e közös végnyomaték-minimumok alapján határoztam meg. Az *átlagos relatív elfordulás-változást* ( $\mu$ ) ezután a következőképpen határoztam meg:

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n \Delta\theta_{rel,i} \quad (17)$$

A (17) egyenletben a  $\mu$  értékei egy egyszerű számtani átlagként adódnak, ahol  $n$  jelöli az összes olyan szimuláció számát, amiben ugyanaz az adott törési felület van, és ugyanannak a terhelési módnak van alávetve. Érdemes megjegyezni, hogy az  $n$  minden esetben 4 volt (7.

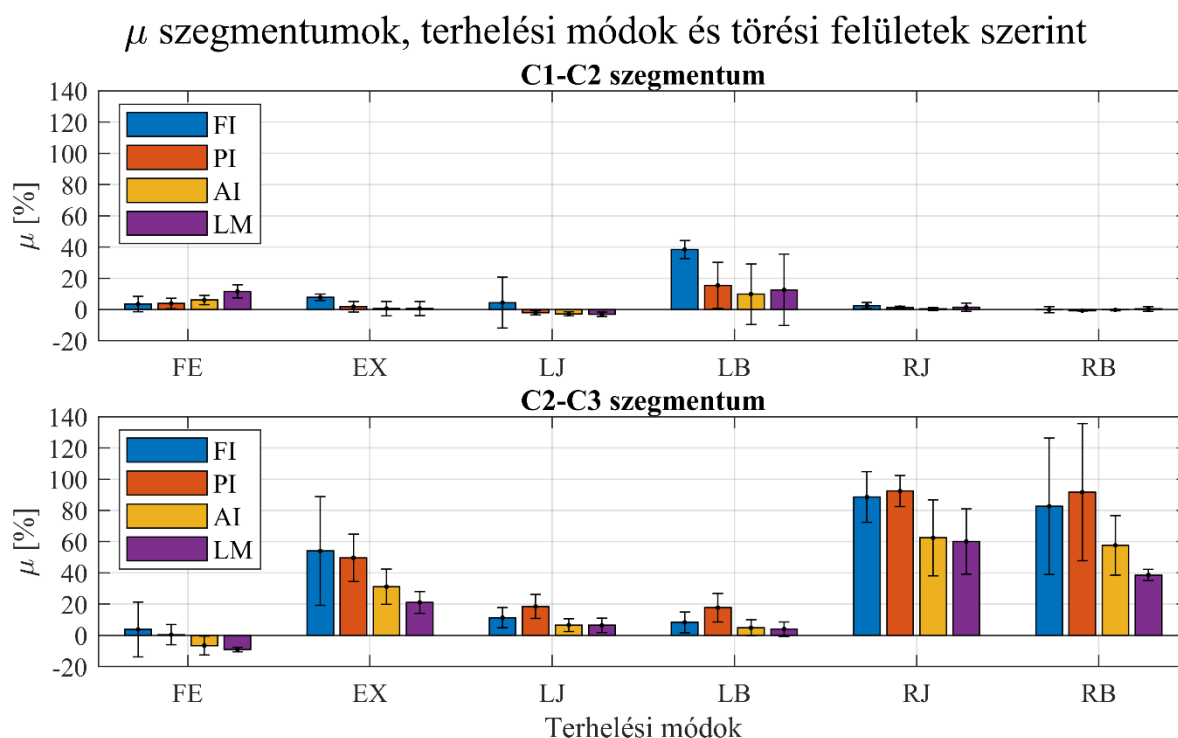
**táblázat).** A relatív elfordulásváltozás szórása (18) megmutatja, hogy egy adott törésvonal mennyire változatos hatással van a gerinc stabilitására:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (\Delta\theta_{rel,i} - \mu)^2} \quad (18)$$

A  $\mu$ -höz hasonlóan, minden  $\sigma$  érték is egy adott törési felülethez és adott terhelési módhoz tartozik. Egy adott törésvonal esetében a viszonylag kis  $\sigma$  azt jelzi, hogy az adott törésvonal befolyásolja leginkább a  $\mu$ -t, függetlenül a másik törésvonal helyzetétől. Ezzel szemben a nagy  $\sigma$  arra utal, hogy a másik törésvonal elhelyezkedése jelentősen befolyásolja a  $\mu$ -t.

## 5.2. EREDMÉNYEK

### 5.2.1. ÁTLAGOS RELATÍV ELFORDULÁS-VÁLTOZÁS



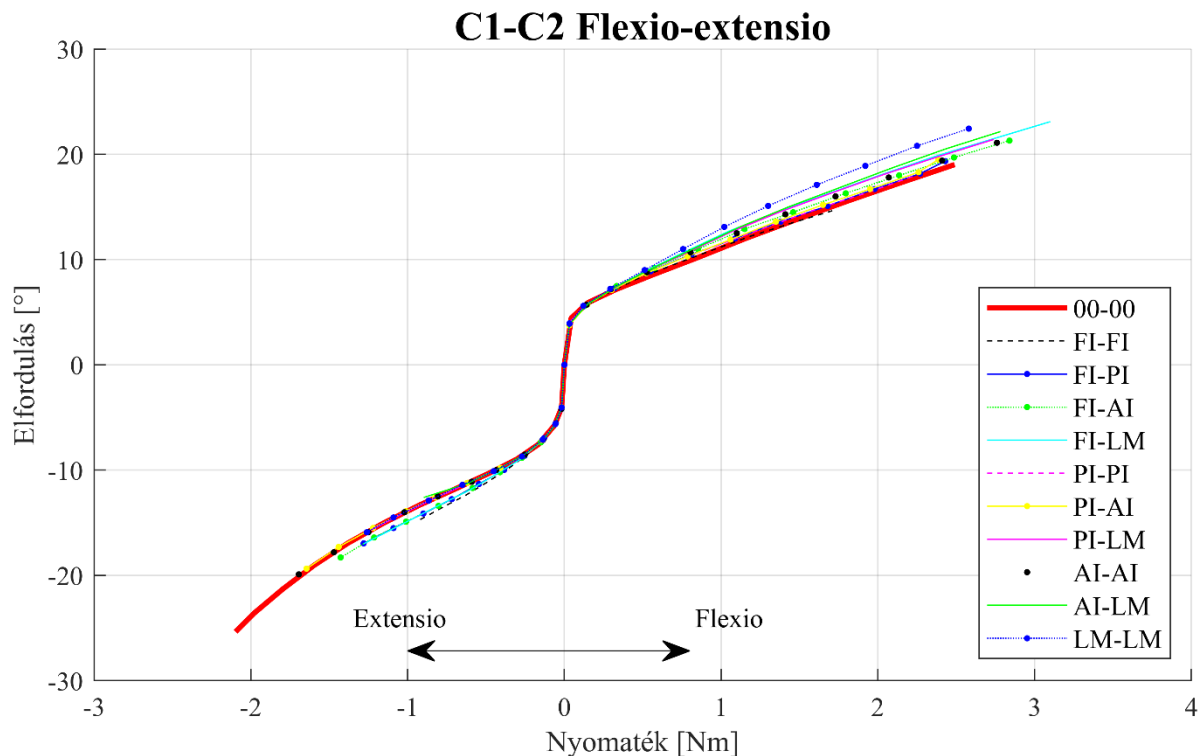
36. ábra. Átlagos relatív elfordulás-változás (oszlopok) és a hozzájuk tartozó szórás (hibasávok)

Az LB kivételével a C1-C2 szegmentum  $\mu$  értékei minimális növekedést mutattak (36. ábra). Bár a  $\mu$  közel nulla volt LJ-ben, a  $\sigma$  viszonylag nagy, ami a kiugró FI-FI elfordulásértékeivel magyarázható (39. ábra).

A C2-C3 szegmentumban az FL, LJ és LB esetében csak kisebb hatások figyelhetők meg. Érdekes módon flexióban negatív  $\mu$  értékeket is kaptunk, ami látszólag azt jelzi, hogy az AI-on és LM-án áthaladó törések miatt a C2-C3 szegmentum merevebbé vált az intakt állapothoz

képest. Extenzióban a C2-C3-at mérsékelten befolyásolta a törés, az FI és a PI törések járultak hozzá a legjelentősebb instabilitáshoz. Lateralflexióban a PI okozta a legjelentősebb instabilitást, míg a rotációt drasztikusan befolyásolták a törések, ahol a PI okozta a legnagyobb instabilitást, amelyet szorosan követett a FI.

### 5.2.2. ELFORDULÁS-NYOMATÉK JELLEMZŐK



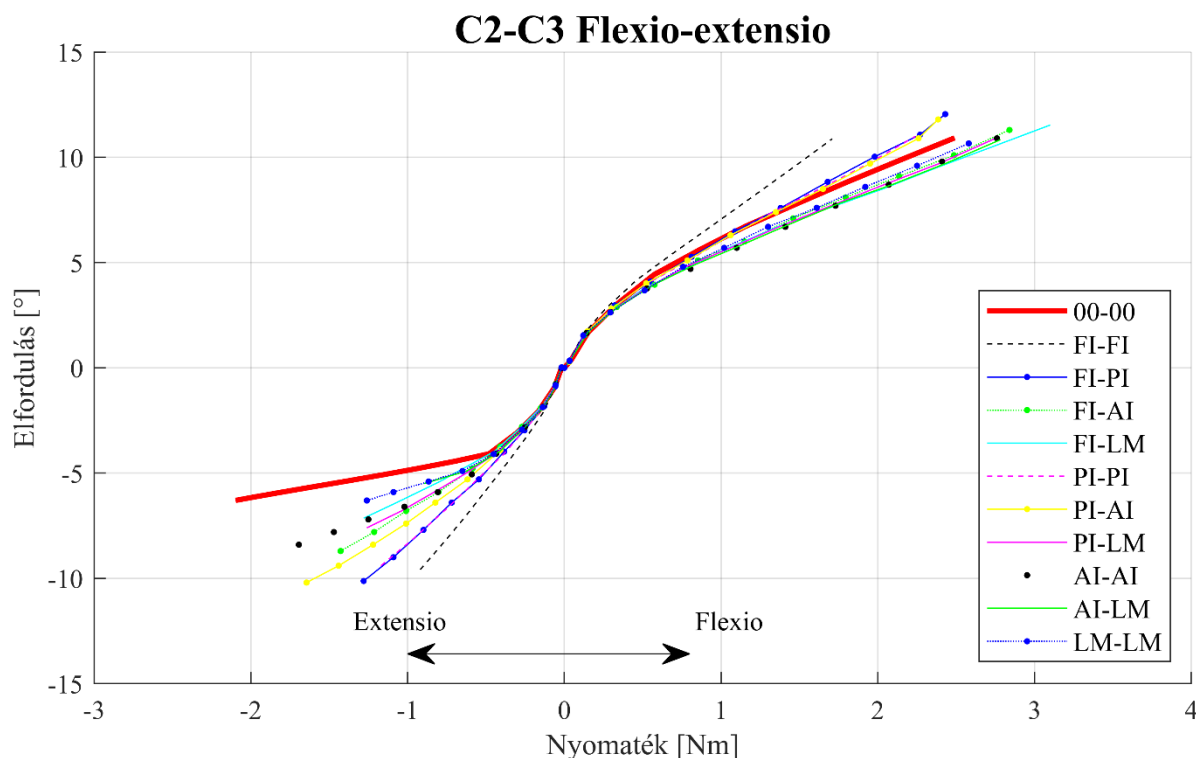
37. ábra. C1-C2 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi flexióban

Az axis gyűrű törése a C1-C2 szegmentum flexio-extenziójában csak mérsékelt változásokat okozott (37. ábra). Flexióban az LM-LM töréskép esetén lépett fel a legnagyobb növekedés az elfordulásban. Bár az SZ változatlan maradt, enyhe RZE-növekedés következett be.

Ezzel szemben a C2-C3 szegmentum esetében a helyzet jelentősen eltér (38. ábra). A maximális elfordulás-növekedés a FI-FI esetében volt megfigyelhető. Flexióban az FI-PI, a PI-PI és a PI-AI valamivel nagyobb elforduláshoz vezetett, mint az intakt eset. Az LM-LM, FI-AI, AI-AI, PI-LM, AI-LM és FI-LM alkotta másik csoportban az elfordulás enyhén csökkent az intakt esethez képest. A semleges zóna és a lineáris zóna flexióban nagyrészt változatlan maradt.

Extenzióban a RZE a legtöbb töréskép esetén jelentősen nagyobb, mint az intakt esetben. A C2-C3 elfordulás-nyomaték görbéit vizsgálva, az ép esetben a C2 és a C3 ízületi felszínei közötti érintkezés miatt töréspont látható. Mindazonáltal ez a töréspont a legtöbb töréskép

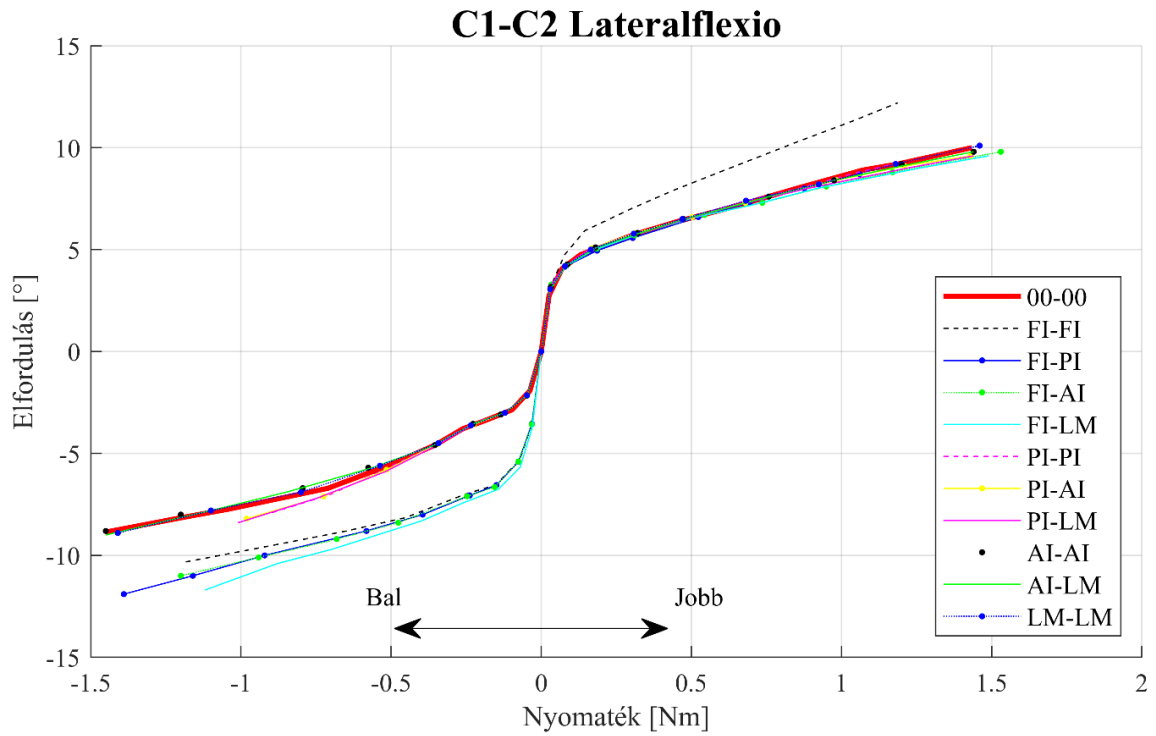
esetén jellemzően hiányzik, és az RZE extenzióban annál nagyobb, minél inkább anterior irányban helyezkednek el a törési felületek.



