



**BUDAPESTI MŰSZAKI ÉS GAZDASÁGTUDOMÁNYI EGYETEM**

**TRAUMÁS AGYSÉRÜLÉSEK  
BEKÖVETKEZÉSI VALÓSZÍNŰSÉGÉNEK  
MEGHATÁROZÁSA**

**TUDOMÁNYOS DIÁKKÖRI KONFERENCIA  
2017  
SZERKEZET-ÉPÍTŐMÉRNÖKI SEKCIÓ**

**KÉSZÍTETTE**

**Dénes Dániel**

**Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem  
Építőmérnöki Kar, BSC képzés  
Szerkezetépítő szakirány**

**KONZULENSEK**

**Dr. Bojtár Imre**  
egyetemi tanár

**Hazay Máté**  
PhD hallgató

**Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem  
Építőmérnöki Kar, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék**

**2017. november**

---

# KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

---

Ezúton szeretnék köszönetet mondani konzulensemnek, **Hazay Máténak**, a dolgozatom megírása során nyújtott segítségével. Továbbá köszönettel tartozom **Dr. Bojtár Imrének**, hasznos szakmai tanácsaiért és munkám alapos szemrevételezéséért.

---

# TARTALOMJEGYZÉK

---

<b>1. Bevezetés .....</b>	<b>6</b>
<b>2. Szakirodalmi áttekintés .....</b>	<b>9</b>
2.1. Bevezetés az agy anatómiájába .....	9
2.1.1 Az agy anatómiája.....	9
2.1.2. Az agyhártyák .....	11
2.2. Súlyos és mérsékelten súlyos agyi sérülések.....	12
2.2.1. Fokális sérülések .....	13
2.2.2. Diffúz agysérülések.....	15
2.3. Korábbi biomechanikai vizsgálatok .....	16
2.3.1. Zúzódások és vérzések a koponya deformációból.....	17
2.3.2. Koponyán belüli nyomás közvetlen hatásból.....	17
2.3.3. Rotáció okozta koponya/agy relatív mozgás.....	18
2.3.4. Együttes lineáris és szöggyorsulás .....	18
2.3.5. Fejsérülésekre való következtetések .....	19
2.4. Jelenlegi irányzatok, végelelemes modellezés.....	24
2.4.1. Végelelemes szimulációk .....	24
2.4.2. Rekonstrukciók .....	26
2.4.3. Sérülékenységi görbék .....	28
<b>3. Vizsgálati módszerek.....</b>	<b>30</b>
3.1. Végelelemes modell.....	30
3.1.1. A SIMon végelelemes fejmodell bemutatása .....	30
3.1.3. Felmerülő számítási nehézségek .....	33
3.1.4. Skálázási technikák .....	35
3.1.5. Sérülési mértékek.....	35
3.1.5.1. Cumulative Strain Damage Measure .....	36
3.1.5.2. Dilatational Damage Measure .....	36
3.1.5.3. Relative Motion Damage Measure .....	37
3.1.2. Modell validálása .....	38
3.2. Megbízhatósági modell .....	39
3.3. Analízis.....	53
3.3.1. Végelelemes analízis.....	53
3.3.1.1. Explicit és implicit dinamikai szimuláció.....	53
3.3.1.2. SIMon által használt időintegrálás.....	54

3.3.2. Megbízhatósági analízis.....	55
<b>4. Eredmények .....</b>	<b>63</b>
4.1. VEM Grafikus eredmények a SIMon koponya modellen .....	63
4.2. Statisztikai kiértékelés, hisztogramok .....	69
4.3. Megbízhatósági analízis eredménye, sérülékenységi görbék.....	72
<b>5. Értékelés .....</b>	<b>77</b>
<b>6. Összefoglalás .....</b>	<b>80</b>
<b>Irodalomjegyzék.....</b>	<b>82</b>
<b>Függelék .....</b>	<b>89</b>

---

# JELMAGYARÁZAT

---

---

## RÖVIDÍTÉSEK

---

HIC	az ún. Head Injury Criterion mérőrendszer
<i>HIC</i>	A hatás értéke a HIC mérőrendszer alapján
<i>HIC<sub>15</sub></i>	A hatás értéke a HIC mérőrendszer alapján 15ms-os időintervallumot figyelembe véve
AIS	Az ún. Abbreviated Injury Scale az agysérülések súlyosságát jellemző skála
$P_{AIS4+ HIC15}$	Súlyos (AIS4+) agysérülés feltételes bekövetkezési valószínűsége, adott <i>HIC<sub>15</sub></i> érték esetén
TBI	Traumás agysérülés (Traumatic Brain Injury)
DAI	Diffúz axonális károsodás
SDH	Szubdurális hematóma
CSDM	Az ún. Cumulative Strain Damage Measure mennyiség melyet a DAI károsodás előre jelzésére használunk
DDM	Az ún. Dilatation Damage Measure mennyiség, melyet a kontúzió előre jelzésére használunk
RMDM	Az ún. Relative Motion Damage Measure, melyet a szubdurális hematóma előre jelzésére használunk
ECE	Economic Commission for Europe európai biztonsági szabvány
FMVSS	Federal Motor Vehicle Safety Standard Egyesült Államokbeli biztonsági szabvány
NHTSA	National Highway Traffic Safety Administration Egyesült Államokbeli kormányügynökség
FORM	Elsőrendű megbízhatósági módszer (First Order Reliability Method)
SIMon	Simulated Injury Monitor dinamikai szimulációkat futtató program
NAAP	Az ún. Nine Acceleration Array Package mérési rendszer, amellyel a fejet érő szöggyorsulásokat határozzuk meg

---

# 1. BEVEZETÉS

---

A **traumás agysérülések** (Traumatic Brain Injuries, **TBI-k**) epidemiológiai szempontból hatalmas jelentőséggel bírnak, ugyanis rendkívül nagy mértékben járulnak hozzá a társadalomban bekövetkező egészségkárosodáshoz és halálozáshoz. Például, csak az Egyesült Államokban 1,7 millió ember szenved traumás agysérülést évente, és ezen sérülések közül kb. 52 000 halálos kimenetelű (Frieden, 2010). Ezeknek a sérüléseknek a költségét (a sérült emberek kezelését és rehabilitációját is beleértve) évente kb. 56,3 millió dollárra becsülik (Thurman, 2001), mely azt sugallja, hogy a TBI-k gazdasági szempontból is komoly terhet jelentenek a társadalomnak. A gépjárműbalesetek az egyik leggyakoribb okai a súlyos agysérüléseknek (Taylor, 2017), ebből kifolyólag az ilyen sérülések megelőzése az autóipar egyik legfontosabb célja. Ez elérhető az ún. passzív utasbiztonsági rendszerek<sup>1</sup> fejlesztésével, amelyek használata esetén az agysérülések kockázata elegendően alacsony, elfogadható értékre csökkenthető. Ezen biztonsági rendszerek értékelése törésteszték alapján történik, amelyek során a tesztáru fejét érő terhelések jellemző értékeit (hatás) számítják ki, majd hasonlítják össze a szabványokban szereplő küszöbértékekkel (ellenállás). Ezek a toleranciaértékek ún. **kockázati görbék**ből származnak, ahol az agysérülés feltételes valószínűségét az említett hatás nagyságának a függvényében fejezik ki, így az alkalmazott biztonsági előírások megbízhatósága nagymértékben függ a felhasznált kockázati görbék pontosságától.

Ebben a vonatkozásban az emberi agy egy extrém hatásoknak kitett mechanikai rendszernek tekinthető, ahol a sérülések kialakulása (vagyis a rendszer tönkremenetele) minden esetben a mechanikai hatások (pl. a fejét ért gyorsulások, az agyszövet túlzott alakváltozása és feszültségei, stb.) extrém értékeire vezethető vissza. Az autóiparban jelenleg érvényben lévő nemzetközi biztonsági előírások (pl. Federal Motor Vehicle Safety Standard (FMVSS 208), European Directive (ECE R94), stb. ) alapja a **Head Injury Criterion (HIC)** mérőrendszer (Versace, 1971), ahol a terhelési hatás nagyságát egy *HIC* skalár érték jellemzi. Az FMVSS 208-ba<sup>2</sup> való 1972-es felvétele óta számos kétely fogalmazódott meg a biomechanikával foglalkozó kutatók között a HIC alkalmazásával kapcsolatban (Newman, 1980). Ezek egyik legfőbb oka, hogy a HIC kizárólag a fejét érő translációs gyorsulás hatását veszi figyelembe (Goldsmith, 1981), ennél fogva elhanyagolja a rotációs gyorsulást, amely sok esetben még nagyobb szerepet játszhat a súlyos agysérülések kialakulásában (Holbourn, 1943; Gurdijan, 1968; Ommaya, 1971; Ommaya and Gennarelli, 1974; Hardy, 2001; Bradshaw, 2001; Zhang, 2006; Fijalkowski, 2009). Egy másik fő ellenérv a HIC alkalmazásával kapcsolatban, hogy ez a mérőrendszer csak a fejét ért külső, kinematikai hatásokkal (input változók) foglalkozik, míg a puha, és könnyen deformálható agyszövet deformációval és feszültségeivel (output változók) egyáltalán nem (King, 2003).

---

<sup>1</sup> Például biztonsági öv és légszékrendszer

<sup>2</sup> Központi gépjármű biztonsági szabvány az Egyesült Államokban, ami a gépjármű vezetők (és utasok) balesetekkel szembeni védelmét szolgálja

## 1. Bevezetés

További kritikák léteznek még az alkalmazott **HIC küszöbértékkel** kapcsolatosan. Szabványosított frontális töréstesztek esetén az elfogadott szabványhoz tartozó toleranciaérték a  $HIC_{15}=700^3$ , ami az alkalmazott kockázati görbe alapján 5%-os bekövetkezési valószínűséghez tartozik. Ez a megfigyelés holttestekkel végzett kísérleteken alapul (Got, 1978; Tarriere, 1982; Nahum and Smith, 1976; Nahum, 1977), amelyek során a sérülés bekövetkezésének meghatározásakor csak a koponyatörést, illetve a hematomát<sup>4</sup> vizsgálták, míg a további lehetséges sérüléstípusokat nem vették számításba. Az említett kritikákkal összhangban, a valóságban bekövetkező autóbalesetek utólagos felülvizsgálata alapján (Mueller, 2015), a jelenleg használt kockázati görbe komolyan alábecsülheti a sérülés bekövetkezési valószínűségét. A fent említett kritikáknak köszönhetően számos más mérőrendszer került ajánlásra a szakirodalomban, de a HIC lecserélésére való törekvések sikertelenek voltak (King and Viano, 2000).