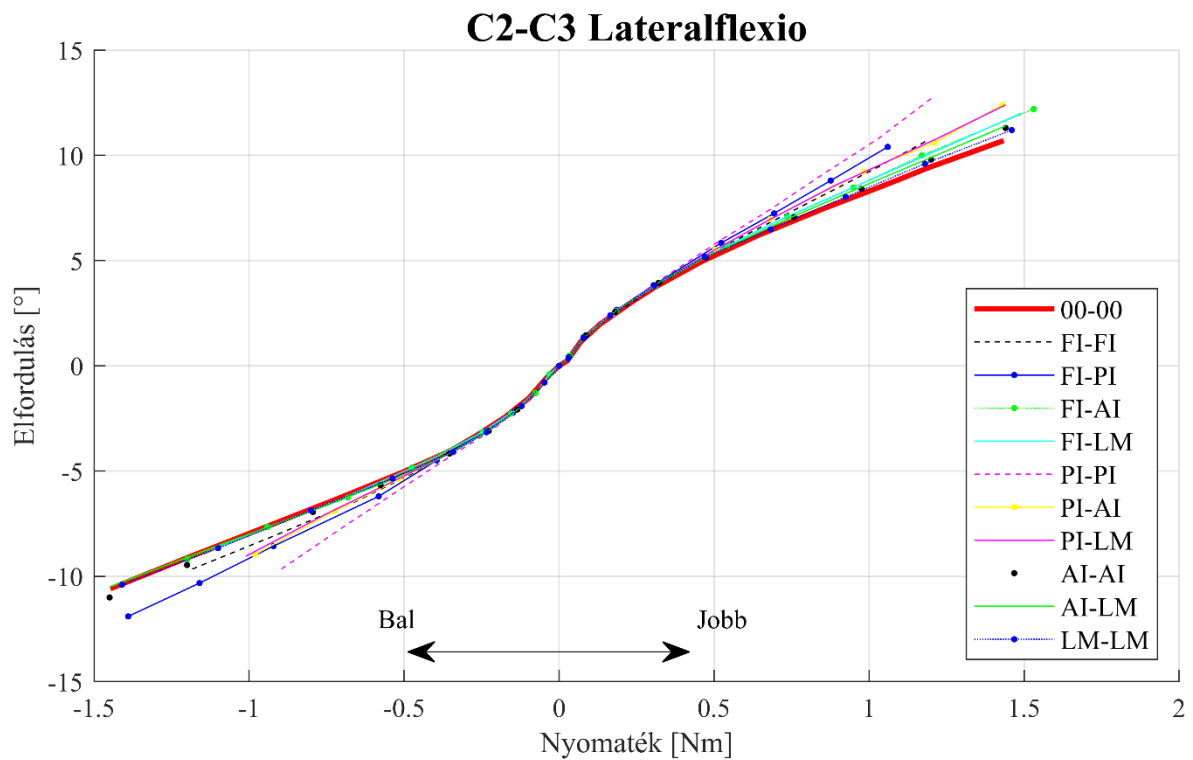
38. ábra. C2-C3 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi flexióban

Lateralflexióban a C1-C2 szegmentum esetén a legtöbb törés kicsi vagy elhanyagolható elfordulás-növekedéshez vezetett (39. ábra). A FI-t érintő valamennyi töréskép esetén jelentősen nőtt az elfordulás LB-ben. Érdeemes megjegyezni, hogy csak az FI-FI okozott mindkét oldalon jelentős instabilitást. Az instabilitás szintje a következő sorrendben növekedett: FI-FI, FI-PI, FI-AI, és FI-LM, ami azt jelzi, hogy a törési felület hátsó elhelyezkedése fokozott instabilitáshoz vezetett. A SZ az említett esetekben jelentősen megnőtt, míg a RZE gyakorlatilag változatlan maradt minden törésmintázat esetén.

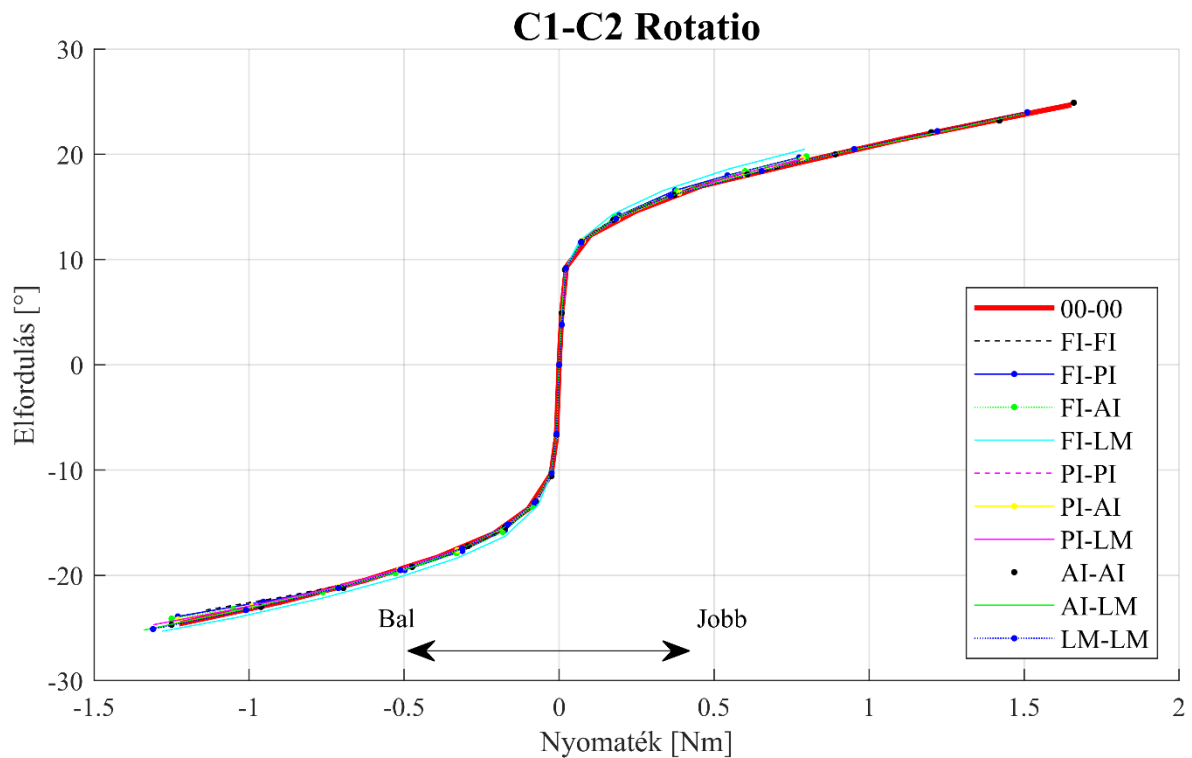
A C2-C3 lateralflexiója esetén (40. ábra) a törések által okozott elfordulási növekmények lényegesen kisebbek. A PI-PI töréskép eredményezte a legjelentősebb elfordulási növekményt, a leginstabilabb öt töréskép mindegyike PI törését is tartalmazta, míg az utolsó hat nem. Minél hátrább volt a törési felület, annál kisebb instabilitást okozott. Nem különíthető el a SZ, és a RZE is csak minimálisan növekedett.



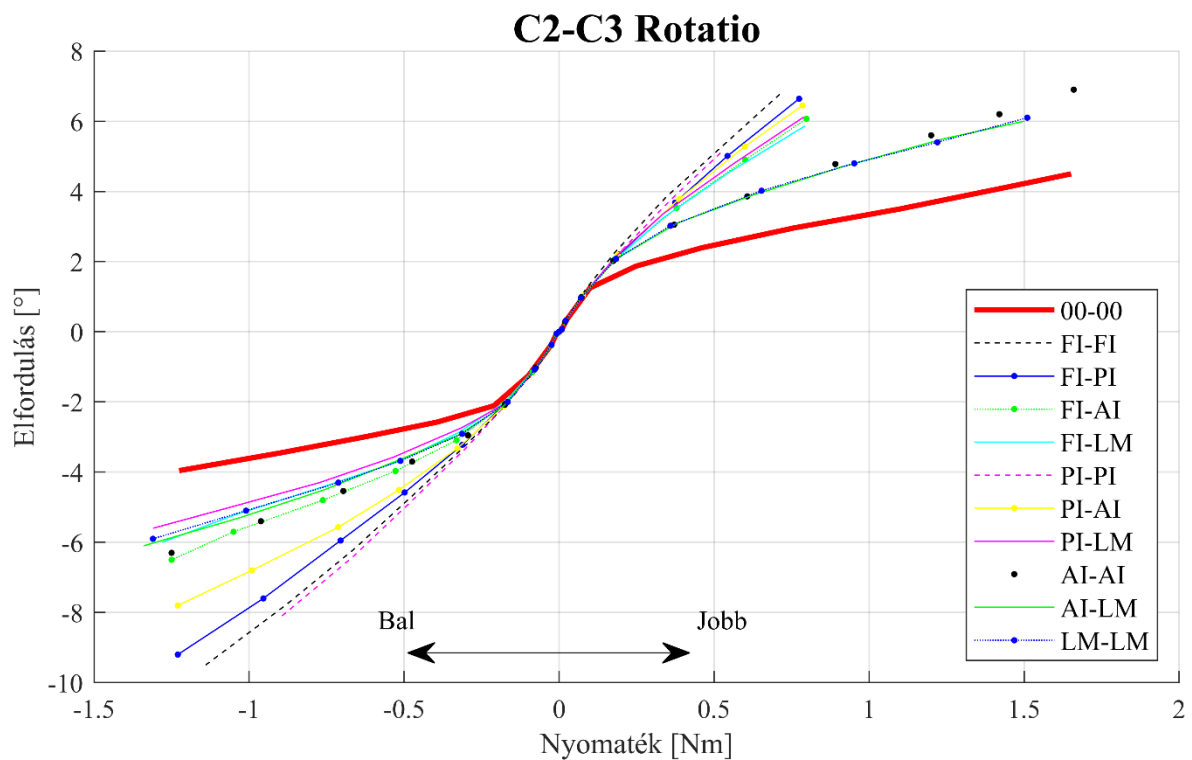
39. ábra. C1-C2 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi lateralflexióban



40. ábra. C2-C3 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi lateralflexióban



41. ábra. C1-C2 szegmentum elfordulás-nyomaték görbéi axiális rotációban



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

A C1-C2 rotációját tekintve (41. ábra) az elfordulás-nyomaték görbékben csupán elhanyagolható változások következtek be. A C2-C3 szegmentum mechanikai viselkedésére (42. ábra) azonban a törések drasztikus befolyással bírtak az alábbiak szerint.

Az ép eset rotációjához tartozó görbe megközelítőleg három lineáris szakaszból áll. A SZ-t a két RZ-től elválasztó két töréspont akkor jelentkezik, amikor az axis csigolya alsó ízületi felszíne érintkezik a C3 felső ízületi felszínével. Értelemszerűen mindig a rotációval ellentétes oldalon történik az érintkezés. AJ esetében minden olyan törésképben, ahol a törésvonal az AI-hoz képest anteriorabban helyezkedik el (azaz FI-FI, FI-PI, FI-AI, FI-LM, PI-PI, PI-AI, és PI-LM), a töréspont eltűnik. Azokban az esetekben, ahol az AI vagy LM a bal oldalon tört el (azaz IA-IA, IA-LM, LM-LM), a töréspont egy átmeneti zónává szélesül. Az AB nem ilyen egyértelmű. Ennek ellenére az AJ-hoz hasonló tendencia figyelhető meg: azok a törésképek tűnnek a leginstabilabbnak, amelyek van olyan törési felülete a jobb oldalon, amely anteriorabban helyezkedik el, mint az AI. A SZ-k gyakorlatilag minden esetben változatlanok maradtak, de a RZE néhány esetben drasztikusan megnőtt.

### 5.3. DISZKUSSZIÓ

A fentiekben az AHT mélyreható biomechanikai elemzését végeztem el egy validált emberi nyaki gerinc vége-seleemes modelljének felhasználásával. A tanulmány célja az volt, hogy megvilágítsa a különböző törési felületek hatását a felső nyaki gerinc biomechanikai válaszára.

#### 5.3.1. A SÉRÜLT SZEGMENSEK LÁTSZÓLAGOS MEREVSÉG-NÖVEKEDÉSE

Bizonyos esetekben a törésképek elfordulás-nyomaték görbéi az intaktnál kisebb elfordulásértékeket mutattak, ami félrevezető módon a sérült eset megnövekedett merevségére utal. Ez a látszólagos ellentmondás annak tulajdonítható, hogy a csigolyák elfordulásait a csigolyatestek elfordulásaként értelmeztük, és akként mértük. Egyes törésképeknél a flexió a C2 csigolyatest elfordulása és a letört C2 gyűrűdarab eltolódása révén jött létre. Következésképp az axis test kisebb mértékű elforduláson esett át, hogy ugyanakkora koponya elfordulás jöhessen létre, ami az interszegmentális merevség látszólagos növekedését eredményezte.

#### 5.3.2. 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 emlétetet [103,104], 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 miért 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 törésképek 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 törnek, a töréspont átmeneti zónává válik, ami azt jelenti, hogy némi erőátvitel történik, de még mindig jelentősen akadályozott. Az a megfigyelés, hogy azok törésképek a leginstabillibbak, 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.

### 5.3.3. ERŐSSÉGEK ÉS KORLÁTOK

A tanulmány részletes elemzést nyújt az axis csigolya fő anatómiai struktúráinak töréséről és azok biomechanikai hatásáról. Validált modellt használtam. A teljes nyaki gerincet bevontam a vizsgálatba.

Ez a tanulmány kétoldali sík törési felületeket használt, míg az idegsebészi gyakorlatban változatosabb és potenciálisan instabiliabb törési felületek figyelhetők meg. Vizsgálat nem vette figyelembe a porckorong- és szalagszakadásokat sem, amelyek klinikailag szintén nagy jelentőséggel bírnak. Ezenkívül az eredmények egy páciens-specifikus modellen alapulnak, elhanyagolva az anatómiai változatosságot, amely befolyásolhatja az eredményeket.

### 5.3.4. 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 vége-seleemes 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." (Bírálat alatt)

## 7. HIVATKOZÁSOK

- [1] Betts, J. G., Desaix, P., Johnson, E., Johnson, J. E., Korol, O., Kruse, D., Poe, B., Wise, J. A., Womble, M., and Young, K. A., 2013, *Anatomy & Physiology*, Rice University, Texas. [Online]. Available: <https://openstax.org/details/anatomy-and-physiology/>.
- [2] Lascurain-Aguirrebeña, I., Newham, D. J., Casado-Zumeta, X., Lertxundi, A., and Critchley, D. J., 2018, “Immediate Effects of Cervical Mobilisations on Global Perceived Effect, Movement Associated Pain and Neck Kinematics in Patients with Non-Specific Neck Pain. A Double Blind Placebo Randomised Controlled Trial,” *Musculoskelet. Sci. Pract.*, **38**, pp. 83–90. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2018.10.003>.
- [3] Drake, R. L., Vogl, A. W., and Mitchell, A. W., 2019, *Gray’s Anatomy for Students*, Elsevier, Philadelphia, MO.
- [4] Ombregt, L., 2013, “Applied Anatomy of the Cervical Spine,” *A System of Orthopaedic Medicine*, Elsevier, pp. e1–e12. <https://doi.org/10.1016/B978-0-7020-3145-8.00060-0>.
- [5] Milby, A. H., Halpern, C. H., Guo, W., and Stein, S. C., 2008, “Prevalence of Cervical Spinal Injury in Trauma,” *Neurosurg. Focus*, **25**(5), p. E10. <https://doi.org/10.3171/FOC.2008.25.11.E10>.
- [6] 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>.
- [7] Kumar, R., Lim, J., Mekary, R. A., Rattani, A., Dewan, M. C., Sharif, S. Y., Osorio-Fonseca, E., and Park, K. B., 2018, “Traumatic Spinal Injury: Global Epidemiology and Worldwide Volume,” *World Neurosurg.*, **113**, pp. e345–e363. <https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.02.033>.
- [8] Kang, Y., Ding, H., Zhou, H., Wei, Z., Liu, L., Pan, D., and Feng, S., 2017, “Epidemiology of Worldwide Spinal Cord Injury: A Literature Review,” *J. Neurorestoratology*, **6**, pp. 1–9. <https://doi.org/10.2147/JN.S143236>.
- [9] Global Burden of Disease Collaborative Network, 2024, “Global Burden of Disease Study 2021 (GBD 2021) Burden and Strength of Evidence by Risk Factor 1990-2021.”
- [10] 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>.
- [11] 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>.
- [12] 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>.
- [13] 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>.
- [14] 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>.
- [15] 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>.
- [16] 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>.
- [17] 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>.
- [18] 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>.
- [19] 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>.
- [20] 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>.
- [21] 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>.
- [22] 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>.
- [23] 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>.
- [24] 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>.
- [25] 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>.
- [26] 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>.

- [27] 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>.
- [28] 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>.
- [29] 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>.
- [30] 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>.
- [31] 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>.
- [32] 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>.
- [33] 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>.
- [34] 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).
- [35] 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>.
- [36] 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>.
- [37] 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>.
- [38] 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>.
- [39] 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>.
- [40] 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).
- [41] 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>.
- [42] 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).



- [43] 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>.
- [44] 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>.
- [45] 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>.
- [46] 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>.
- [47] 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>.
- [48] 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>.
- [49] 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>.
- [50] 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>.
- [51] 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>.
- [52] Saito, T., Yamamuro, T., Shikata, J., Oka, M., and Tsutsumi, S., 1991, “Analysis and Prevention of Spinal Column Deformity Following Cervical Laminectomy I: Pathogenetic Analysis of Postlaminectomy Deformities,” *Spine*, **16**(5), pp. 494–502. <https://doi.org/10.1097/00007632-199105000-00002>.
- [53] Bozic, K. J., Keyak, J. H., Skinner, H. B., Bueff, U. H., and Bradford, D. S., 1994, “Three-Dimensional Finite Element Modeling of a Cervical Vertebra: An Investigation of Burst Fracture Mechanism,” *J. Spinal Disord.*, **7**(2), pp. 102–110. <https://doi.org/10.1097/00002517-199407020-00002>.
- [54] Teo, E. C., Paul, J. P., and Evans, J. H., 1994, “Finite Element Stress Analysis of a Cadaver Second Cervical Vertebra,” *Med. Biol. Eng. Comput.*, **32**(2), pp. 236–238.
- [55] Yoganandan, N., Kumaresan, S. C., Voo, L., Pintar, F. A., and Larson, S. J., 1996, “Finite Element Modeling of the C4–C6 Cervical Spine Unit,” *Med. Eng. Phys.*, **18**(7), pp. 569–574. [https://doi.org/10.1016/1350-4533\(96\)00013-6](https://doi.org/10.1016/1350-4533(96)00013-6).
- [56] Yoganandan, N., Kumaresan, S., Voo, L., and Pintar, F. A., 1997, “Finite Element Model of the Human Lower Cervical Spine: Parametric Analysis of the C4-C6 Unit,” *J. Biomech. Eng.*, **119**(1), pp. 87–92. <https://doi.org/10.1115/1.2796070>.
- [57] Brolin, K., and Halldin, P., 2004, “Development of a Finite Element Model of the Upper Cervical Spine and a Parameter Study of Ligament Characteristics,” *Spine Phila Pa* 1976, **29**(4), pp. 376–385. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000090820.99182.2d>.
- [58] Phuntsok, R., Ellis, B. J., Herron, M. R., Provost, C. W., Dailey, A. T., and Brockmeyer, D. L., 2019, “The Occipitoatlantal Capsular Ligaments Are the Primary Stabilizers of the Occipitoatlantal Joint in the Craniocervical Junction: A Finite

- Element Analysis,” *J. Neurosurg. Spine*, **30**(5), pp. 593–601.  
<https://doi.org/10.3171/2018.10.SPINE181102>.
- [59] Phuntsok, R., Provost, C. W., Dailey, A. T., Brockmeyer, D. L., and Ellis, B. J., 2019, “The Atlantoaxial Capsular Ligaments and Transverse Ligament Are the Primary Stabilizers of the Atlantoaxial Joint in the Craniocervical Junction: A Finite Element Analysis,” *J. Neurosurg. Spine*, **31**(4), pp. 501–507.  
<https://doi.org/10.3171/2019.4.SPINE181488>.
- [60] 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>.
- [61] 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>.
- [62] 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>.
- [63] Panjabi, M. M., Oxland, T. R., and Parks, E. H., 1991, “Quantitative Anatomy of Cervical Spine Ligaments. Part I. Upper Cervical Spine,” *J. Spinal Disord.*, **4**(3), pp. 270–276.
- [64] Tubbs, R. S., Hallock, J. D., Radcliff, V., Naftel, R. P., Mortazavi, M., Shoja, M. M., Loukas, M., and Cohen-Gadol, A. A., 2011, “Ligaments of the Craniocervical Junction,” *J. Neurosurg. Spine*, **14**(6), pp. 697–709.  
<https://doi.org/10.3171/2011.1.SPINE10612>.
- [65] Radcliff, K. E., Hussain, M. M., Moldavsky, M., Klocke, N., Vaccaro, A. R., Albert, T. J., Khalil, S., and Bucklen, B., 2015, “In Vitro Biomechanics of the Craniocervical Junction—a Sequential Sectioning of Its Stabilizing Structures,” *Spine J.*, **15**(7), pp. 1618–1628. <https://doi.org/10.1016/j.spinee.2015.02.004>.
- [66] Cai, X., Wang, W., and Wang, Z., 2014, “The biomechanical study of different kinds of anterior internal fixation for the transverse fracture associated with Hangman’s fractures of the axis: a finite-element analysis,” *Chin. J. Spine Spinal Cord*, **24**(3), pp. 257–265.
- [67] Liu, H.-B., Lei, J.-Y., Zhang, B.-C., Li, Z.-Q., Cai, X.-H., and Wang, Z., 2015, “Finite Element Analysis on Anterior and Posterior Internal Fixation for Treating Type II Hangman’s Fracture,” *J. Med. Biomech.*, **30**(4), pp. 326–331.  
<https://doi.org/10.3871/j.1004-7220.2015.04.326>.
- [68] Hanjiang, R., Genyang, J., Xinwu, L., Jian, Y., Peng, W., Yin, Z., Shuai, Z., and Jun, X., 2021, “Biomechanical Properties of Three Types of Posterior Single-Segment Fixation for Type II Hangman’s Fracture,” *Chin. J. Tissue Eng. Res.*, **25**(15), p. 2309.  
<https://doi.org/10.3969/j.issn.2095-4344.3812>.
- [69] Long, Z., Yu, H., Yang, H., Guo, M., Meng, L., Yuan, H., Xiang, L., and Wang, Q., 2023, “Biomedical Analysis of Four Fixation Systems in Treatment of Type II Traumatic Spondylolisthesis of the Axis: A Finite Element Analysis,” *Med. Biol. Eng. Comput.* <https://doi.org/10.1007/s11517-023-02981-1>.
- [70] Li, G., Wang, Q., Liu, H., and Hong, Y., 2018, “Individual Surgical Strategy Using Posterior Lag Screw–Rod Technique for Unstable Atypical Hangman’s Fracture Based on Different Fracture Patterns,” *World Neurosurg.*, **119**, pp. e848–e854.  
<https://doi.org/10.1016/j.wneu.2018.07.285>.

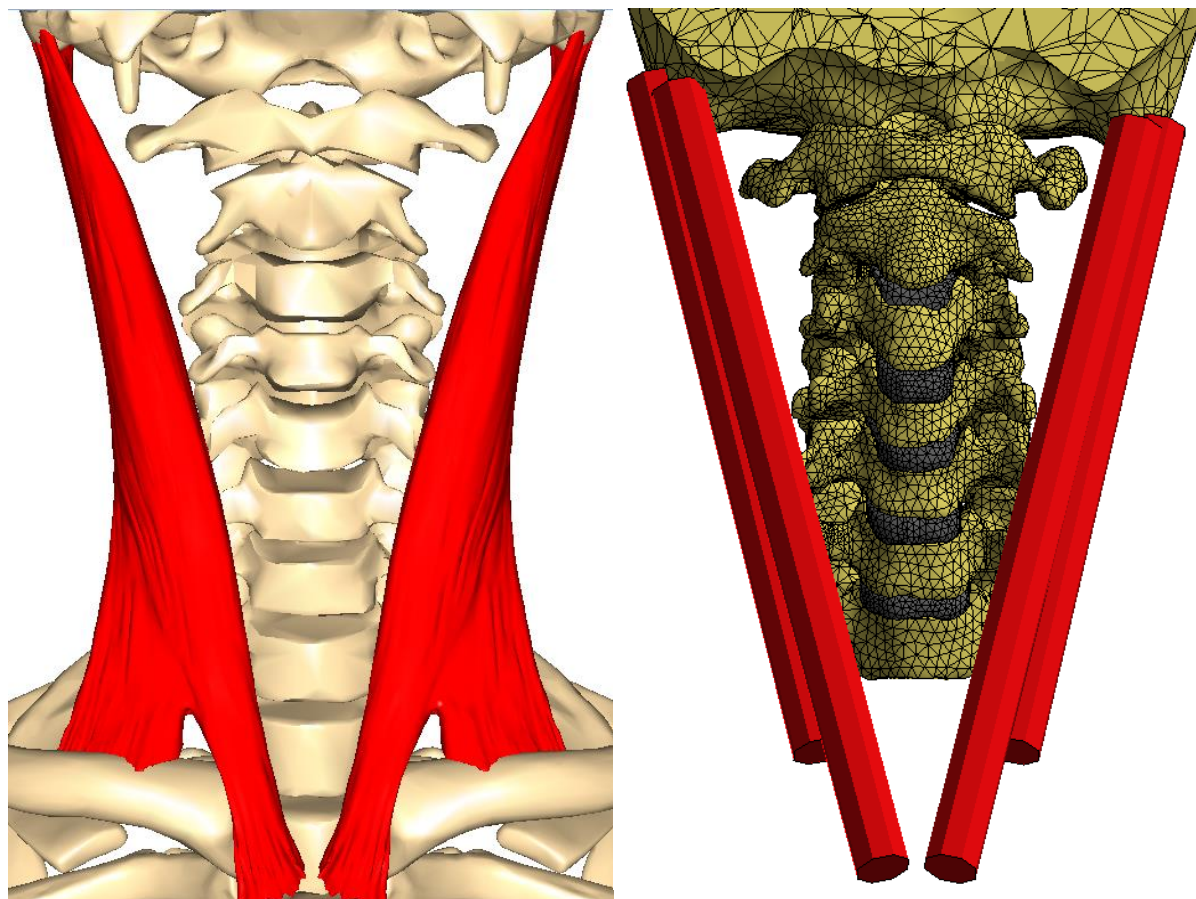
- [71] Pieper, S., and Fillion-Robin, J.-C., “3D Slicer (4.10.2).” [Online]. Available: <https://www.slicer.org/>. [Accessed: 08-Feb-2021].
- [72] Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S., and Kikinis, R., 2012, “3D Slicer as an Image Computing Platform for the Quantitative Imaging Network,” *Magn. Reson. Imaging*, **30**(9), pp. 1323–1341. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2012.05.001>.
- [73] 2018, “ANSYS SpaceClaim.” [Online]. Available: <https://www.ansys.com/products/3d-design/ansys-spaceclaim>. [Accessed: 05-Aug-2019].
- [74] Gatterman, M. I., 2012, “Chapter 2 - Functional Anatomy of the Cervical Spine,” *Whiplash*, M.I. Gatterman, ed., Mosby, Saint Louis, pp. 9–43. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-04583-4.00002-3>.
- [75] Mitsuhashi, N., Fujieda, K., Tamura, T., Kawamoto, S., Takagi, T., and Okubo, K., 2009, “BodyParts3D: 3D Structure Database for Anatomical Concepts,” *Nucleic Acids Res.*, **37**(Database issue), pp. D782–D785. <https://doi.org/10.1093/nar/gkn613>.
- [76] Mattucci, S. F. E., Moulton, J. A., Chandrashekar, N., and Cronin, D. S., 2013, “Strain Rate Dependent Properties of Human Craniovertebral Ligaments,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, **23**, pp. 71–79. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2013.04.005>.
- [77] Yoganandan, N., Kumaresan, S., and Pintar, F. A., 2000, “Geometric and Mechanical Properties of Human Cervical Spine Ligaments,” *J. Biomech. Eng.*, **122**(6), pp. 623–9. <https://doi.org/10.1115/1.1322034>.
- [78] 2018, “ANSYS Mechanical.” [Online]. Available: <https://www.ansys.com/products/structures/ansys-mechanical-enterprise>. [Accessed: 05-Aug-2019].
- [79] Pal, S., 2014, “Mechanical Properties of Biological Materials,” *Design of Artificial Human Joints & Organs*, Springer, New York.
- [80] Suarez-Escobar, M., and Rendon-Velez, E., 2018, “A Survey on Static and Quasi-Static Finite Element Models of the Human Cervical Spine,” *Int. J. Interact. Des. Manuf. IJIDeM*, **12**(2), pp. 741–765. <https://doi.org/10.1007/s12008-017-0431-y>.
- [81] Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Voo, L. M., Cusick, J. F., and Larson, S. J., 1997, “Finite Element Modeling of Cervical Laminectomy with Graded Facetectomy,” *J. Spinal Disord.*, **10**(1), p. 40. <https://doi.org/10.1097/00002517-199702000-00006>.
- [82] Zhang, B., Liu, H., Cai, X., Wang, Z., Xu, F., Kang, H., Ding, R., and Luo, X., 2015, “Biomechanical Comparison of a Novel Transoral Atlantoaxial Anchored Cage with Established Fixation Technique - a Finite Element Analysis,” *BMC Musculoskelet. Disord.*, **16**(1), p. 261. <https://doi.org/10.1186/s12891-015-0662-7>.
- [83] Puttlitz, C. M., Goel, V. K., Clark, C. R., Traynelis, V. C., Scifert, J. L., and Grosland, N. M., 2000, “Biomechanical Rationale for the Pathology of Rheumatoid Arthritis in the Craniovertebral Junction,” *Spine*, **25**(13), pp. 1607–1616. <https://doi.org/10.1097/00007632-200007010-00003>.
- [84] Zhang, Q. H., Teo, E. C., Ng, H. W., and Lee, V. S., 2006, “Finite Element Analysis of Moment-Rotation Relationships for Human Cervical Spine,” *J. Biomech.*, **39**(1), pp. 189–193. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.10.029>.
- [85] Lee, P., D, N., Seng, K.-Y., and Ng, H. W., 2001, “BIOMECHANICAL ANALYSIS OF THE HUMAN UPPER CERVICAL SPINE.”
- [86] Cai, X., Yu, Y., Liu, Z., Zhang, M., and Huang, W., 2014, “Three-Dimensional Finite Element Analysis of Occipitocervical Fixation Using an Anterior Occiput-to-Axis

- Locking Plate System: A Pilot Study,” *Spine J.*, **14**(8), pp. 1399–1409.  
<https://doi.org/10.1016/j.spinee.2013.08.025>.
- [87] Zhang, L., and Meng, Q., 2010, “Study on Cervical Spine Stresses Based on Three-Dimensional Finite Element Method,” *2010 International Conference on Computational and Information Sciences*, IEEE, Chengdu, China, pp. 420–423.  
<https://doi.org/10.1109/ICCIS.2010.109>.
- [88] Maurel, N., Lavaste, F., and Skalli, W., 1997, “A Three-Dimensional Parameterized Finite Element Model of the Lower Cervical Spine, Study of the Influence of the Posterior Articular Facets,” *J. Biomech.*, **30**(9), pp. 921–931.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(97\)00056-0](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(97)00056-0).
- [89] Laville, A., Laporte, S., and Skalli, W., 2009, “Parametric and Subject-Specific Finite Element Modelling of the Lower Cervical Spine. Influence of Geometrical Parameters on the Motion Patterns,” *J. Biomech.*, **42**(10), pp. 1409–1415.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.04.007>.
- [90] 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>.
- [91] Panjabi, M. M., Crisco, J. J., Vasavada, A., Oda, T., Cholewicki, J., Nibu, K., and Shin, E., 2001, “Mechanical Properties of the Human Cervical Spine as Shown by Three-Dimensional Load–Displacement Curves,” *Spine*, **26**(24), pp. 2692–2700.  
<https://doi.org/10.1097/00007632-200112150-00012>.
- [92] Panjabi, M., Dvorak, J., Duranceau, J., Yamamoto, I., Gerber, M., Rauschnig, W., and Bueff, H. U., 1988, “Three-Dimensional Movements of the Upper Cervical Spine,” *Spine*, **13**(7), pp. 726–730. <https://doi.org/10.1097/00007632-198807000-00003>.
- [93] Kettler, A., Hartwig, E., Schultheiß, M., Claes, L., and Wilke, H.-J., 2002, “Mechanically Simulated Muscle Forces Strongly Stabilize Intact and Injured Upper Cervical Spine Specimens,” *J. Biomech.*, **35**(3), pp. 339–346.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00206-8](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00206-8).
- [94] Nightingale, R. W., Winkelstein, B. A., Knaub, K. E., Richardson, W. J., Luck, J. F., and Myers, B. S., 2002, “Comparative Strengths and Structural Properties of the Upper and Lower Cervical Spine in Flexion and Extension,” *J. Biomech.*, **35**(6), pp. 725–732.  
[https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00037-4](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00037-4).
- [95] Nightingale, R. W., Carol Chancey, V., Ottaviano, D., Luck, J. F., Tran, L., Prange, M., and Myers, B. S., 2007, “Flexion and Extension Structural Properties and Strengths for Male Cervical Spine Segments,” *J. Biomech.*, **40**(3), pp. 535–542.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2006.02.015>.
- [96] Wheeldon, J. A., Pintar, F. A., Knowles, S., and Yoganandan, N., 2006, “Experimental Flexion/Extension Data Corridors for Validation of Finite Element Models of the Young, Normal Cervical Spine,” *J. Biomech.*, **39**(2), pp. 375–380.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2004.11.014>.
- [97] Yoganandan, N., Pintar, F. A., Stemper, B. D., Wolfla, C. E., Shender, B. S., and Paskoff, G., 2007, “Level-Dependent Coronal and Axial Moment-Rotation Corridors of Degeneration-Free Cervical Spines in Lateral Flexion,” *J. Bone Jt. Surg.*, **89**(5), pp. 1066–1074. <https://doi.org/10.2106/JBJS.F.00200>.
- [98] Yoganandan, N., Stemper, B. D., Pintar, F. A., Baisden, J. L., Shender, B. S., and Paskoff, G., 2008, “Normative Segment-Specific Axial and Coronal Angulation Corridors of Subaxial Cervical Column in Axial Rotation,” *Spine*, **33**(5), pp. 490–496.  
<https://doi.org/10.1097/BRS.0b013e3181657f67>.