A jelenleg alkalmazott kockázati görbe pontosítását az **emberi agy fejlett sérülékenységi analízisével** érhetjük el, ahol már az emberi agy feszültségeit és alakváltozásait (vagyis a szövet-szintű változókat), illetve a szöggyorsulás hatását is figyelembe vesszük. A szövet-szintű változók meghatározása **végeselemes szimulációkkal** lehetséges, melyre számos példát lehet találni a szakirodalomban (Doorly, 2005; Viano, 2005a; Viano, 2005b; King, 2003; Takhounts, 2003; Kleiven, 2007; Takhounts, 2008; Takhounts, 2013; Post, 2015). Ily módon a korábbi balesetek végelelemes rekonstrukciójának segítségével az emberi szövet-szintű küszöbértékek is megbecsülhetők (King, 2003; Kleiven, 2007; Post, 2015). Ezen ellenállásra állatkísérletek (Stalnaker, 1977; Abel, 1978; Nusholtz, 1984; Meaney, 1993) alapján is következtetni tudunk, bizonyos skálázási technikák (Takhounts, 2003) alkalmazása után.

**Jelen TDK munka fő célja a HIC értékek és a traumás agysérülések bekövetkezési valószínűsége közötti kapcsolat vizsgálata**, olyan töréstesztek esetén, ahol frontális ütközésről beszélünk, és a becsapódási sebesség a szabványosan előírt 56 km/h. A valódi balesetek felülvizsgálata (Mueller, 2015) és azon tény alapján, hogy a HIC sérülési mérték és a jelenleg használt kockázati görbe kidolgozása során több tényezőt elhanyagoltak, az a *hipotézisem*, hogy a traumás agysérülés valószínűsége számottevően nagyobb, mint amit a jelenlegi szabványok előre jeleznek. Ebben a kutatásban ennek a hipotézisnek a létjogosultságát vizsgálom felül.

A valószínűségszámítás során alapvető fontosságú azoknak a **bizonytalanságoknak** a figyelembevétele, amelyek jelentős mértékben befolyásolják a számított sérülési valószínűség értékét. A bizonytalanságok egyik fő forrása a szövet-szintű ellenállás változékonysága az emberek között. Tekintve, hogy a számított HIC értékekben nem szerepel a szöggyorsulások hatása, az a *hipotézisem*, hogy a szövet-szintű hatások számottevő változékonyságot mutathatnak az egyes töréstesztek között, még akkor is, ha a tesztek során a fejlet gyorsulások ugyanakkora HIC értéket képviselnek. Ez a fajta bizonytalanság első sorban a különböző autók kialakításának (karosszéria, biztonsági rendszer, stb.) változékonyságából származik.

<sup>3</sup> Az alsóindex azt jelenti, hogy 15 ms-os időintervallumot veszünk figyelembe

<sup>4</sup> A koponya alatti vérzést jelenti, amelyről (és a többi vizsgált sérülés típusról) a 2.2. alfejezetben olvashatunk.

## 1. Bevezetés

Természetesen ezeken felül további bizonytalanságok is léteznek (például a hatás változása a különböző fejgeometriák és anyagi tulajdonságok függvényében). Ezek vizsgálata számos további kutatást igényelne, így ezek figyelembevételétől jelen munkámban eltekintek.

Számos mérnöki területen (Shinozuka, 1984; Pinto, 2006; Hazay és Vigh, 2017a) a vizsgált mechanikai rendszer tönkremeneteli (jelen esetben sérülési) valószínűségét **megbízhatósági analízissel** (Nowak and Collins, 2000; Lemaire, 2009) határozzák meg, melyet erre a célra a legmegbízhatóbb és legkorszerűbb módszerek tekinthetünk. Ennek alkalmazásakor a különböző típusú bizonytalanságok valószínűségi változók segítségével vehetők figyelembe. Ez a módszer jól alkalmazható az emberi agy esetén is, ahol a különböző sérüléstípusokat egy-egy tönkremeneteli komponenssel vesszük figyelembe, melyek között soros kapcsolást tételezünk fel (Hazay és Bojtár, 2017b). Ennek megfelelően, munkámban a traumás agysérülések bekövetkezési valószínűségét - az egyes *HIC* értékekre - az elsőrendű megbízhatósági módszerrel (First Order Reliability Method, **FORM**) határozom meg. A kapott valószínűségértékekre egy új sérülékenységi görbét illeszttek, ami a jelenlegi nemzetközi szabványokban szereplő kockázati görbe felülvizsgálatára és pontosítására használható.



---

## 2. SZAKIRODALMI ÁTTEKINTÉS

---

### 2.1. Bevezetés az agy anatómiájába

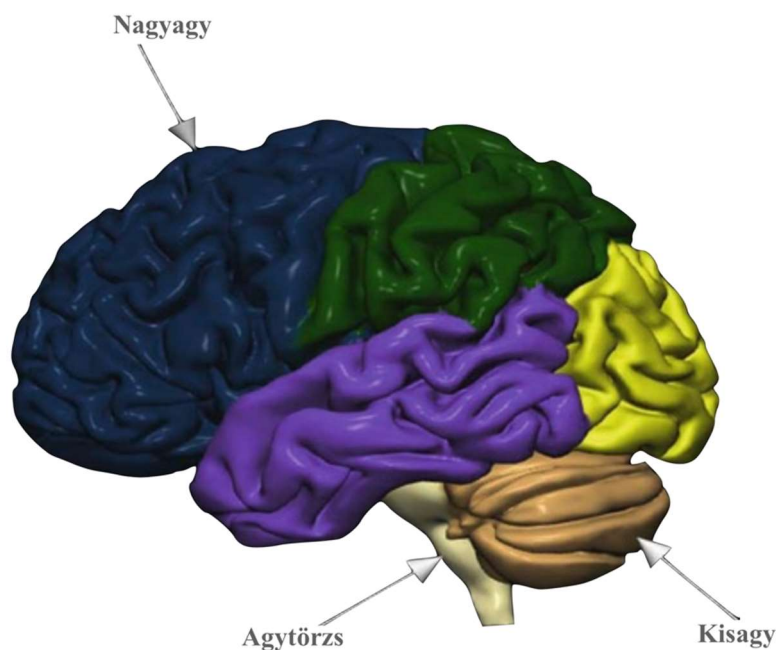
Az emberi agyat magába foglaló központi idegrendszer, amely az elmúlt 600 millió év alatt fejlődött ki, a legösszetettebb élő szervezet az általunk ismert univerzumban. Évszázadokon keresztül alaposan vizsgálták, tulajdonságainak leírásáról óriási mennyiségű nyomtatott és elektronikus formájú anyag gyűlt össze.

Ebben az alfejezetben az agy felépítéséről lesz szó, célja az agy alapvető anatómiájának megismerése és megértése, amire a sérülési mechanizmusok átláthatósága miatt lesz szükség.

#### 2.1.1. Az agy anatómiája

A központi idegrendszer az agyat, illetve a gerincvelőt foglalja magába (ez utóbbival a továbbiakban nem foglalkozunk). Az agy a koponya folyadékkal telt kamrás rendszerébe illeszkedik, és három fő részre (2.1. ábra) bontható:

- nagyagy,
- kisagy és
- agytörzs.



2.1. ábra: Az agy anatómiai felosztása (Miller-Biomechanics of the Brain)

A nagyagy részei:

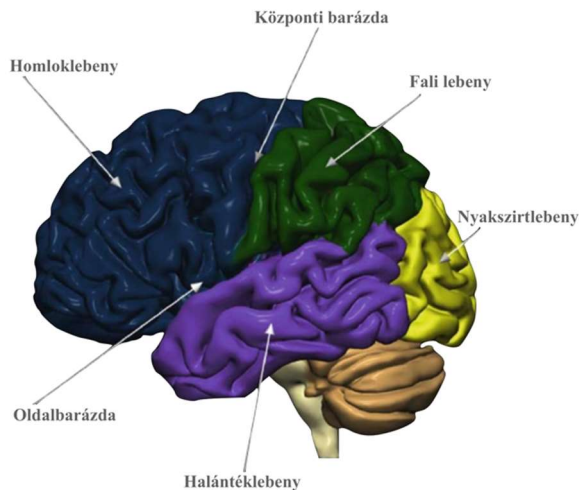
- a bal és jobb agyféltekék,
- az agytörzs fölött elhelyezkedő köztiagy, valamint a
- (mély) szürke magok.

## 2. Szakirodalmi áttekintés

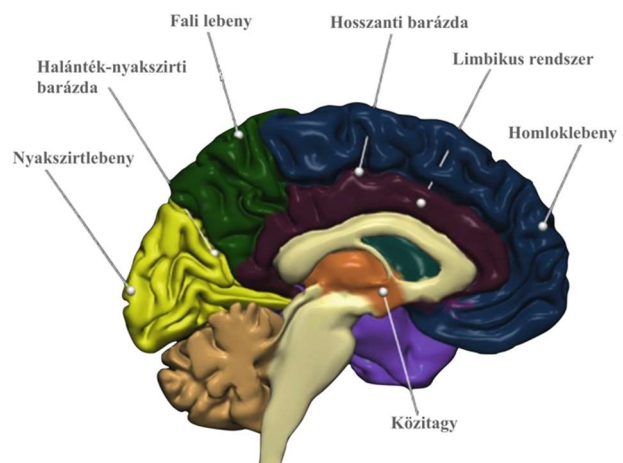
Az agyféltekék az agy legnagyobb részét teszik ki, és közöttük fehérállományú rost, a kérges test (corpus callosum) teremti meg a kapcsolatot. Az agyféltekék egyrészt a külső szürke állományból állnak, amelyet agykéregnek nevezünk, másrészt belső fehér állományból, amely a szürke magokat veszi körül.

A szürke állomány alapvetően idegsejteket tartalmaz, míg a fehér állományt túlnyomórészt a szürkeállományban elhelyezkedő idegsejtek axonjai (idegnyúlványai) építik fel, amelyek az idegsejtek közötti információátadást biztosítják. Az agykéreg erősen tekervényes, az agytekervényeket pedig agybarázdák határolják. A két nagyagyfélteke 5 lebenyre (2.2. ábra és 2.3. ábra) osztható:

- homloklebeny,
- halántéklebeny,
- fali lebeny,
- nyakszirtlebeny, és
- a nagyagyfélteke limbikus rendszerhez tartozó részei.