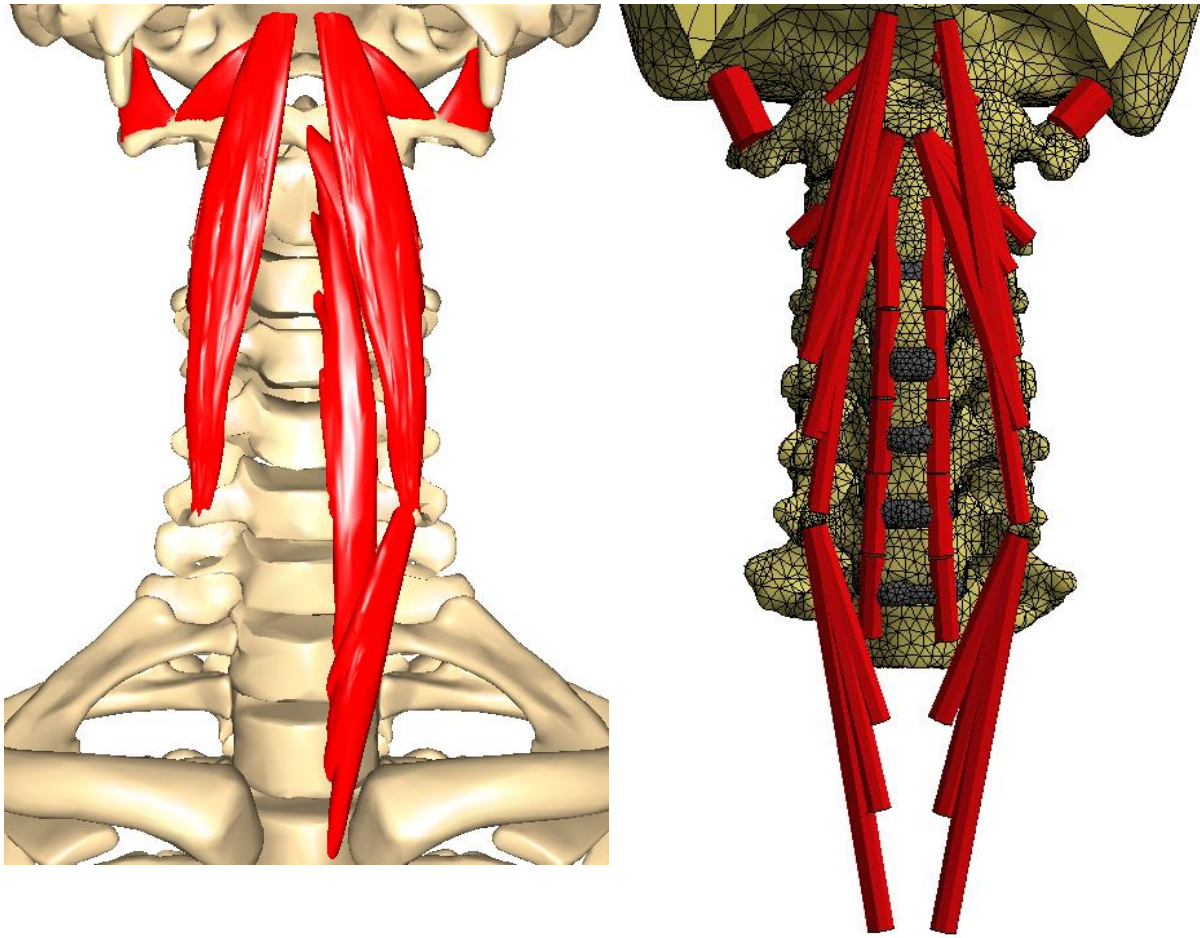
- 
- [99] Bozkus, H., Ames, C. P., Chamberlain, R. H., Nottmeier, E. W., Sonntag, V. K. H., Papadopoulos, S. M., and Crawford, N. R., 2005, “Biomechanical Analysis of Rigid Stabilization Techniques for Three-Column Injury in the Lower Cervical Spine:,” *Spine*, **30**(8), pp. 915–922. <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000158949.37281.d7>.
- [100] Oberkampf, W. L., and Barone, M. F., 2006, “Measures of Agreement between Computation and Experiment: Validation Metrics,” *J. Comput. Phys.*, **217**(1), pp. 5–36. <https://doi.org/10.1016/j.jcp.2006.03.037>.
- [101] Bogduk, N., and Mercer, S., 2000, “Biomechanics of the Cervical Spine. I: Normal Kinematics,” *Clin. Biomech.*, p. 16.
- [102] 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>.
- [103] 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>.
- [104] 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>.

## A Függelék IZMOK

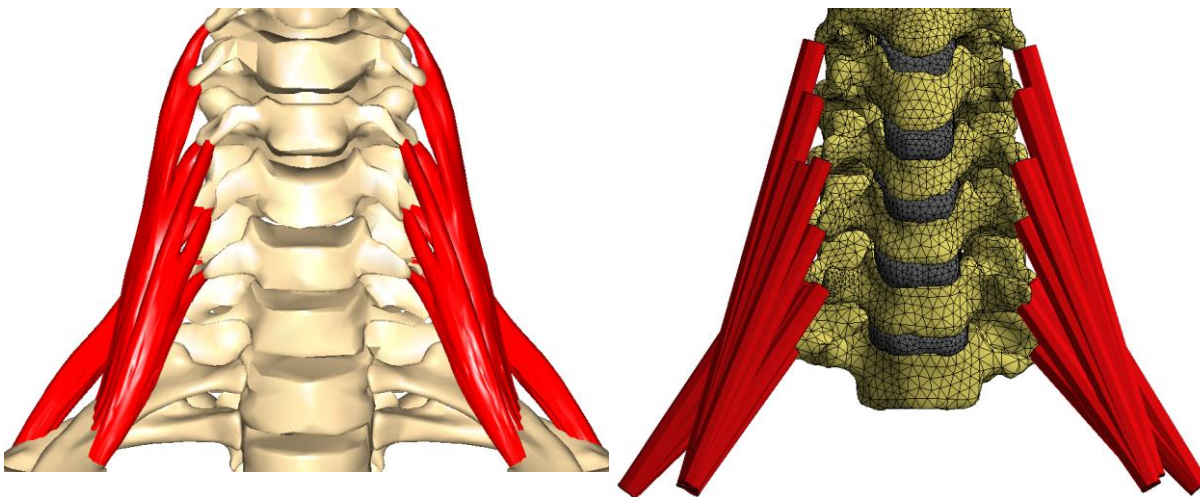
### A.1. KÉPI ÁTTEKINTÉS ÉS ÖSSZEHASONLÍTÁS



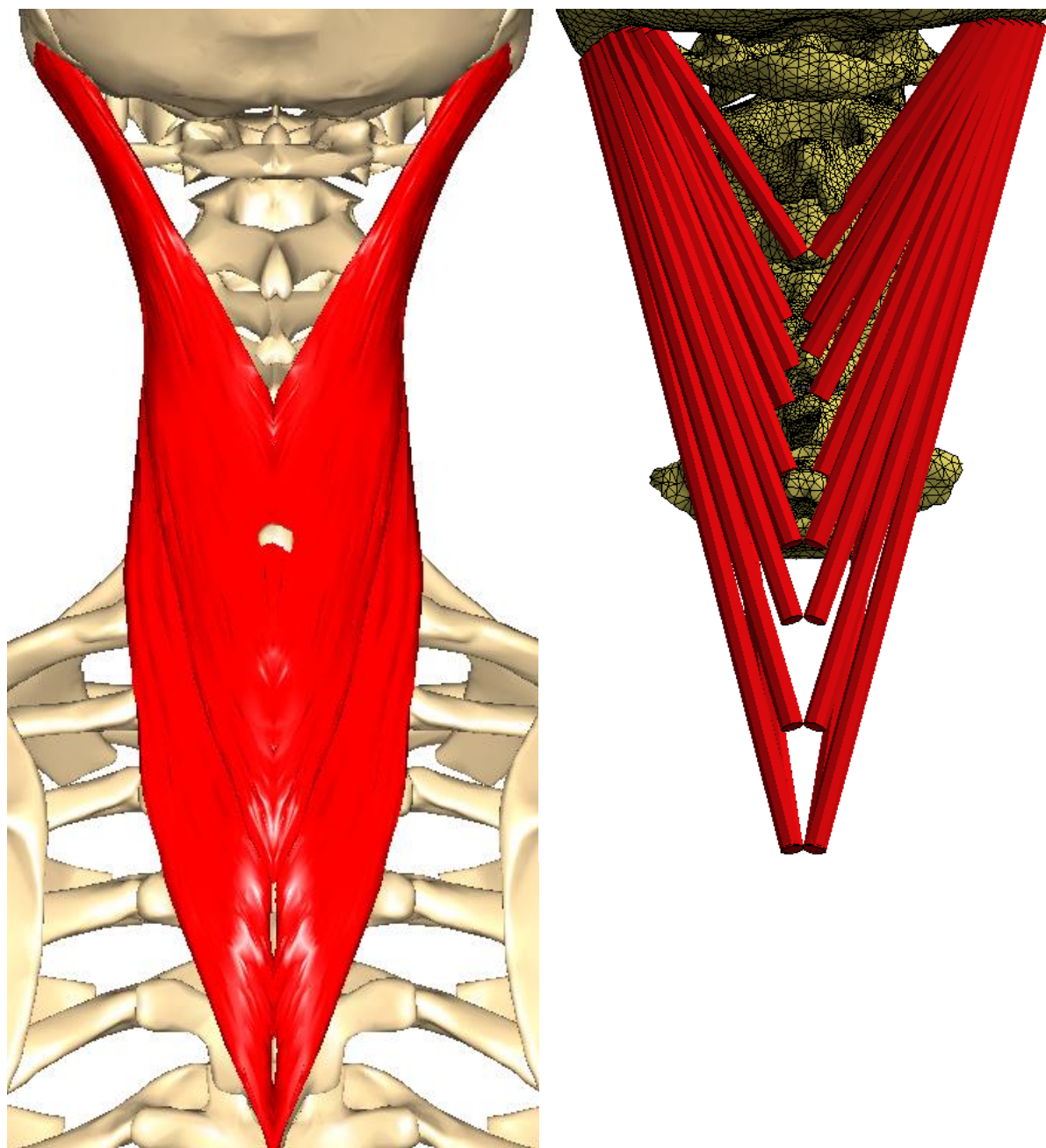
43. ábra Felületes nyakizmok: m. sternocleidomastoid