2.2. ábra: Az agy lebenyei (oldalnézet)



2.3. ábra: Az agy lebenyei (szagittális nézet)<sup>5</sup>

Egy külön lebenyként említhetjük az insulát, vagy centrális lebenyt. Az egyes lebenyek repedések (fissures) által határoltak.

A köztiagy az alábbi részeket foglalja magába:

- thalamus,
- subthalamus,
- hypothalamus

<sup>5</sup> Forrás: Miller-Biomechanics of the Brain

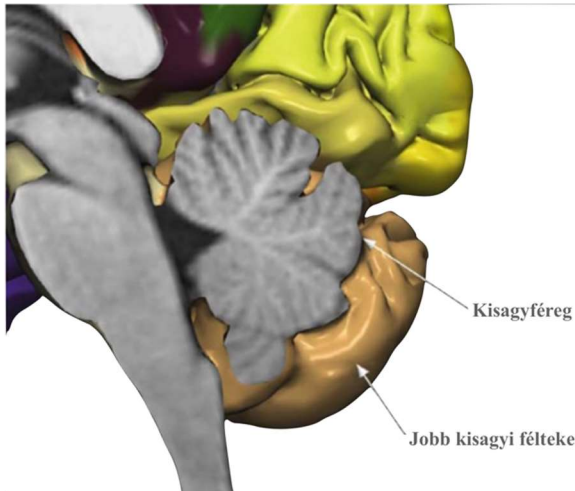
## 2. Szakirodalmi áttekintés

A kisagy részei (2.4. ábra):

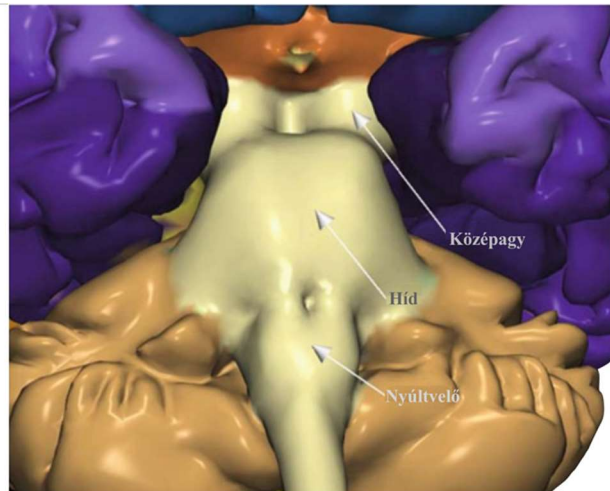
- bal és jobb kisagy félteke,
- központon elhelyezkedő vermis (féreg), amely összekapcsolja ezeket.

Az agytörzs három részre (2.5. ábra) tagolt:

- középagy,
- híd (a nyúltvelőt a középpaggal összekötő rész),
- nyúltvelő.



2.4. ábra: A kisagy részei



2.5. ábra: Az agytörzs három része<sup>6</sup>

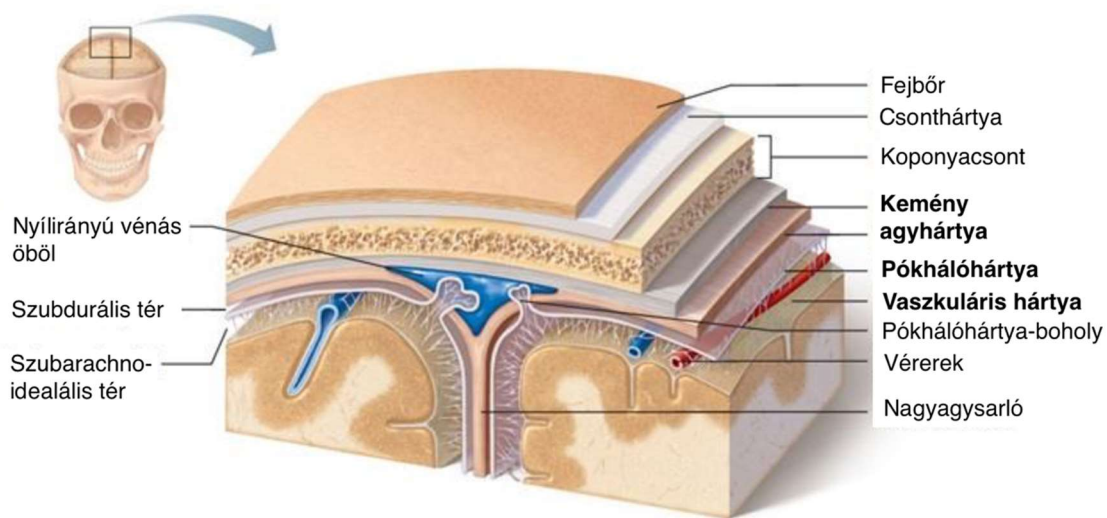
### 2.1.2. Az agyhártyák

Az agyhártyák, vagyis a központi idegrendszer burkai három kötőszöveti hártyát foglalnak magukba, amelyek körülveszik és védik a központi idegrendszer részeit. Ezen kívül további funkciókat látnak el:

- védik az artériákat, és körülveszik a vénás öblöket,
- tartalmazzák az agyvizet,
- elkülönítik az egyes részeket a koponyán belül.

A külsőtől a belső réteg felé haladva az agyhártyák a következők: kemény agyhártya (dura mater), pókhálóhártya (arachnoidea mater) és a vaszkuláris hártya/lágy agyburok (pia mater).

<sup>6</sup> Forrás: Miller-Biomechanics of the Brain



2.6. ábra: Az agyhártyák elhelyezkedése (Post Andrew, 2013)

Az agyhártyák közül a legmerevebb a *kemény agyhártya*. Ez egy kettős hártya a csonthártyához tartozó külső réteggel, amely a koponya belső felületéhez kapcsolódik, illetve az agyhártyához tartozó belső réteggel, amely az agy külső borítását formálja. Ez a két réteg normál esetben szorosan összesimul, kivéve azokat a helyeket, ahol a vénás öblöket zárja magába. Ezen kívül a kemény agyhártya bizonyos helyeken sövényeket is képez, név szerint a nagyagysarló (falx cerebri) és a kisagysátor (tentorium cerebelli), amelyek képesek csökkenteni az agynak a koponyán belüli elmozdulását/rázkódását.

A három réteg közül a középső a *pókhálódhártya*, amely az agy puhább fedését adja, és nem nyomul be az agytekervényeket elválasztó résekbe. Egy szűk, a kemény agyhártya alatti szubdurális térrel van elkülönítve a kemény agyhártyától. A pókhálódhártya alatt helyezkedik el a pókhálódhártya alatti tér (szubarachnoidealális tér), amely hálószerű kiterjedésével áthidalja ezt a rést, továbbá védi a hártyát az alatta fekvő vaszkuláris rétegtől, és ezenfelül tartalmazza az agyvizet is. Fontos hangsúlyoznom az agyvíz mechanikai szerepét, ugyanis az agy mondhatni "lebeg" ebben a folyadékban, ezáltal védelmet biztosít a különböző mechanikai hatásoktól, rázkódásoktól.

A *vaszkuláris hártya* finom kötőszövetekből áll, sok apró érrel. Ez az egyetlen agyhártya, amely szorosan kapcsolódik az agyhoz, és követi annak egész felületét.

## 2.2. Súlyos és mérsékelten súlyos agyi sérülések

Az agy a testi funkciók és a gondolati folyamatok irányításában kulcsfontosságú, emiatt *az agyi sérülések igen magas kockázatot* jelentenek a rokkantság és a halál előidézésében. Ezek a sérülések közvetlen, vagy közvetett fejet érő hatás eredményei lehetnek. Mindkét esemény nagy lineáris és/vagy szöggyorsulást idéz elő, amelyek az alapvetői okozói az agysérüléseknek.

Az agysérüléseket **fokális** (pontoszerű), valamint **diffúz** (szétterjedő) sérülésekre választhatjuk szét.

A *fokális* sérülések elég nagyok ahhoz, hogy láthatóak legyenek orvosi képmegjelenítő készülékeken. Ezek a sérülések általában jelentős elmozdulások eredményei, melynek során az agy mozgása időben elmarad a koponyához képest, így jelentős feszültségek jönnek létre ott, ahol az agy nekinyomódik a koponya belső falának. Ezen a felületen csontos kidudorodások

## 2. Szakirodalmi áttekintés

találhatók, ezáltal zúzódások keletkeznek. A *fokális* sérülések az agyi zúzódás és a vérömleny kategóriájába sorolhatók, számos fajtájuk létezik.

A *diffúz* sérülések leggyakrabban a fej elfordulásának eredményei, és ahogy az elnevezésben is szerepel, az agyszövetek kiterjedt térfogatán jelentkeznek. Ezek általában csak mikroszkopikus nagytűsben láthatóak, és ritkán jelennek meg a hagyományos orvosi képmezőjelítő eszközökön. Az adatok ilyen típusú sérülések esetén javarészt boncolásokból, illetve szövetszövetfestő vizsgálatokból származnak.

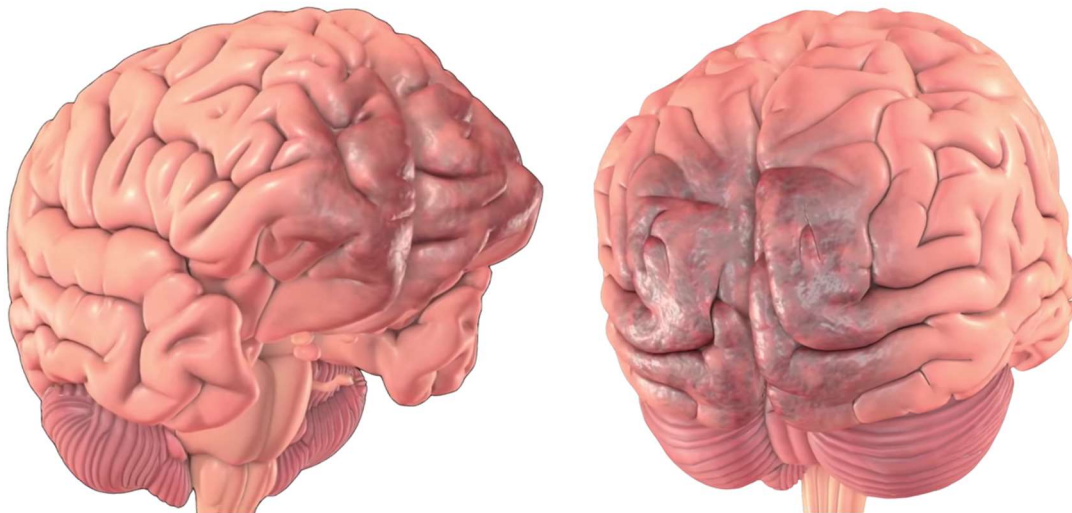
A *mérsékelten* súlyos agysérülés, másnéven agyrázkódás egyik fajtája a *diffúz* agysérüléseknek. Ezzel szemben a **diffúz axonális sérülés** a *legsúlyosabb* típusa az ilyen agysérüléseknek, és rendszerint rokkantsághoz, vagy halálhoz vezet.

A következőkben áttekintjük a sérülések károsodási mechanizmusait, hogy megismerjük milyen mechanikai hatások játszanak szerepet a sérülések kialakulásában.

### 2.2.1. Fokális sérülések

#### *Zúzódás*

A **kontúzió** kialakulásának egyik tipikus mechanizmusa az ütéssel egyező oldali, illetve ütéssel ellentétes oldali zúzódás (coup and contrecoup contusion). Például egy autóbaleset során a becsapódás pillanatában a fej előre zuhan, majd a hirtelen megállás következtében hátra lendül. Ennek során az agy nekinyomódik a koponya belső felületének, így lokálisan nagy összenyomódások és feszültségek keletkeznek az agyszövetben, ami ennek zúzódásához vezet (2.7. ábra). A zúzódás sokféle tünetet idézhet elő, attól függően, hogy az agy mely részét érte a károsodás.



2.7. ábra: Ütéssel egyező és ütéssel ellentétes oldali zúzódás<sup>7</sup>

<sup>7</sup> Forrás: Youtube: <https://www.youtube.com/watch?v=55u5Ivx31og>

## 2. Szakirodalmi áttekintés

### *Vérömleny/vérzés*

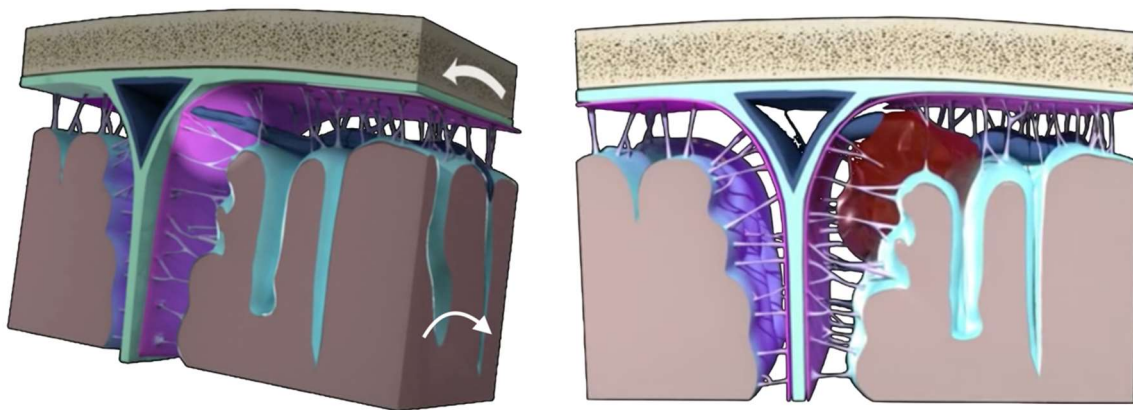
A vérömleny akkor jön létre, ha az agyi érrendszer megsérül, ezáltal különböző területeken nagy feszültségek jönnek létre a felgyülemelő vér miatt. A nagymennyiségű vér összenyomhatja az agyszövetet, komoly károsodást vagy halált okozva. A koponyán belüli vérzés lehet kemény agyburok feletti, kemény agyburok alatti, pókhálórtya alatti, valamint agyállományon belüli.

### *Kemény agyburok feletti vérzés*

Az epidurális vérzés esetén a vérömleny a kemény agyhártya és a koponya közötti részen van jelen. A vérzés forrása lehet vénás, illetve artériás jellegű. Az e fajta vérzés leggyakoribb okozója a koponyatörés. Ennek eredménye a koponyaüregben felgyülemelő vér, amely veszélyes nyomásnövekményt hoz létre.

### *Kemény agyburok alatti vérzés*

**Szubdurális vérzésről** (Subdural hematoma, **SDH**) akkor beszélünk, ha vérömleny keletkezik a kemény agyhártya alatti részen. Általában a hídvenák szakadásából (2.8. ábra) jön létre (ezek azok a vénák, amelyek a vénás öblökbe ürítik a vért az agy belső részéből). Ennek gyakori okozója a mechanikai terhekből származó relatív koponya mozgás, amely során a hídvenákban fellépő túlzott mértékű feszültség szakadáshoz vezet. Például egy ütközés során az agy még előre felé mozog, miközben a koponya már az ellenkező irányba. Az így keletkezett kisebb méretű vérzések felszívódhatnak, de a nagyobb vérömlenyek az agy-gerincvelői folyadékkal keveredve drasztikus mértékben növelhetik az agyra ható nyomást.



2.8. ábra: Szubdurális vérzés kialakulása<sup>8</sup>

<sup>8</sup> Forrás: Youtube: <https://www.youtube.com/watch?v=DkRZ0y2vEHY>

## 2. Szakirodalmi áttekintés

### *Pókhálóhártya alatti vérzés*

A pókhálóhártya alatti területen keletkező vérömlenyt jelenti, ami a pókhálóhártya és a vaszkuláris hártya közötti rész. Ez a sérülés a fejlet váratlanul érő ütés hatására is bekövetkezhet. A **szubdurális vérzéssel** összehasonlítva, ez nem okoz olyan gyorsan jelentős nyomást az agyban, mivel eloszlik a szubarachnoideális térben.

### *Agyállományon belüli vérzés*

Az intracerebrális vérzés abban az esetben áll fenn, ha lokalizált vérömlenyek találhatóak az agy állományában. Az ilyen fajta vérzések okát a koponyaüregben mindenütt fellépő nyomásnövekedésnek tulajdonítják. Fontos megjegyzés, hogy gyakran a **kontúzióval** jár együtt.

## 2.2.2. Diffúz agysérülések

A fokális sérülésekkel szemben a diffúz sérülések nehezen felismerhetők, gyakran a károsodás nagyrésze mikroszkopikus. A diffúz (”szétterjedő”) elnevezés arra utal, hogy a feszültségek és igénybevételek nagy térfogaton oszlanak el, így számos helyen bekövetkezhet az axonok károsodása. Úgy gondolják, hogy az ilyen fajta sérülés elsődleges okozója a relatív elfordulás, így amellet, hogy sokféle területen okozhat károsodást az agyban, annak csak egy bizonyos térfogatán is jelentkezhet.

### *Agyrázkódás*

Az agyrázkódás a diffúz sérülések legenyhébb formája. Az agyrázkódást egy trauma után bekövetkező agyi működési zavarként definiáljuk, amelyet gyakran eszméletvesztés, látási gyengeség, egyensúly és memóriazavar kísér, illetve hányinger/hányás is előfordulhat. Elsődleges okozójának a forgatást tartják, és megállapították, hogy egyes sporteseményeknél kifejezetten gyakori. A forgatások lineáris elmozdulásokkal kombinálva szétterjedt feszültség- és igénybevétel-növekményeket hoznak létre – az agyszövetben átmeneti/ideiglenes alakváltozásokat eredményezve –, ezek az agyrázkódás tüneteire vezetnek. Az idegi károsodások gyakran ideiglenesnek mutatkoznak, de hosszú távú elgyengülési tüneteket is okozhatnak.<sup>9</sup>

### *Diffúz axonális károsodás*

A **diffúz axonális károsodás** (Diffuse Axonal Injury, **DAI**) olyan sérülés, amely a fehérállomány nagy térfogatában lévő idegnyúlványok (axonok) károsodásából jön létre. Ez a sérülés túlnyomórészt forgó mozgásból származik, amely hozzájárul a fehérállomány és a szürkeállomány határán létrejövő igen nagy nyírési hatáshoz, mely az axonok károsodásához és az agyi funkciók megszakításához vezethet. A fejsérülési esetek kb. 50%-ában játszik szerepet, valamint a fejsérüléssel páciensek halálának mintegy 35%-áért felelős.

---

<sup>9</sup> Nemrégiben olyan bizonyítékot találtak, ami arra enged következtetni, hogy habár sokszor a mechanikai sérülés kicsinek tűnik, de az agyrázkódás következtében olyan élettani reakciók léphetnek fel, amelyek az agyszövetek hosszú távú degenerációjához vezetnek. Ez a kutatás előtérbe helyezte például az agyrázkódás kapcsán biztonságosabb sisakok tervezését az egyes sportágakban és az iparban.



2.9. ábra: Ép idegsejt, leszakadt axon, elhaló idegsejt<sup>10</sup>

Az **összes fejsérülés közül** ennek (DAI) a **halálozási** arányát találták a **legmagasabbnak** a maga 65%-ával, ezt követi a kemény agyburok alatti vérzés 47%-al.

### 2.3. Korábbi biomechanikai vizsgálatok

A sérülések biomechanikája számos vizsgált területet fed le, beleértve az emberi test különböző részeit. Ezek közül a traumás agysérülések vizsgálata epidemiológiai jelentősége miatt különleges témának mondható.

Az autóbalesetektől adódó sérülések megelőzésének egyik lehetséges módja olyan passzív biztonsági rendszerek tervezése, amellyel a sérülés valószínűsége elhanyagolhatóan kicsinek bizonyul. Ez a tervezési eljárás a **mechanikai hatások határértékeinek** meghatározását igényli, amelyek még az ember által elviselhetők.