44. ábra Mély nyakizmok: elülső (praevertebralis) csoport

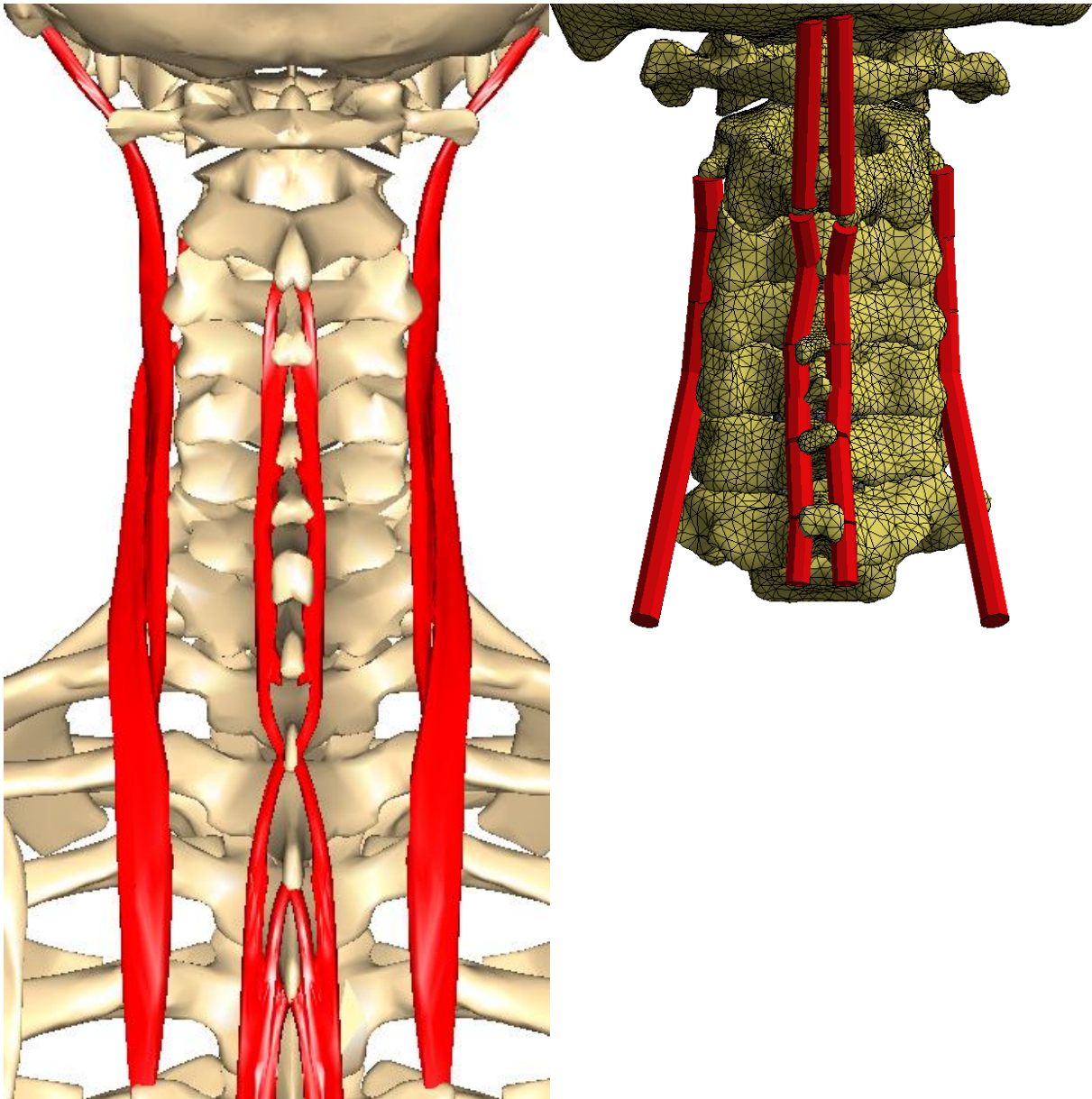


45. ábra Mély nyakizmok: oldalsó (lateralis) csoport

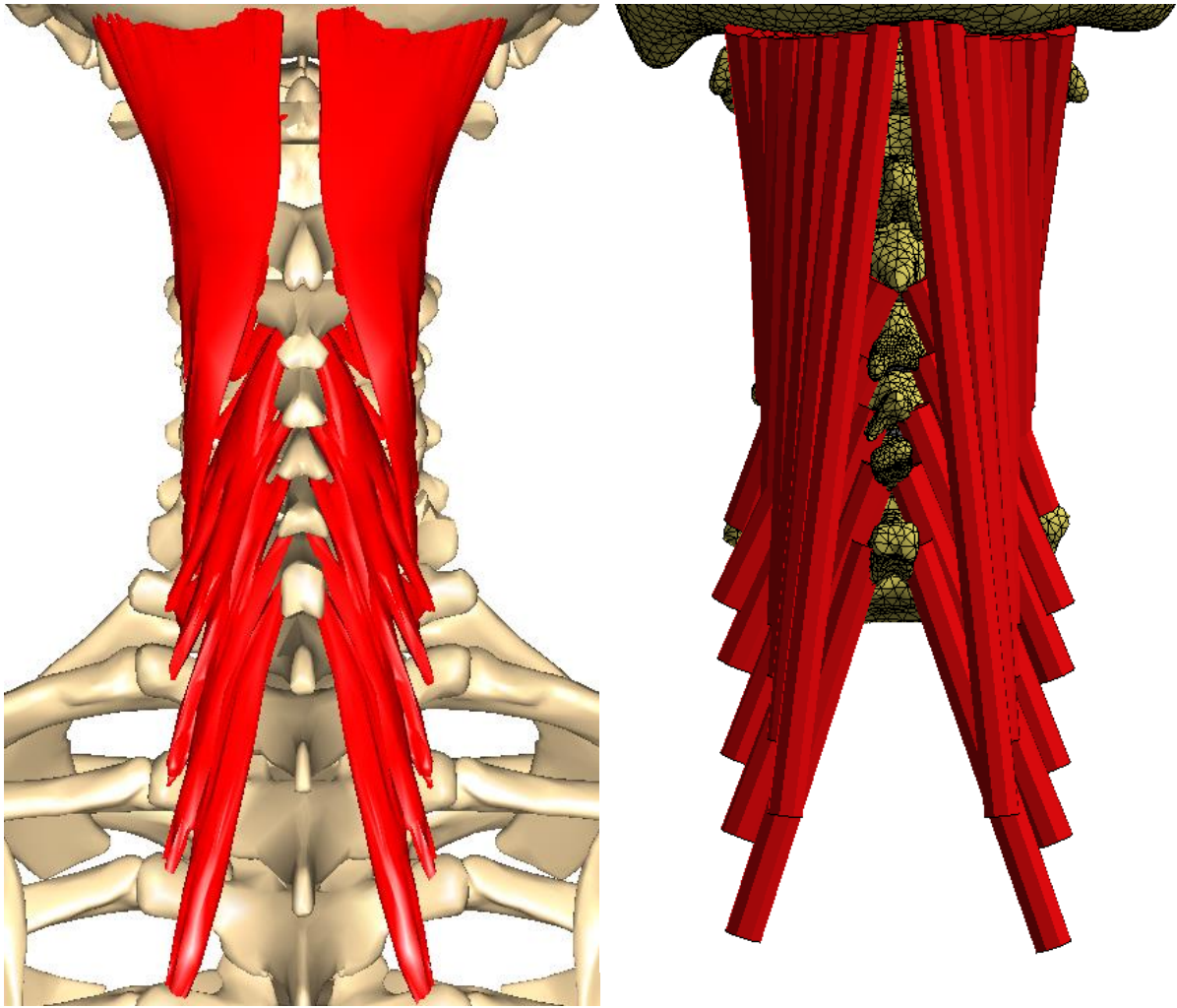


46. ábra Mély hátizmok: m. spinotransversales

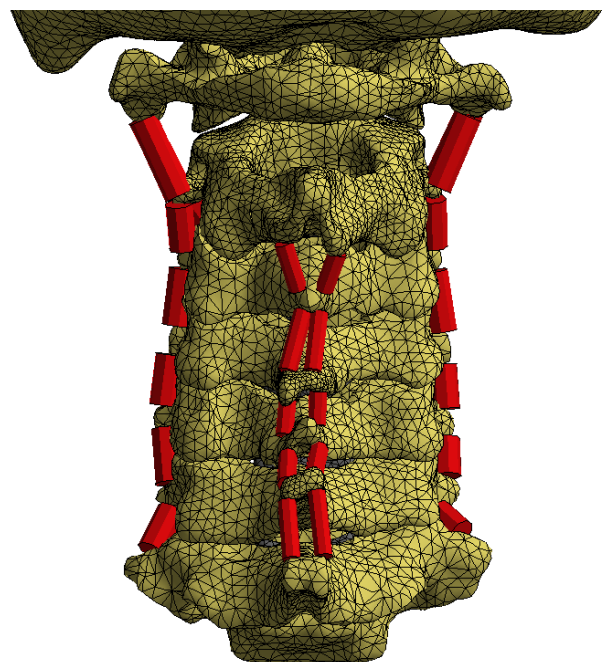




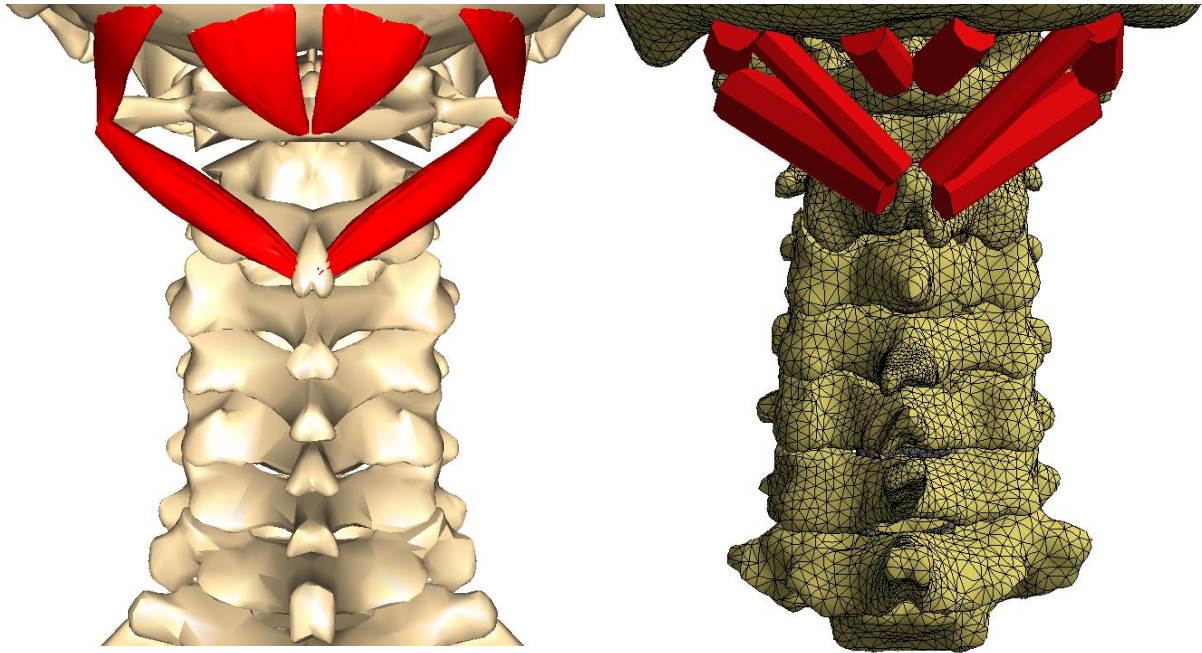
47. ábra Mély hátizmok: m. erector spinae



48. ábra Mély hátizmok: m. transversospinales



49. ábra Mély hátizmok: m. segmentales



50. ábra M. suboccipitales

## A.2. ALKALMAZOTT KERESZTMETSZETI TERÜLETEK

Izomcsoport	Izom	Keresztmetszeti terület [mm <sup>2</sup> ]
Felületes nyakizmok	m. sternocleidomastoid	290,1
Mély nyakizmok: elülső (paevertebralis) csoport	m. longus capitis	89,2
	m. longus colli	94,1
	m. rectus capitis anterior	8,0
	m. rectus capitis lateralis	78,3
Mély nyakizmok: oldalsó (lateralis) csoport	m. scalenus anterior	82,1
	m. scalenus medius	184,1
	m. scalenus posterior	89,2

8. táblázat. Nyakizmok és keresztmetszeti területeik

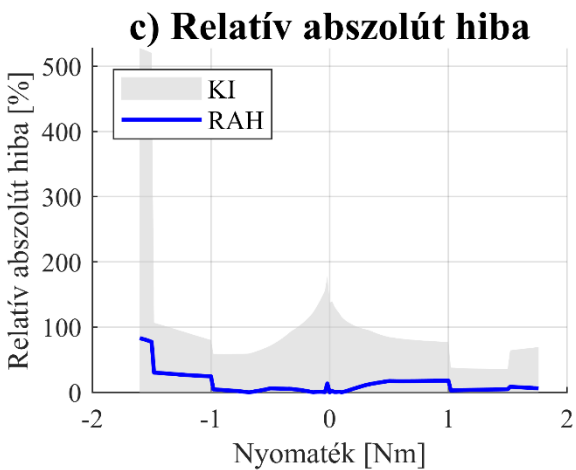
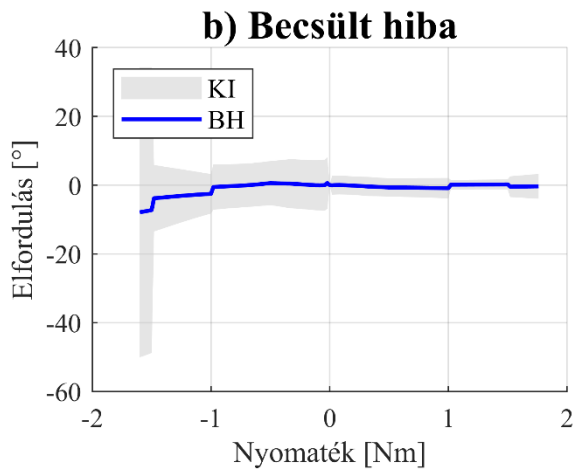
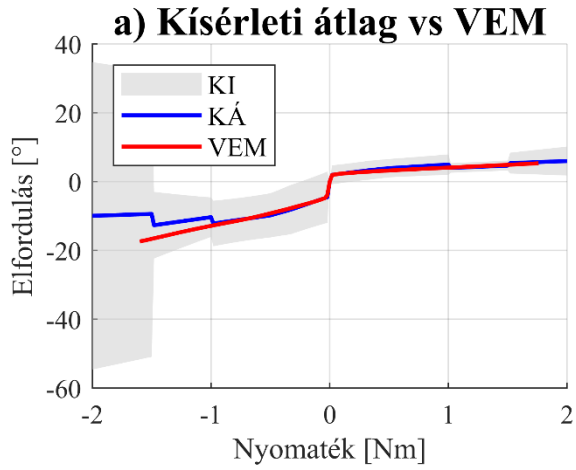
Izomcsoport		Izom	Keresztmetszeti terület [mm <sup>2</sup> ]
Mély hátizmok	Musculi spinothransversales	m. splenius capitis	250,0
		m. splenius cervicis	99,0
	Musculi erector spinae	m. longissimus cervicis	158,6
		m. longissimus capitis	75,0
		m. spinalis cervicis	28,3
		m. spinalis capitis	28,3
		m. iliocostales cervicis	42,6
	Musculi transversospinales	m. semispinales cervicis	368,3
		m. semispinalis capitis	426,7
		m. multifidus cervicis	232,0
		m. rotatores breves cervicis	12,6
		m. rotatores longi cervicis	28,3
	Musculi segmentales	m. interspinales cervicis	80,9
		m. intertransversarii anterior cervicis	105,3
		m. intertransversarii posterior cervicis	106,4
	Musculi suboccipitales	m. rectus capitis posterior major	54,1
m. rectus capitis posterior minor		90,3	
m. obliquus capitis superior		92,2	
m. obliquus capitis inferior		171,3	

9. táblázat. Hátizmok és keresztmetszeti területeik

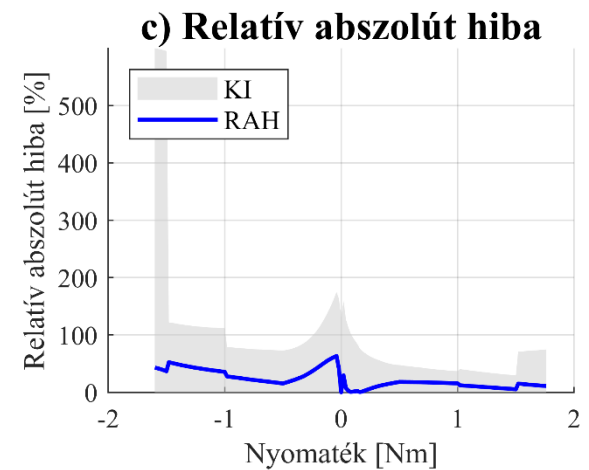
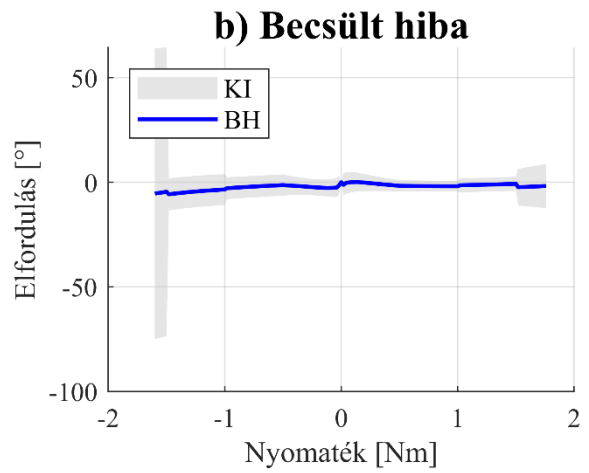
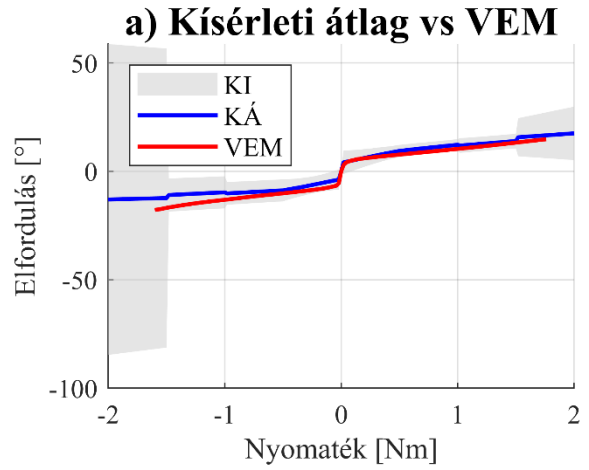
Az m. spinalis cervicis et capitis és a m. rotatores breves cervicis és m. rotatores longi cervicis-re nem volt szakirodalmi adat, így szemrevételezéssel 3 mm-re és 2 mm-re vettem fel a sugarát a kör keresztmetszetű rúdelemnek.