Évtizedeken át tartó intenzív biomechanikai kutatómunkával (Gurdjian, 1966a; Hoshizaki and Brien, 2004; Zhang, 2004; Kleiven, 2007) igyekeztek meghatározni ezen tolerancia-szinteket, azonban ez még koránt sincs befejezve, ugyanis a kutatások még ma is aktívan folynak. Ezekben a vizsgálatokban az emberi agy egy extrém hatásoknak kitett **mechanikus rendszernek** tekinthető. A vizsgálatoknál fellépő terhek extrém jellege abban áll, hogy mindennapokban megjelenő terhekhez viszonyítva jelentősek, aránylag ritkán következnek be, és **szélsőséges (extrém) következményekkel** járnak (agysérülés).

A korábbi évtizedekben a kutatók *tapasztalati kísérleteket* végeztek kadávereken, állatokon és helyettesítő fizikai modelleken (Viano, 1989; Hardy, 1994; King, 2003). Az alapvető cél a sérülés mechanikájának azonosítása és leírása, valamint a tolerancia-határ megadása volt. Ezen kutatások esetén az emberi fejre érő külső mechanikai terhek jellemzői voltak az *input paraméterek*, amelyek a sérülések bekövetkezésével álltak kapcsolatban. Az úttörő törekvések között említendő a Wayne State University (Gurdjian and Lissner, 1944) koponyatörési kísérletei, amelyek az első tolerancia-görbe, a Wayne State Tolerance Curve (WSTC) kidolgozásához vezettek. Kutatásokat végeztek eltérő típusú agysérülések sérülési

<sup>10</sup> Forrás: Youtube: <https://www.youtube.com/watch?v=55u5Ivx31og>



## 2. Szakirodalmi áttekintés

mechanizmusainak analizálására, és kísérletek segítségével megállapították, hogy a zúzódások a megemelkedett intrakraniális nyomással állnak kapcsolatban, a koponya és az agy között létrejövő relatív mozgásoknak és a koponya helyi hajlításának köszönhetően.

A következő részben az egyes *agysérülés típusok korábbi vizsgálati módszereit* tekintjük át.

### 2.3.1. Zúzódások és vérzések a koponya deformációból és az agy mozgásából

A sérülési mechanizmus és a befolyásoló tényezők, amelyek hozzájárulnak a koponyán belüli vérzés kialakulásához, hasonlóak az agyi zúzódást okozókhoz. Ebből a kutatásból (Gennarelli and Thibault, 1982; Gurdjian and Gurdjian, 1980) arra következtettek, hogy van egy folytonos tartománya az agyi mozgás által kiváltott fejsérüléseknek, ahol a zúzódások alacsonyabb hatású mozgás esetén jönnek létre, míg a koponyán belüli vérzések magasabb hatáznál jelentkeznek. Az *állatkísérletek* (Gennarelli, 1983) valóban kimutatták, hogy – ellentétben a zúzódásokkal – csak a magas szintű lineáris és szöggyorsulások, ill. gyors ütemű rohamok felelősek az e fajta sérülésekért.

Az agyi vérzések magán az agyszöveten belül is megtalálhatóak a hatás elmúltával. Kis szakadások/repedések és vérzések gyakran fellelhetők a fehér és a szürke állomány határfelületén, az alkalmazott erő irányában. Az elmélet igazolásához a kutatók *nem ütődésen alapuló lineáris és szöggyorsulásokat* alkalmaztak majmokon az agysérülések vizsgálatára. Úgy találták, hogy amikor lineáris és rotációs mozgások mennek végbe, akkor subdurális vérzés keletkezhet bármilyen fizikai behatás hiányában is.

### 2.3.2. Koponyán belüli nyomás közvetlen hatásból

Az intrakraniális nyomás a koponyán belüli nyomást jelenti az agyszövetekben, illetve az agygerincvelői folyadékban. Állatokon és holttesteken végzett kutatásban az agy *deformációját* hozták létre olyan hatásból, amely megnövekedett koponyán belüli nyomást okozott (lineáris mozgásokat és szöggyorsulásokat használva). A külső hatásból származó *nyomásgradiens elmélete* az egyik elsődleges tényező volt a pontszerű agyi sérülések okainak kidolgozásában. Az agy – tehetetlenségéből fakadóan –, a hatás oldalán nekinyomódik a belső falnak – mivel „lemarad” a gyorsabban mozgó koponyához képest –, így egy magas nyomású felület jön létre. A létrejövő nyomásgradiens nyírófeszültségeket eredményez, amelyek az agyszövetek helyi deformációját idézik elő. A nyomásgradiens első vizsgálatainak egyikéből, amely során kutyákat használtak (Gurdjian and Lissner, 1944), kiderült, hogy a nagy nyomású területek a hatás oldalán, az alacsony nyomású területek pedig a hatással ellentétes oldalon jelentkeznek. Ebből arra következtettek, hogy a nyomásgradiens a két oldal között ártalmas dinamikus feszültségeket produkál az agyszövetben. A kutatást folytatva – agyrázkódást előidéző hatásokat tesztelve kutyákon – a koponyán belüli *nyomást a gyorsulás nagyságához és időtartamához* köthették.

Megjegyezzük, hogy fizikai modellként – a nyomásgradiens vizsgálatához – készült egy zselével töltött koponya is (Thomas, 1967), amellyel (szenzorokat használva az agy dinamikájának hatás közbeni megfigyeléséhez) kimutatták, hogy a gyorsulás és a nyomás pozitív összefüggésben álltak. Ezek a mérések azt mutatták, hogy a nyomásgradiens nem mindig jelentős, és mind a nyomás, mind a gyorsulás értéke alapvető ebben a mechanizmusban.

### 2.3.3. Rotáció okozta koponya/agy relatív mozgás

Az elmélet, mely szerint a fej rotációja, és nem a lineáris mozgás okozza az agysérüléseket, először 1943-ban került említésre (Holbourn, 1943). Két alapvető koncepció létezik annak magyarázatára, hogyan okoz a rotáció sérülést az agyban:

- Az agy képtelen a koponyán belüli relatív elfordulásra, mivel egyes részei fennakadnak a koponya belső felületén és az itt átadódó nyíróerők veszélyes koncentrált nyírófeszültségeket hoznak létre.
- Az agyszövet diffúz nyírása – általában az eltérő tehetetlenségi jellemzőknek köszönhetően –, változó sűrűségű zónákban jön létre, pontszerű és szétterjedt sérüléseket okozva.

A külső hatásból származó agymozgások korlátozása az elülső koponyaárokknál a legjelentősebb, ami talán megmagyarázza, miért itt történik az agysérülések döntő többsége, a külső hatás helyétől függetlenül. Egy olyan fizikai agymodellt használva, amely az agy anyagát homogénnek és összenyomhatatlannak definiálja, megvizsgálták ezt az elméletet (Holbourn, 1943). Azzal a feltételezéssel élve, hogy a nyírófeszültségek és igénybevételek a legvalószínűbb forrásai a sérülésnek, arra az eredményre jutottak, hogy a diffúz sérülések tekintetében a rotáció sokkal nagyobb befolyással rendelkezik, mint a lineáris mozgások. Ezt támogatva végeztek *közvetlen hatású kísérleteket* majmokon (Gurdjian, 1968), amelyet azzal a következtetéssel zártak, hogy káros igénybevételek keletkezhetnek az agyban, melyek oka a szövetek anyagi tulajdonságainak különbözősége, illetve a bennük történő erőátvitel.<sup>11</sup>

Az elmélet további vizsgálata során nem ütközésből származó, tiszta szöggyorsulásokat keltettek majmokon (Unterharnsheidt és Higgins, 1969). Az állatok szubdurális vérzést, a hídvenák szakadását, és agysérülést szenvedtek, amely megerősítette az elméletet, miszerint a rotáció magában is képes komoly agysérülést okozni.

Egy speciális eszközzel is végeztek kísérleteket ugyancsak majmokon (Gennarelli 1972, 1979, 1981; Adams 1981, 1983), amelyekben képesek voltak létrehozni irányított lineáris és szöggyorsulásokat az állatok fején. Az eredmények azt jelezték, hogy a szöggyorsulási impulzusokat alkalmazva diffúz idegsejt sérülés, és heves szubdurális vérzés jöhet létre. A vérzést rövid időtartamú, nagy hatású, a diffúz sérülést pedig hosszabb lefolyású, alacsonyabb hatású szöggyorsulások okozták.

### 2.3.4. Együttes lineáris és szöggyorsulás

Habár kimutatták, hogy a koponyán belüli feszültségek nagyban függenek a lineáris gyorsulásoktól, az agy mozgásából keletkező húzási igénybevételek pedig a

---

<sup>11</sup> A nagysebességű videófelvetelek ideális megoldást biztosítanak egy hatás következtében történő gyors mozgások tanulmányozására. Ezt a technikát arra használták, hogy elemezzék a fejet érő lineáris és rotációs hatásokat kutyák, majmok, emberi holttestek és koponya modellek esetén.

Az agy deformációját bonyolult kimutatni. Sok kutató elmélkedett a hatás ideje alatt történő agyszövetek mozgásáról. A röntgenteknika használatával az agyba jutott ólom-pelletről készítettek felvételeket, hogy demonstrálják az agy mozgását. Úgy találták, hogy az ólom-pellet mozgása az impulzus időtartamával, illetve az alkalmazott nyomás nagyságával arányos.

## 2. Szakirodalmi áttekintés

szöggyorsulásoktól, de *nem létezik* olyan eset a vizsgálati *laboron kívül*, ahol ezek egymástól elválasztva lennének jelen. Ez arra az elméletre vezetett, hogy az agysérülések a lineáris és szöggyorsulás kombinációjaként keletkeznek. Ha a sérülések kizárólag a rotációtól függenének, akkor irreálisan nagy gyorsulás kellene a sérülés bekövetkezéséhez.

Újabb, fizikai és numerikus modellezést használó munkák igazolják a korábbi Gennarelli és Adams (Gennarelli and Adams, 1983) által vezetett kutatást, amelynek témája a diffúz axonális károsodás, így a végeselemes módszer is alátámasztotta az állat- és holttest kísérleteket.

Zhou (Zhou, 1995) végeselemes modellt használt, hogy kimutassa, az ütéssel egyező és ütéssel ellentétes oldali sérülés (zúzódás) nyomás által jön létre, míg az agytörzs sérülését nyíró igénybevétel okozza.

Bandak és Eppinger (Bandak és Eppinger, 1994) arra használták az emberi agyról alkotott végeselemes modelljüket, hogy megmutassák, mindkét gyorsulás típus okozhatja az agy károsodását.

Ezek a modellezési megközelítések rendelkeznek azzal az előnnyel, hogy pontosabban reprezentálják az emberi szövet reakcióit egy adott hatásra, illetve az emberhez közelebb álló geometriát és jellemzőket tartalmaznak, mint a korábbi állat modellek.

### 2.3.5. Fejsérülésekre való következtetések

A korábban bemutatott agysérülések mechanizmusában **egy változó közös**: ha egy bizonyos mérhető értékű alakváltozás vagy feszültség az agyszövetben túllép egy tolerancia értéket, ahonnan már nincs regeneráció, akkor az sérüléseket eredményez. Ezen sérülési toleranciák azonosítása szükséges a védőeszközök és a szerkezettervezés hatékonyabb fejlesztéséhez.

Természetesen mivel sokféle sérülési mechanizmus létezik, nehéz egyetlen, egyedülként elfogadható tolerancia szintet definiálni. Amikor sérülési küszöbértékeket hozunk létre, sok különböző tényezőt kell számításba venni.

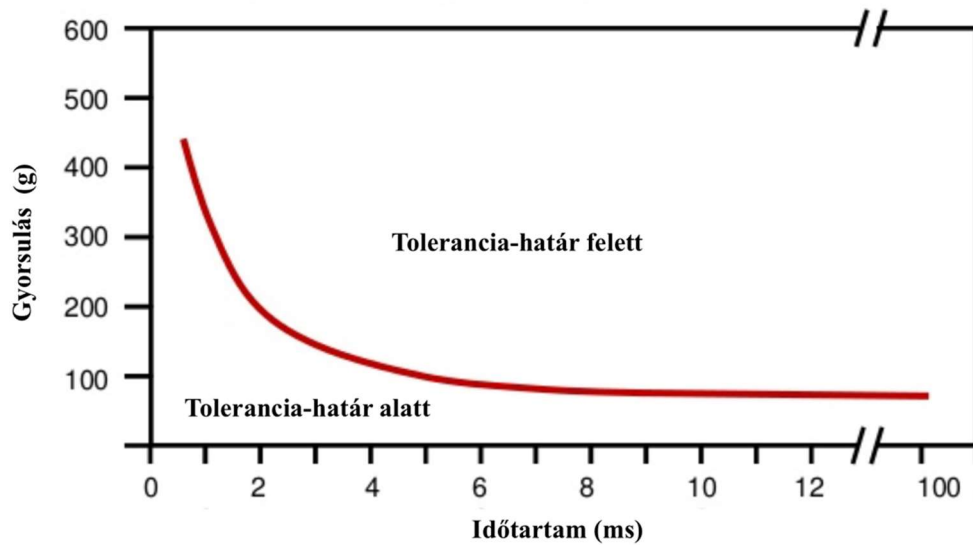
A fejet érő külső hatás nagyságát és irányát jellemző paraméterek az *input* változók. A mechanikai *output* változók pedig az agy deformációi, a feszültségei, és nyomásai. További tényezők is megemlíthetők, amelyek befolyásolják az input és output változókat, mint például a fej geometriája, és az anyagtulajdonságok, amelyek függhetnek a kortól, nemtől, és az általános egészségi állapottól.

A **korábbi** (kísérleten alapuló) vizsgálatokban az **input változókkal** foglalkoztak, ezek nagysága alapján próbálták következtetni a toleranciára. Eleinte az input adatok közül is csak a translációs gyorsulásra koncentráltak, a rotációs gyorsulást elhanyagolták, így jöttek létre az első sérülési kritériumok, mint például a GSI (Gadd Severity Index), illetve a máig is érvényben lévő HIC (Head Injury Criterion).

A korábbi vizsgálatokban egyrészt a lineáris gyorsulás csúcserőke és a nyomás, valamint koponyatörés között találtak korrelációt, másrészt a gyorsulás-idő görbe jellege is lényegesnek mutatkozott (Gurdjian, 1966). Állat és holttest kísérletek adatait felhasználva egy gyorsulás-idő tolerancia görbét hoztak létre. Ez a már említett Wayne State Tolerance Curve (WSTC), amit Gurdjian (Gurdjian, 1953) mutatott be az emberi fej tűréshatárának jelzésére (2.10. ábra). Ez a görbe azt szemlélteti, hogy a nagy gyorsulási érték kevés ideig tolerálható, míg kis gyorsulási

## 2. Szakirodalmi áttekintés

érték hosszabb ideig.



2.10. ábra: Wayne State Tolerancia Görbe<sup>12</sup>

Az autóiparban fontos cél volt egy könnyen alkalmazható, a biztonsági rendszerek fejlesztésére alkalmas mérőrendszer felállítása. Ezért kidolgozták a Gadd súlyossági indexnek (Gadd Severity Index, GSI) nevezett mérőrendszert (Gadd, 1966), ami a WSTC kibővítése, az alábbi alakban:

$$GSI = \int_{t_0}^t a^{-2.5} dt \quad (2.1)$$

A képletben szereplő  $a$  a próbabábu fejének translációs gyorsulása, a 2,5 hatvány a súlyozási tényező,  $t$  pedig az idő. A súlyozási tényező szerepe, hogy nagyobb jelentőséget adjon a magas szintű hatásoknak a sérülés kialakulásában.

A GSI továbbfejlesztésének érdekében Versace (Versace, 1971) javasolta az ún. Head Injury Criterion (HIC) bevezetését, amelyet az NHTSA (National Highway Traffic Safety Administration) Egyesült Államokbeli kormányügynökség is elfogadott autóipari szabványos tesztléshez. A HIC kiszámítása a fej súlypontjában mért lineáris gyorsulás egy választott időtartományban való integrálásával történik.

$$HIC = \left[ \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} a(t) dt \right]^{2.5} (t_2 - t_1), \quad (2.2)$$

Abból a célból, hogy kiválasszák a megfelelőnek hitt küszöbértékeket Prasad és Mertz (Prasad and Mertz, 1985) kockázati/sérülékenységi görbéket hoztak létre. Kétféle görbét készítettek, az egyik a koponyatörést, a másik az agysérülés bekövetkezési valószínűségét rendeli adott HIC értékhez. Ezek meghatározásához mindkét vizsgálat esetében holttesteken végezték a

<sup>12</sup> Forrás: <https://www.slideshare.net/UMInjuryCenter/concussion-biomechanics-and-prevention-by-stefan-duma>

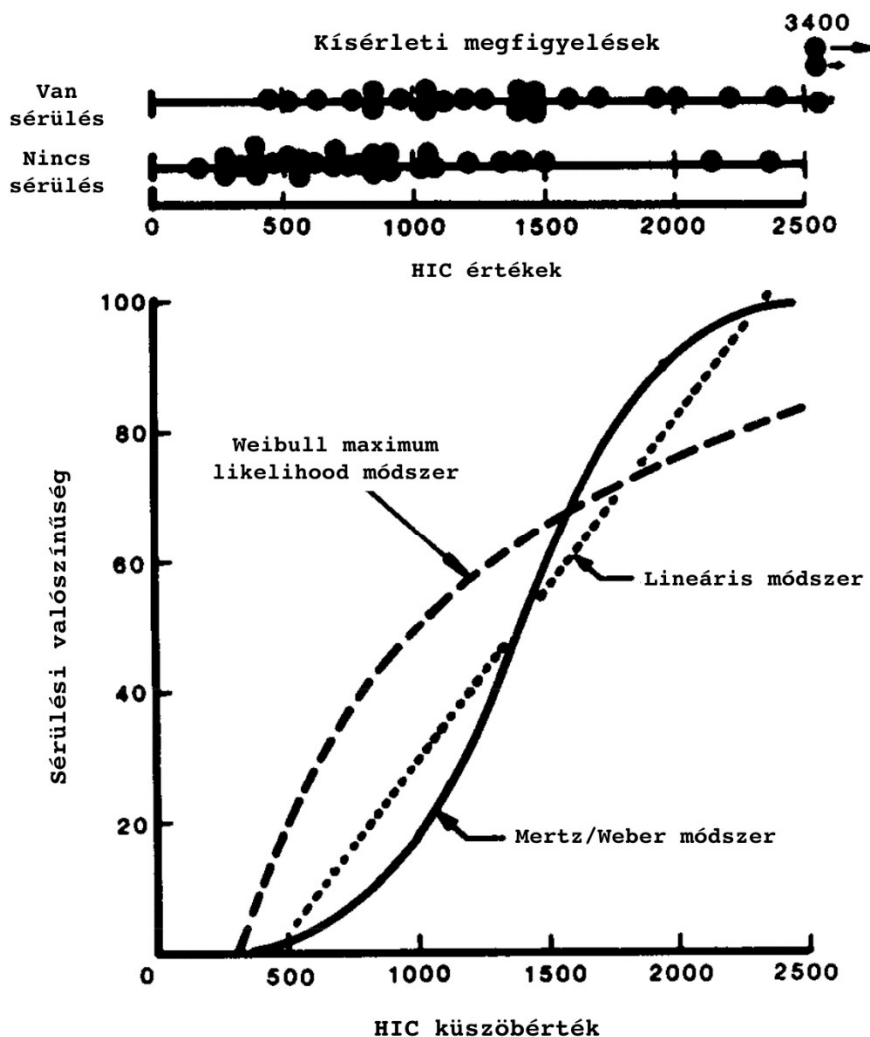
## 2. Szakirodalmi áttekintés

kísérleteket.

A koponyatörés és az agysérülés vizsgálatok eredményeit két csoportba sorolták: "van sérülés" és "nincs sérülés". Ezeket diagramon ábrázolták, az egyes *HIC* értékekkel feltüntetve. Fontos megjegyezni, hogy egyetlen érték sem egyezik meg azzal a *HIC* értékkel, amely sérülést okoz. A *HIC* értékek a "van sérülés" csoportban mind nagyobbak, mint a megfelelő *HIC* küszöbérték, a "nincs sérülés" csoportban pedig mind kisebbek. Mindkét esetben a holttestekhez tartozó küszöbérték ismeretlen, csak annyit tudunk, hogy a *HIC* ezt vagy átlépi, vagy pedig alatta marad.