## B Függelék VALIDÁCIÓS METRIKÁK

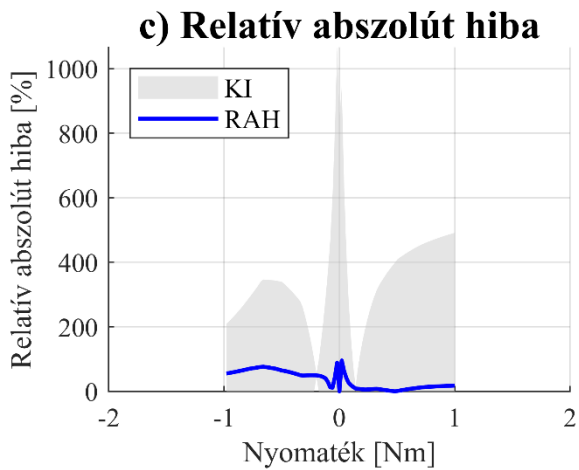
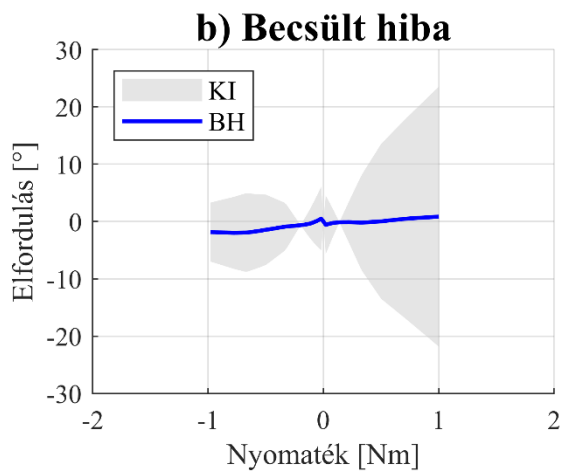
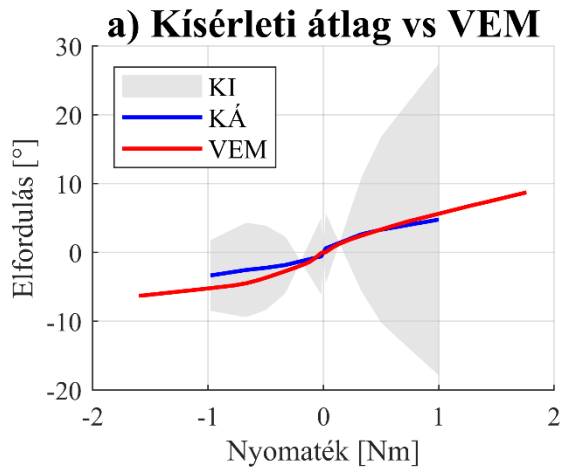
C0-C1 Flexio-extensio



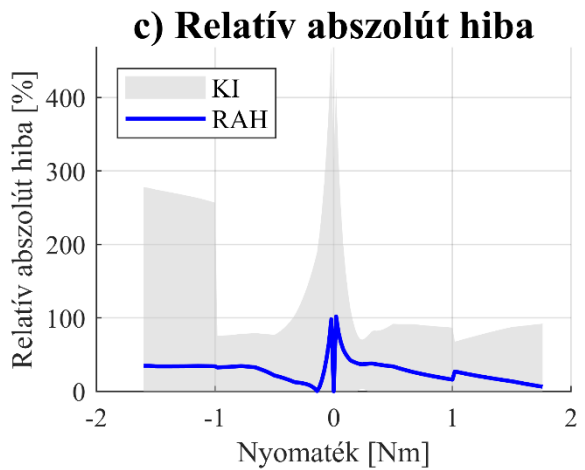
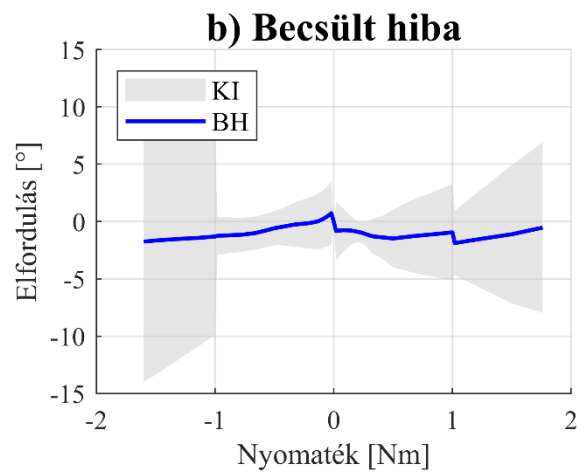
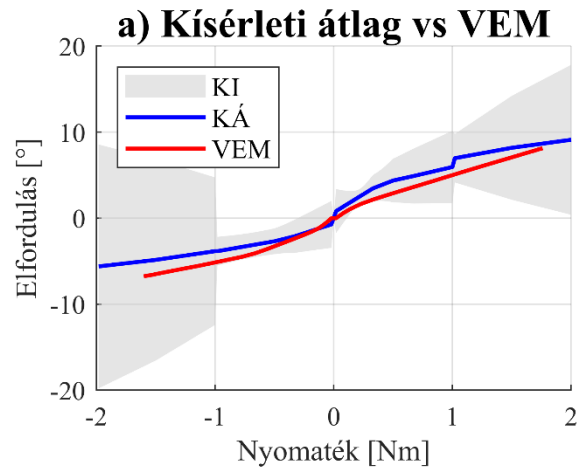
C1-C2 Flexio-extensio



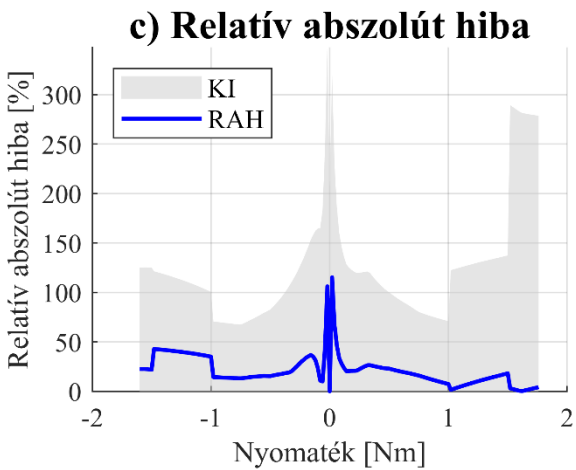
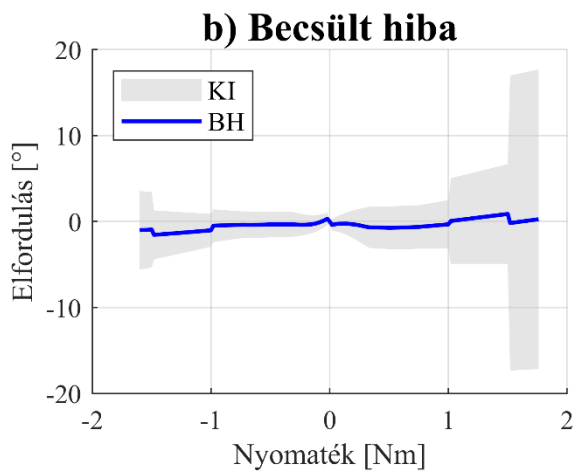
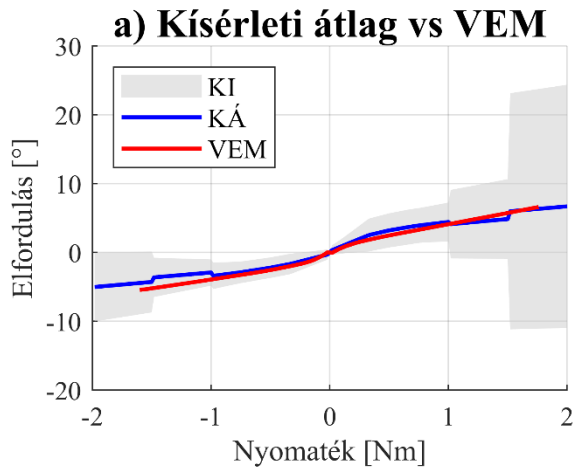
**C2-C3 Flexio-extensio**



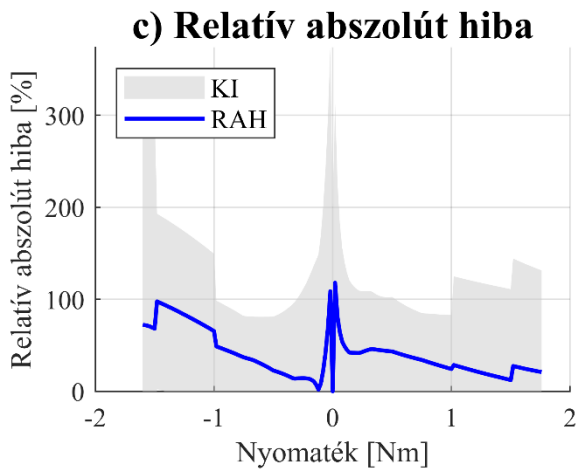
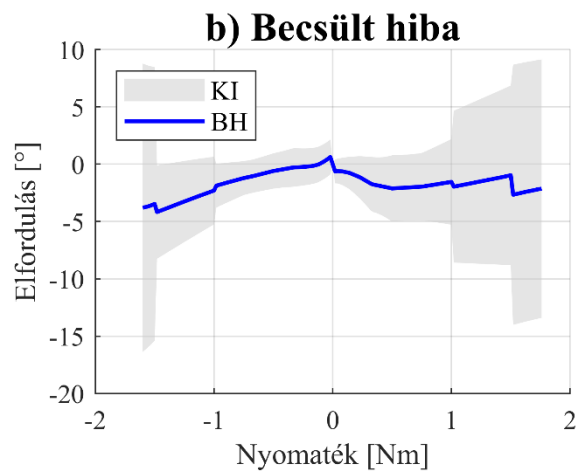
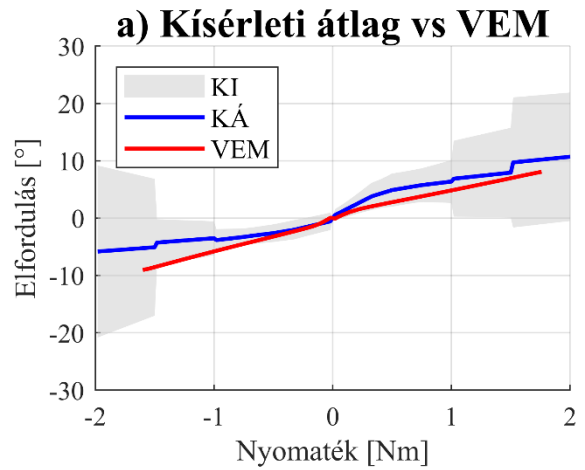
**C3-C4 Flexio-extensio**



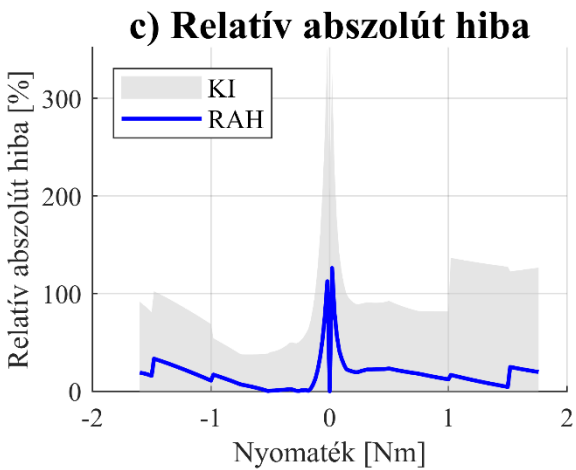
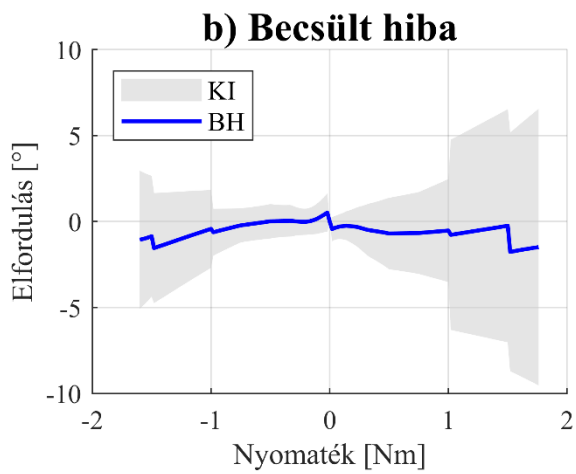
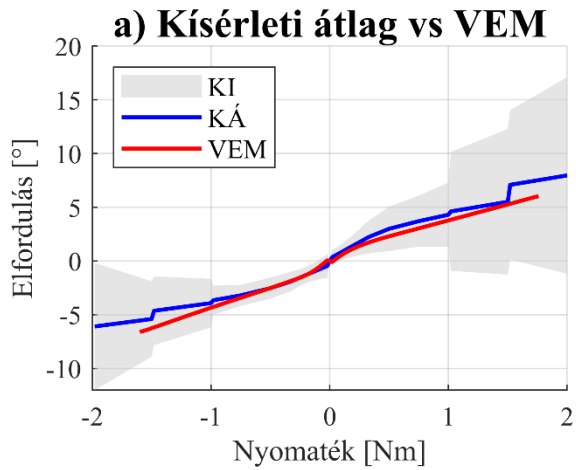
C4-C5 Flexio-extensio



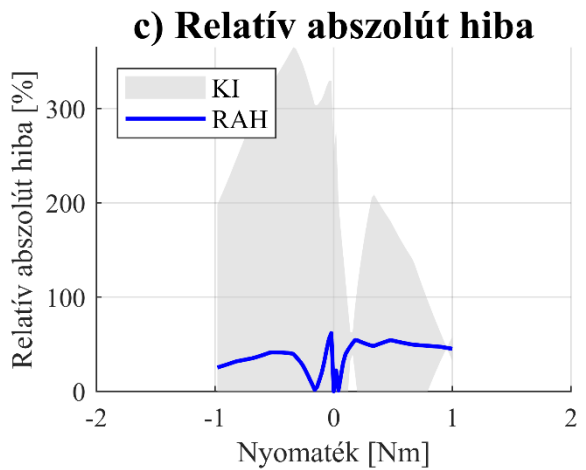
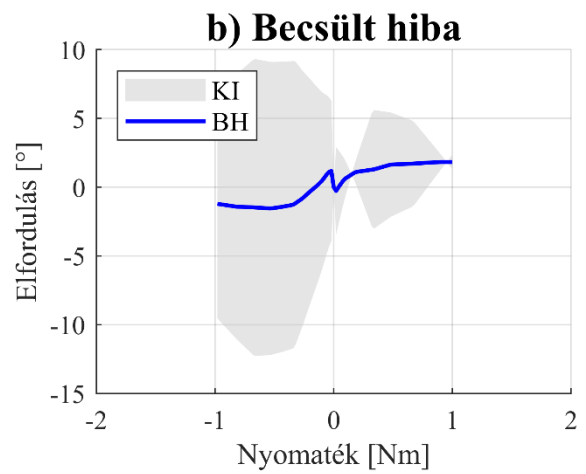
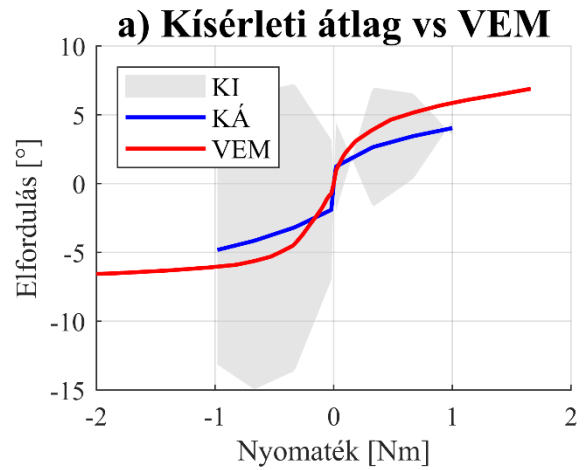
C5-C6 Flexio-extensio