Mertz és Weber (Mertz and Weber, 1982) felismerték a sérüléstoleranciához tartozó kockázati görbe becslésének nehézségét olyan mintákból származó adatoknál, amelyeket nem a küszöbérték meghatározására szolgáló standard technikák szerint teszteltek. Megjegyezték, hogy a mért reakció adatok eloszlása semmilyen információt nem szolgáltat arról, hogy a reakció előre jelzi-e a megfigyelt sérüléseket. Azt kellett feltételezniük, hogy ilyen korreláció létezik. Ezt követően rendelkezésükre állt egy becslés a küszöbértékek tartományáról, egyrészt a legmagasabb reakció érték által a nem sérült mintákból, illetve a legalacsonyabb reakció érték által a sérült mintákból. Az első megközelítés kockázati görbét illetően megadható azzal a feltételezéssel, hogy a görbe lineáris. Ezt **lineáris módszernek** nevezték, és ebben az esetben 0% tartozik a legkisebb reakciójú sérült mintához, és 100% a legnagyobb reakcióval rendelkező nem sérült mintához. Kidolgoztak egy olyan görbe-konstruálási technikát is, amelynél azt feltételezték, hogy a küszöbértékek normál eloszlásúak, az így kapott görbét, "**Mertz/Weber módszer**"-nek nevezték.

A U.S. Advisory Group úgy határozott (Prasad and Mertz, 1985), hogy a Mertz/Weber módszerrel kapott görbéket használja, mivel ezek bizonyultak a kockázati görbék legjobb becsléseinek, mind a koponyatörés (2.11. ábra), mind az agysérülés (2.12. ábra) esetében. Az analízis során használt két adattípus közül a koponyatöréshez tartozót megbízhatóbbnak ítélték. Megjegyezzük, hogy az agysérülési adatok meghatározásához használt teszt-metodikának számos komoly korlátja van. Mivel náluk csak az artériás rendszer van nyomás alatt, a vénás rendszer károsodását nem mérik, azonban a vénák szakadása szubdurális hematomát eredményez, amely a halál egyik fő okozója a súlyos fejsérüléseknél. További észrevétel, hogy a diffúz axonális károsodás sem azonosítható ezzel a módszerrel.



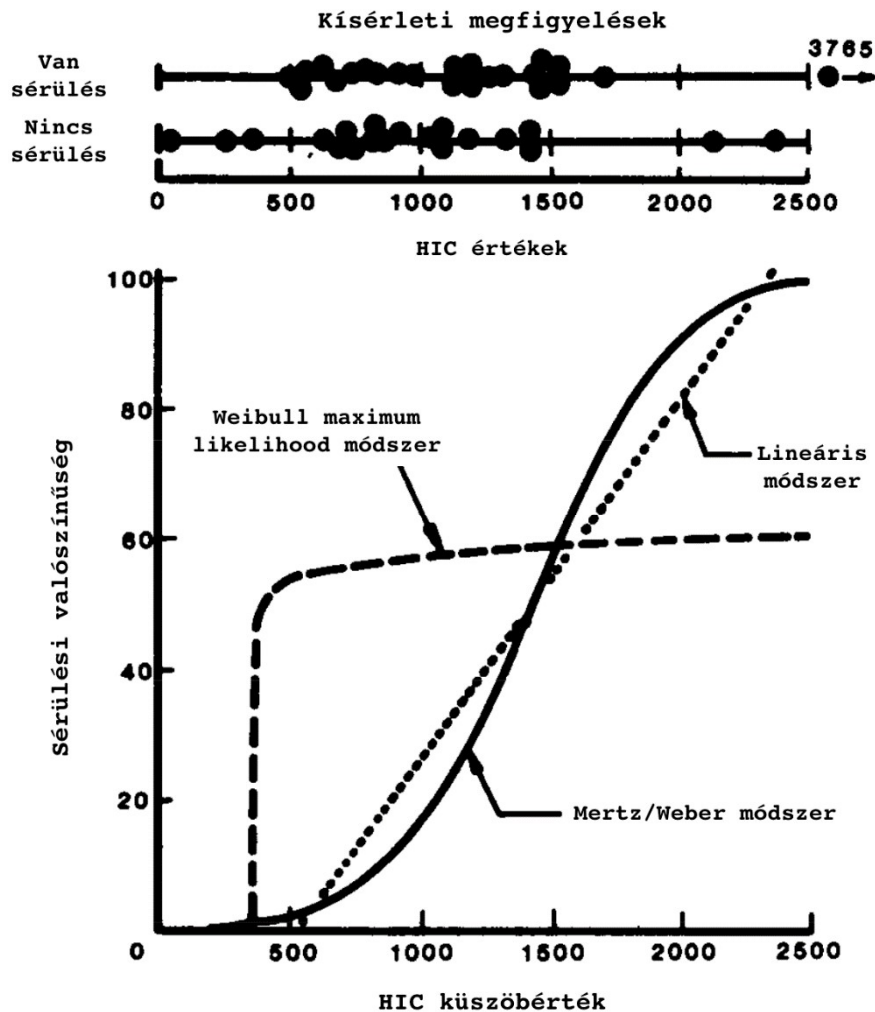
2.11. ábra: Koponyatöréshez tartozó tolerancia görbe (Prasad and Mertz, 1985)

A  $HIC$  értékeket a (2.2) összefüggés alapján határozták meg 15ms-os időintervallumot figyelembe véve. Ezen  $HIC_{15}$  érték és egy súlyos (AIS4+) sérülés bekövetkezési valószínűsége ( $P_{AIS4+|HIC_{15}}$ ) közötti kapcsolatot pedig az alábbi összefüggéssel írták le:

$$P_{AIS4+|HIC_{15}} = \Phi\left(\frac{HIC_{15} - 1434}{430}\right), \quad (2.3)$$

ahol  $\Phi$  a kumulált standard normál eloszlásfüggvény.

**Dolgozatom fő célja a fenti összefüggés felülvizsgálata, vagyis a  $HIC_{15}$  értékek és a súlyos agysérülések bekövetkezési valószínűsége közötti kapcsolat meghatározása.**



2.12. ábra: Agysérüléshez tartozó tolerancia görbe (Prasad and Mertz, 1985)

Azon felismerés után, miszerint a sérülési mechanizmusok igen bonyolultak, illetve, hogy az agysérülések translációs és rotációs gyorsulások kombinációjaként jönnek létre, számos kétség merült fel a jelenleg használt sérülési mutatók alkalmazhatóságát illetően. A HIC egyik legnagyobb hiányossága, hogy kizárólag a lineáris gyorsulásokat veszi figyelembe, habár korábban fény derült arra, hogy a szöggyorsulások is jelentős szerepet játszanak az agysérülések kialakulásában. A HIC a fejet érő külső hatásokat veszi figyelembe, azonban megkérdőjeleződött, hogy elég-e egy olyan mérték használata, amely csak ezekkel a hatásokkal számol, és nem foglalkozik a feszültségekkel és igénybevételekkel, amelyek a könnyen deformálható agyszövetben keletkeznek. Ezen felül a *HIC* értékek sérülési valószínűséghez való hozzájárulása is megkérdőjelezhető. Mindezen kritikák ellenére a HIC széles körben használt a passzív utasbiztonsági rendszer teljesítményének értékelésére világszerte. Az elmúlt időben számos változás történt a biztonsági előírásokban, melyek főként a HIC kiértékelésénél használt időtartam hosszát és a toleranciaérték nagyságát érintette, azonban az alap koncepciója változatlan maradt. Ennek fő oka a könnyű alkalmazhatóság, egy ilyen input változón alapuló mértéknek megvan az az előnye, hogy a töréstartomány kiértékelése rendkívül egyszerű.

Az említett kételyek motiválták a kutatókat, hogy folytassák munkájukat annak érdekében,

## 2. Szakirodalmi áttekintés

hogyan létrehozzanak egy a HIC-nél megbízhatóbb sérülési mutatót. A közelmúltban új irányzat fejlődött ki, ahol a fejet érő külső hatások mellett az ún. output változók (az agyszövet feszültségei, alakváltozásai és nyomásai) is meghatározásra kerülnek, melyre a végelelem-módszer bizonyult a leghatékonyabb eszköznek. Erről lesz szó a további részben.

### 2.4. Jelenlegi irányzatok, végelelemes modellezés

A korábbi vizsgálatok a traumás agysérülések mechanizmusának és határértékének meghatározásához állatokat, kadávereket, és fizikai modelleket alkalmaztak. Újabban elsősorban numerikus, fizikai-matematikai modelleket használnak, azonban ezek mindegyike csak korlátozott sikereket ért el eddig.

A *kadáverekkel* végzett kísérletek során hiányzott az élő emberi reakció. Az anyagi tulajdonságok nem azonosak az élő szövetével, ahogy a különböző terhekre adott mechanikai reakciók sem.

Az *állatkísérleteknek* megvolt az az előnye, hogy élő szöveten történt az agysérülések speciális mechanizmusának rekreációja és modellezése, de a geometria nem egyezett az emberével. Ez az eltérés fontos, különösen azon területek azonosításánál, ahol valószínű a fokális sérülés létrejötte. Egy másik fontos korlátozás, hogy az állatok tűrőképességét csak bizonyos feltételezésekkel lehet az emberére skálázni, hiszen az agy mérete, szerkezete, és anyagi tulajdonságai különbözőek.

Az emberi *fejet helyettesítő fizikai modellek* használata újabb megközelítése a traumás agysérülések tanulmányozásának. Ezek a rendszerek, melyek általában egy fém fejformát és azon lévő bőrt foglalnak magukba, megbízhatóak és újra felhasználhatók, hátrányuk azonban a minden irányú validálás nehézsége. Habár a gyorsulásmérők használata némi korrelációt tesz lehetővé az agysérülésekkel, ezen fejformák mozgása nem képviseli azt a komplex szövet-szintű sérülés mechanizmust, amely kárt tesz az agyban.

A ma már elterjedt részletes numerikus modellezési technika potenciális megoldást kínál az említett kutatási módszerek korlátainak feloldására. A jelenleg használt *végelelemes modellezés* (VEM) lehetőséget ad a kutatóknak az agysérülés bekövetkezésének szimulálására olyan koponya/agy rendszereken, amelyek a korábbinál pontosabb geometriával, anatómiai részletekkel, és valóságosabb anyagi tulajdonságokkal rendelkeznek. A végelelemes modellezés használata így módon betekintést adhat az agysérülések mechanizmusába, illetve segítheti a tolerancia-szintek megállapítását.