**C6-C7 Flexio-extensio**

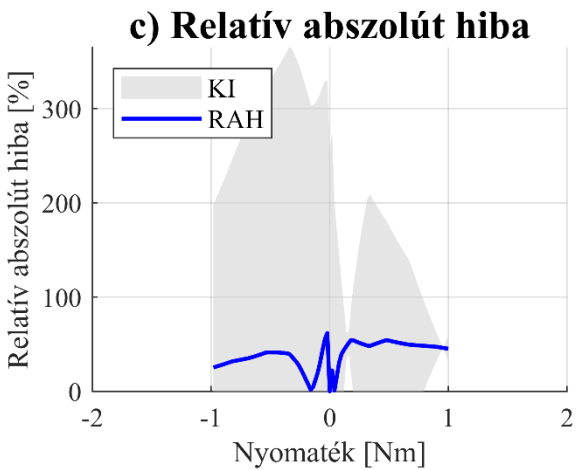
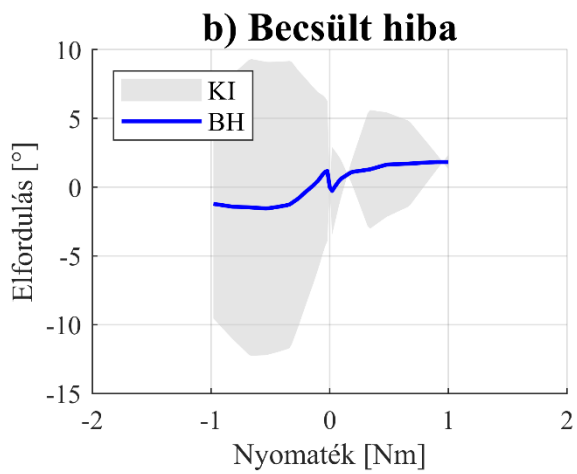
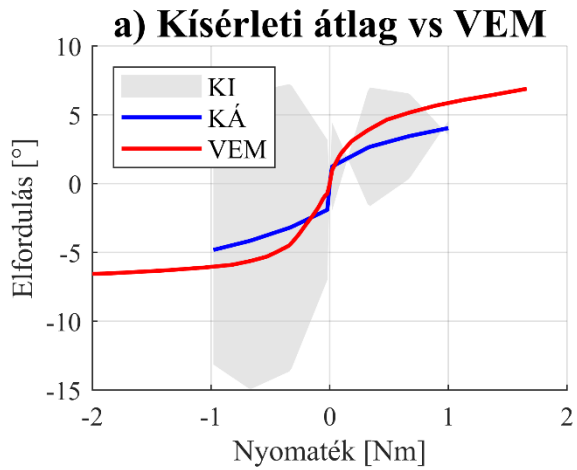


**C0-C1 Lateralflexio**

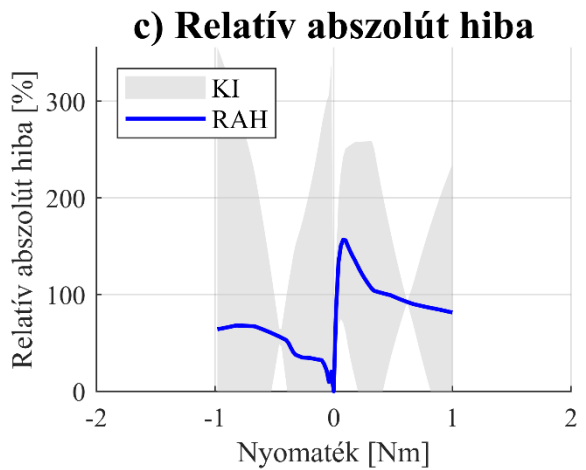
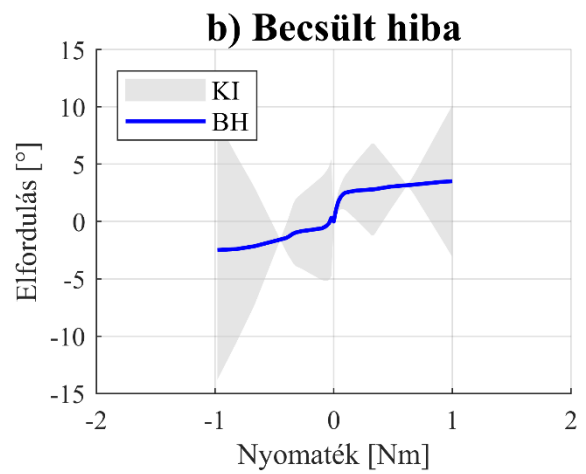
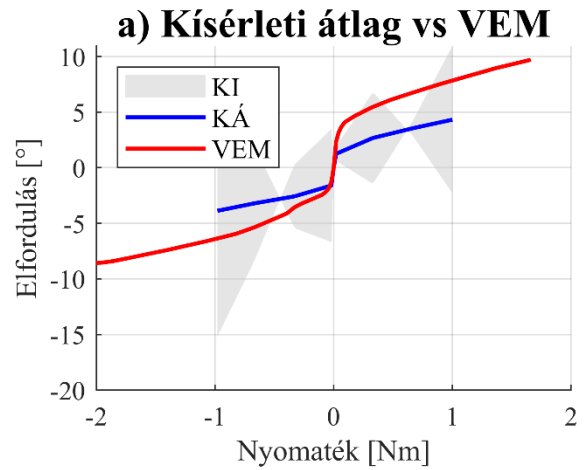




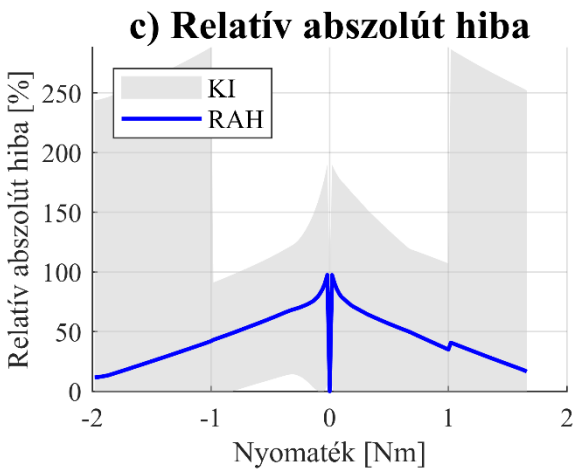
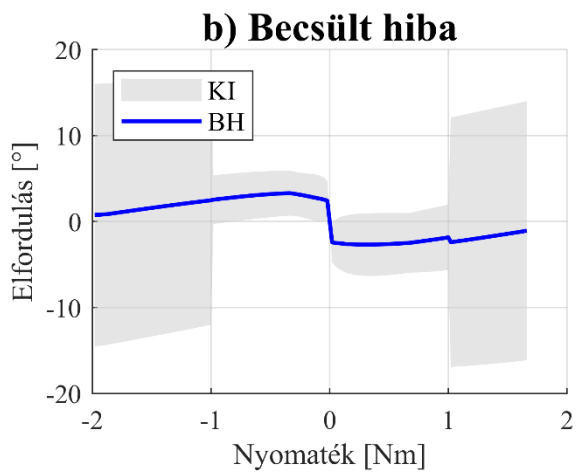
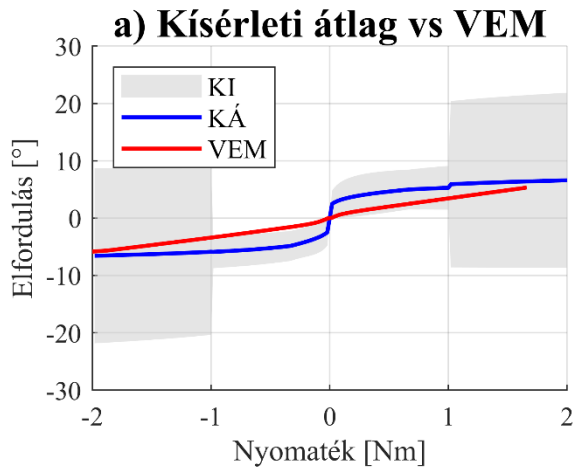
## C0-C1 Lateralflexio



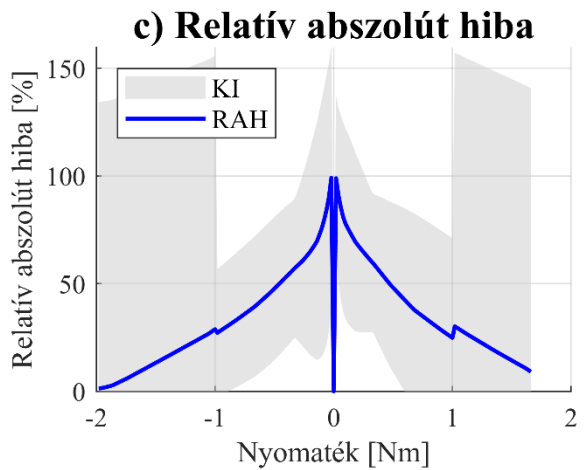
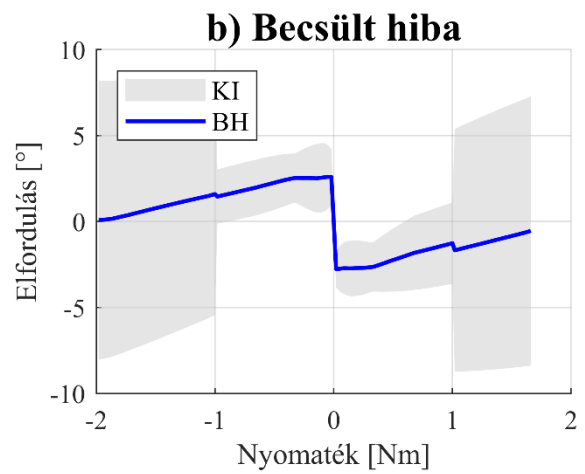
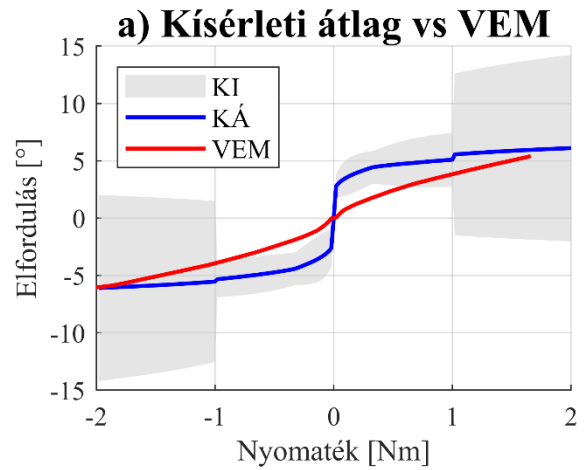
## C1-C2 Lateralflexio



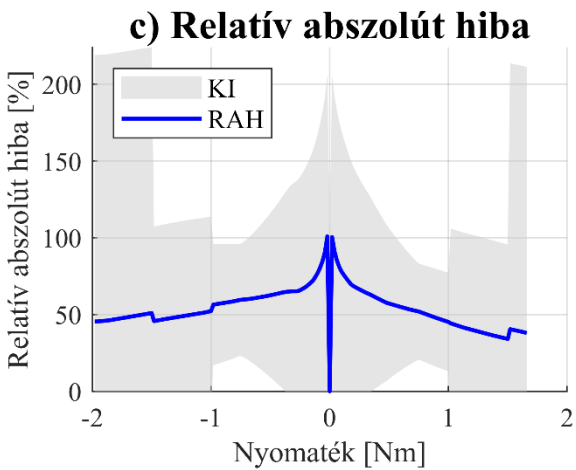
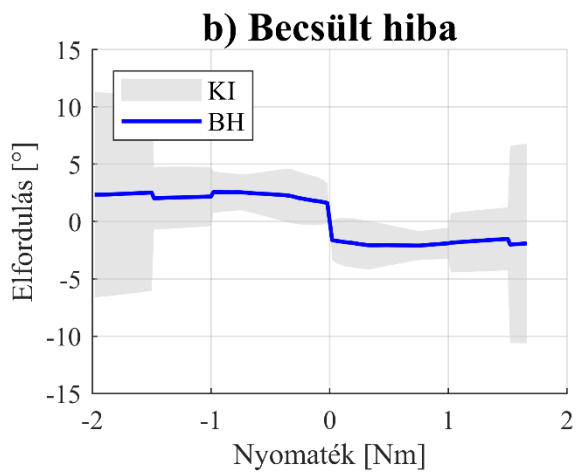
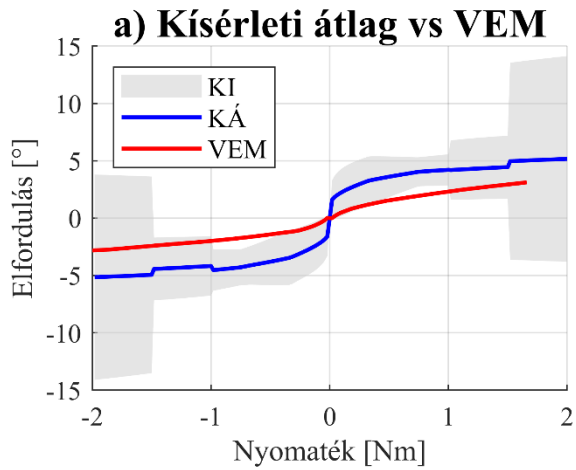
**C2-C3 Lateralflexio**



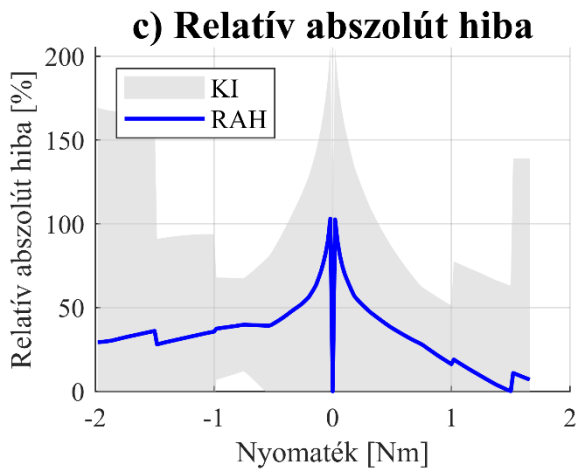
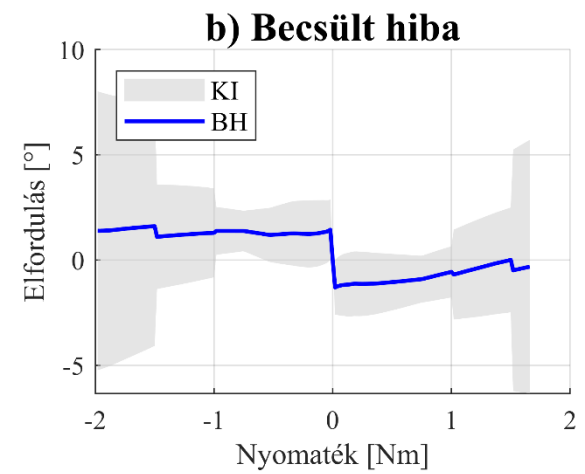
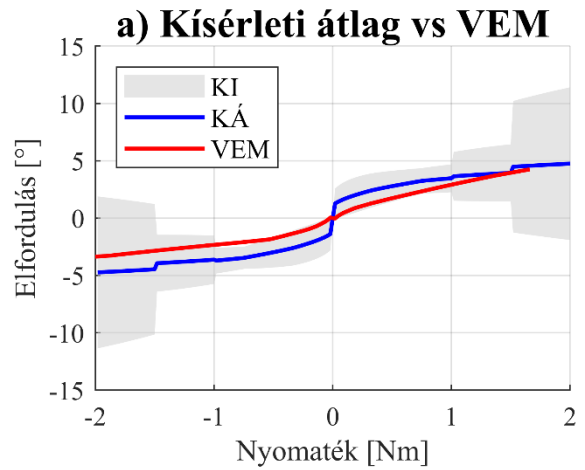
**C3-C4 Lateralflexio**



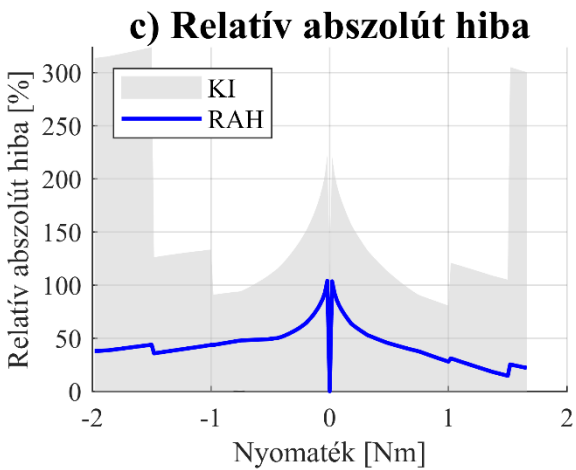
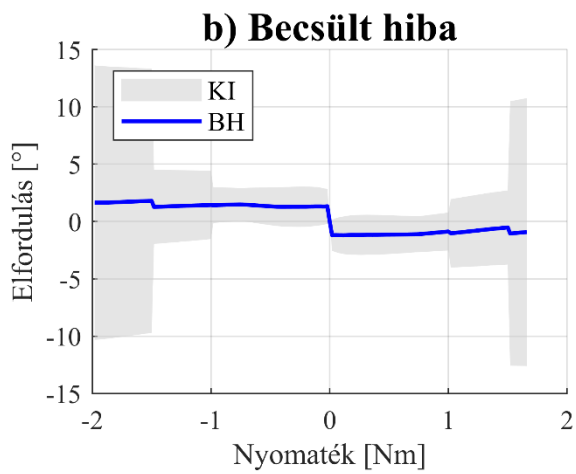
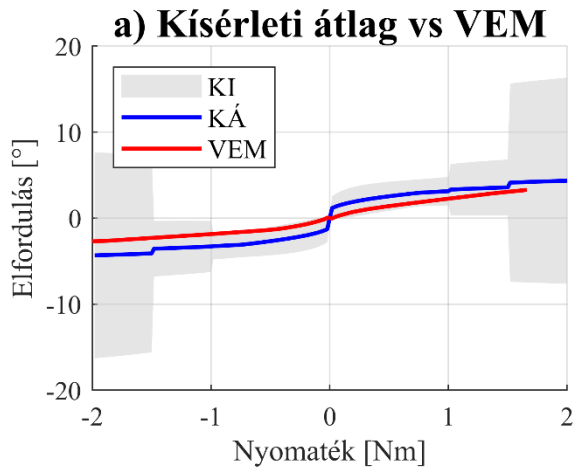
**C4-C5 Lateralflexio**



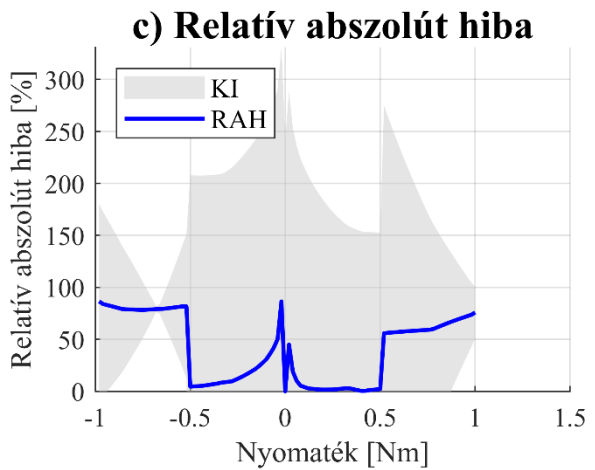
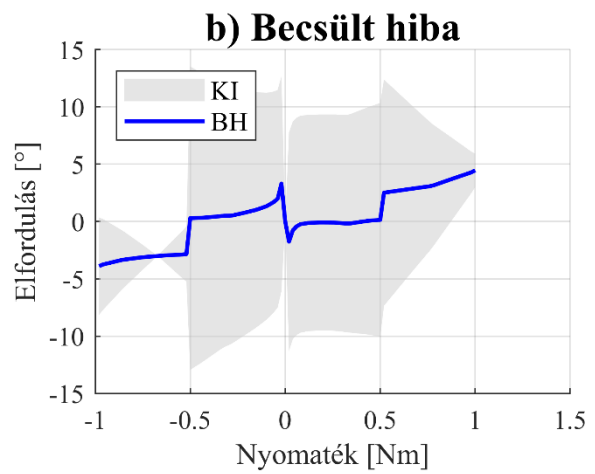
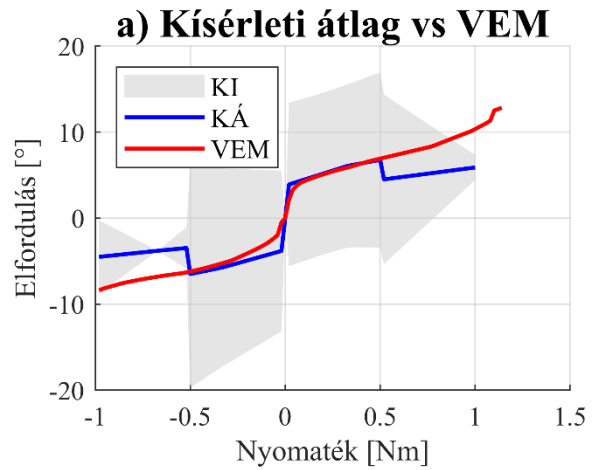
**C5-C6 Lateralflexio**



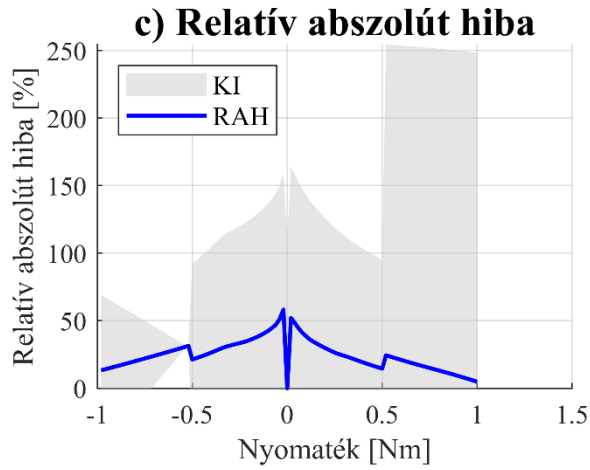
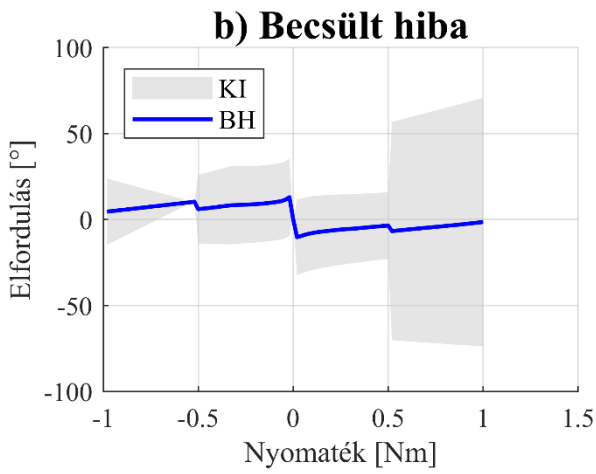
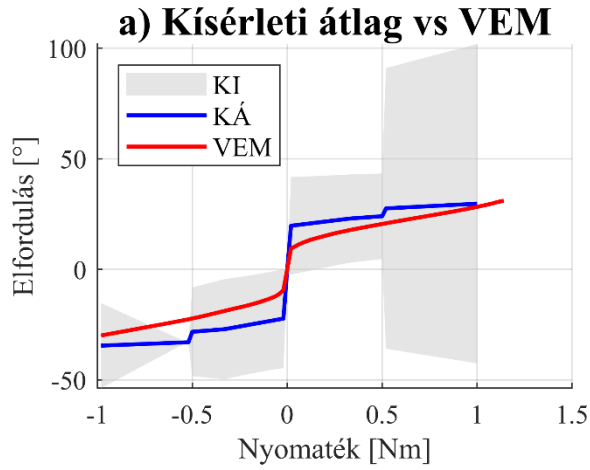
**C6-C7 Lateralflexio**



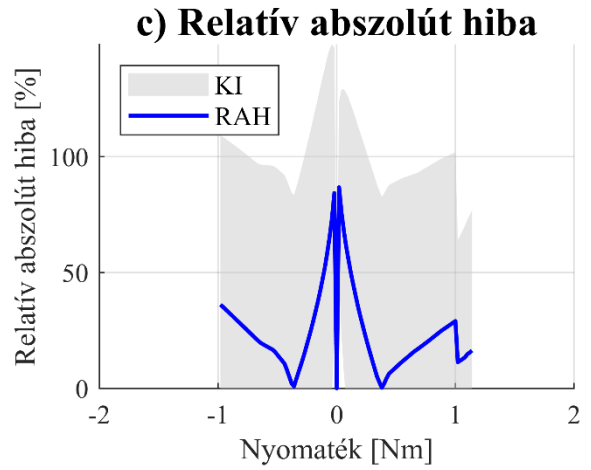
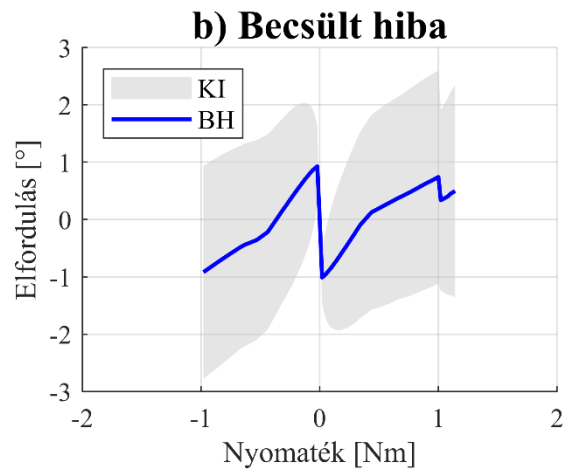
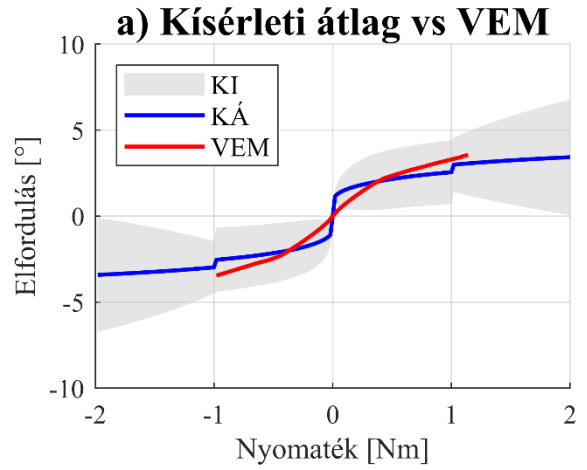
**C0-C1 Rotatio**



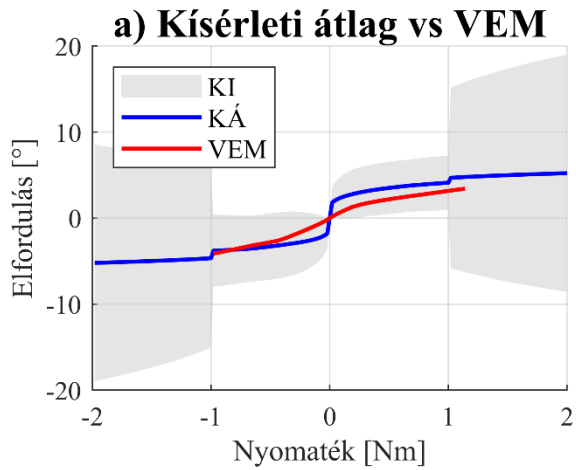
C1-C2 Rotatio



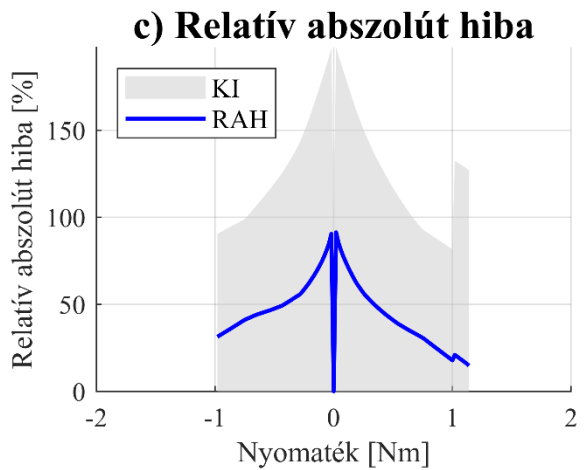
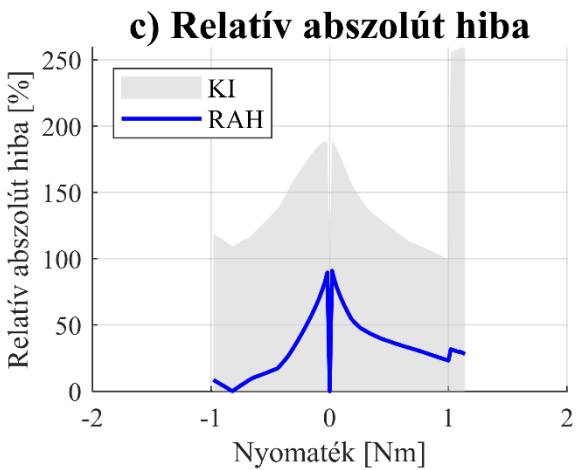
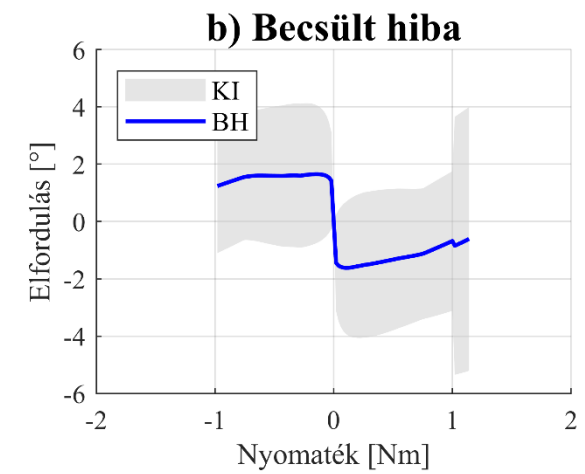
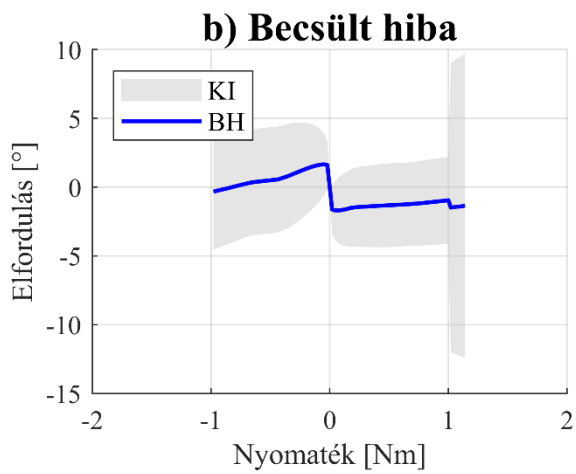
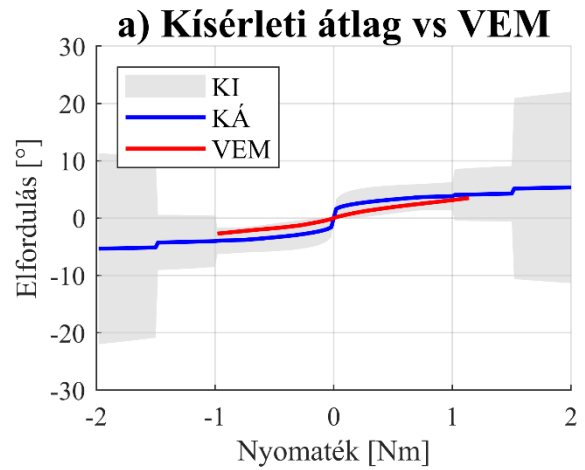
C2-C3 Rotatio



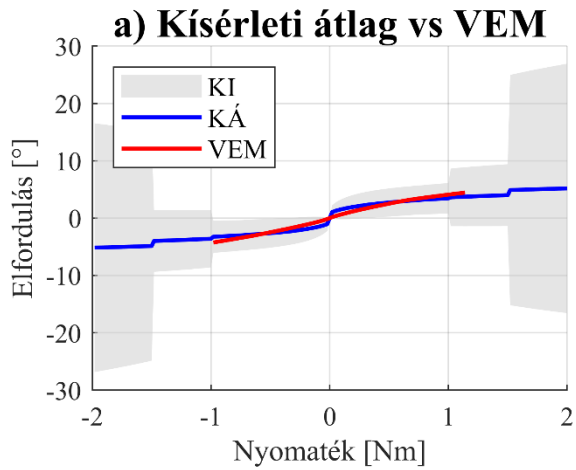
C3-C4 Rotatio



C4-C5 Rotatio



C5-C6 Rotatio



C6-C7 Rotatio