#### 2.4.1. Végelelemes szimulációk

Végelelemes szimulációk során már nem a korábban taglalt input változók (mint például lineáris vagy szöggyorsulás) határértékeiről beszélünk, hanem egy jóval részletesebb és bonyolultabb szinten vizsgáljuk az agysérülések mechanizmusát. Ennek megfelelően az input változók helyett *output változókkal* dolgozunk, amely azt jelenti, hogy elsősorban nem a fejet



## 2. Szakirodalmi áttekintés

érő külső hatásokkal foglalkozunk, hanem azzal, ami az emberi koponyán belül történik. Ilyen output változók például az agyszövet feszültségei, nyomásai, deformációi, valamint a koponyagy relatív elmozdulása.

Számos végeselemes modell készült az emberi agyról az 1980-as évektől kezdődően, amikor a számítógépek teljesítménye lehetővé tette ezek futtatását. Az általános elképzelés ezen tanulmányokkal kapcsolatban az, hogy egy teljes mértékben validált, emberi fejről készült végeselemes modell álljon rendelkezésre.

A validáláshoz kapcsolódik Ward és Thompson (Ward and Thompson, 1975) háromdimenziós lineáris-elasztikus anyagmodellel rendelkező végeselemes modellje az agyról, mely tartalmazza kemény agyhártyát, a kamrákat és az agytörzset. A modellt frontális ütközési hatásoknak tették ki. A modell olyan tapasztalati adatokkal szemben került validálásra, amelyek egy kadáver fejére irányuló közvetlen hatás eredményeként az agytörzs elmozdulásának méréséből származnak. Az eredmények azt mutatták, hogy a modell a nagyagy és a kisagy nélkül nem tudta pontosan előre jelezni az agytörzs elmozdulását, de képes volt precízen megjósolni a koponyán belüli nyomás adatait. A nyomás validálására Nahum (Nahum, 1977) kadáver kísérletei váltak "szabványos" validálási eljárássá a végeselemes modellekhez.

Az 1990-es évek elején Ruan (Ruan, 1993) készített egy háromdimenziós végeselemes modellt az emberi fejről egy korábbi – Shugar (Shugar, 1975) által készített – geometria alapján, annak érdekében, hogy megvizsgálja a HIC és az agysérülés közötti korrelációt.<sup>13</sup> Közvetlen hatással a szimuláció korrelációt mutatott a HIC és a koponyán belüli nyomás között, illetve a fej gyorsulása és a koponyán belüli nyomás között.

A **diffúz axonális károsodás** előre jelzésének fejlesztésére Bandak és Eppinger (Bandak and Eppinger, 1994) konstruált egy végeselemes fej modellt CT képek segítségével, hogy kiértékeljenek egy új, alakváltozás alapú sérülés mértéket. A modell magába foglalta a koponyát, a kemény agyhártyát, a nagyagysarlót, az agy-gerincvelői folyadékot, és az agyat. Az agyat lineárisan rugalmasnak, homogénnek, és izotropnak, a koponyát pedig merevnek feltételezték. A bevezetett új mértéket (output változót) *Cumulative Strain Damage Measure* (CSDM)-nek nevezték, számítása a maximális fő-nyúláson alapul, amely a diffúz axonális károsodást okozó sérülési mechanizmussal áll kapcsolatban. A modellen háromdimenziós kinematikai szimulációkat végeztek, hogy megtalálják mely kinematikai hatás a felelős a DAI kialakulásáért. Eredményeik azt mutatták, hogy a CSDM a szöggyorsulással áll kapcsolatban.

Egy évvel később DiMasi (DiMasi, 1995) autók törésbiztonságát vizsgálta Hybrid III típusú próbababukat kombinálva egy 3-2-2-2 elrendezésű gyorsulásmérővel, végeselemes modellezést használva.<sup>14</sup> A tesztek során az autók oszlopoknak ütköztek. Eredményeik azt mutatták, hogy a szöggyorsulás a feszültség kialakulásában, míg a lineáris gyorsulás a magas

<sup>13</sup>Nahum (Nahum, 1977) adatait használta a modell részleges validálásához.

<sup>14</sup> Ez az elrendezés arra utal, hogy négy gyorsulásmérőt helyeznek el a koponyában, egyet a fej súlypontjába, és ettől meghatározott távolságra x, y, és z irányba a többi hármat. Erről a megbízhatósági modell ismertetésénél részletesen szó lesz.

## 2. Szakirodalmi áttekintés

*HIC* értékek kiváltásában volt hatásos. Ez alapján arra a következtetésre jutottak, hogy autóbalesetek esetén a *HIC* önmagában elégtelen az agysérülés előre jelzéséhez, mivel nem veszi számba a szöggyorsulást a sérülési mechanizmusban.

Ezeket követően egyre nagyobb számú fejmodell került bemutatásra világszerte, azonban ezek a modellek nagymértékben hasonlítanak a korábbi verziókhoz. Többségük egyáltalán nem validált, vagy pedig ugyanazt a korlátozott adatbázist használják fel a validáláshoz. Röviden, azt mondhatjuk, hogy új elképzelés hiányában a fejsérülések problémájának megoldásában nem történt jelentős előrelépés.

Nem tudjuk, mi motiválta ilyen sok, agysérüléssel kapcsolatos modell fejlesztését, de valószínűleg minden fejlesztő meg akarta mutatni, hogy az ő modellje jobb, mint a már meglévők. A validálás minden esetben hasonlóan történt, amely során nem állt rendelkezésre megfelelő mennyiségű részlet, hogy pontosan meghatározzák a geometriát, a terhelési feltételeket, és a hatás reakciókat. Ez okból az emberi agyról készült további modellek fejlesztése ezen az úton nem valószínű, hogy hatékonyan javítana azok minőségén.

### 2.4.2. Rekonstrukciók

A rekonstrukciós folyamat lényege, hogy megtörtént baleseteket rekonstruálnak videófelvételek és szemtanúk elmondása alapján, majd ennek segítségével megbecsülik a végeselemes modell input változóit, vagyis a terheket. A végeselemes modell lefuttatása után output változókat kapnak, amik ezután összevethetők a baleset kimenetelével. Az ilyen output változók például az intrakraniális (koponyán belüli) nyomás, maximális fő-nyúlás, von Mises feszültség.

*Maximális főnyúlás (Maximum principal strain)*

A maximális főnyúlás definíció szerint a szövet egyik főtengely menti megnyúlása az eredeti hosszához képest (Silva, 2006). Az anatómiai vizsgálatok során a mechanikai meghibásodással hozható összefüggésbe. Általánosan az agydeformáció jelzésére használják a fejsérülések végeselemes szimulációinál. A maximális főnyúlás egyenlete a következőképp néz ki:

$$\varepsilon_{1,2} = \frac{\varepsilon_x + \varepsilon_y + \varepsilon_z}{3} \pm \frac{\sqrt{2}}{3} \sqrt{(\varepsilon_x - \varepsilon_y)^2 + (\varepsilon_y - \varepsilon_z)^2 + (\varepsilon_z - \varepsilon_x)^2} . \quad (2.4)$$

*Von Mises-feszültség (Von Mises Stress)*

A Von Mises-feszültség a szerkezet (jelen esetben az agy) feszültségeit veszi figyelembe, eredményként egy skalár feszültséget ad, amely összehasonlítható az anyagra jellemző határértékekkel (Silva 2006). Az egyenlet, amellyel a Von Mises feszültség számítható:

$$\sigma = \sqrt{0.5 \left[ (\sigma_x - \sigma_y)^2 + (\sigma_y - \sigma_z)^2 + (\sigma_z - \sigma_x)^2 \right]} + \sqrt{3(\tau_{xy}^2 + \tau_{yz}^2 + \tau_{zx}^2)}, \quad (2.5)$$

ahol  $\sigma$  a normálfeszültség,  $\tau$  pedig a nyírófeszültség.

Franklyn (Franklyn, 2005) autóbaleset szimulációkat használt ismert AIS (Abbreviated Injury Scale) kimenetelekkel, hogy tesztelje két véges elemes fejmodell alkalmazhatóságát. Az AIS egy sérülés-specifikus skála, amelyet autóbalesetektől származó sérülések súlyosságának meghatározására használnak. A skálázás 1-től 6-ig terjed, ahol az 1-es jelenti a "kis sérülést", a 6-os pedig a "maximális sérülést", ami jelenleg nem kezelhető. A szóban forgó modellek a *Simulated Injury Monitor* (SIMon), valamint a kifinomultabb és teljesebb *Wayne State University* (WSUHIM) által fejlesztett modell (Zhou, 1995). Itt valódi autóbaleseteket rekonstruáltak a laboratóriumban. Az autók összes törési dimenzióját SAE J224-el rögzítették, ami egy ütközési deformációt osztályozó (Collision Deformation Classification CDC) profil, a sebességváltozást pedig a CRASH3<sup>15</sup> számította. Négy esetet választottak ki a rekonstrukciós folyamat relatív egyszerűsége alapján. Egy AIS=0 (kis sérülés), AIS=4 (súlyos sérülés), és AIS=5 (kritikus sérülés) esetet rekonstruáltak, és egy összetett AIS eset is szimulálásra került. A vizsgálat során az autókba Hybrid III típusú tesztbábukat helyeztek el (a bábuk a megfelelő üléseken voltak, a fejükön pedig a már említett 3-2-2 elrendezésű gyorsulásmérőket rögzítettek, hogy a fejre érő szöggyorsulások is meghatározhatók legyenek). Ezt követően a kapott lineáris és szöggyorsulásokat működtették mindkét végeelemes modellen a fej súlypontjában, és a kapott output változók eredményeit összehasonlították az orvosi jelentésekkel.

A kutatás arra az eredményre vezetett, hogy a modellek nem voltak képesek megbízhatóan megjósolni az orvosi jelentésben található sérülési eredményeket. Néhány esetben azonosítottak egy ismert sérülést, de egy másikat ugyanarra a rekonstrukcióra már nem. Ezen nehézségek valószínűleg a végeelemes modellek paramétereinek és elsősorban a rekonstrukciós folyamatnak az eltéréseiből származnak. Habár a modellek részlegesen (adott irányú terhekre) validáltak, valószínű, hogy a validálás némileg érvényességét/hitelességét veszti, amikor az agy más irányból kap hatást/terhelést. A rekonstrukciós folyamat bizonytalanságaiból adódóan, eredményként az a tanulság vonható le, hogy valószínűtlen, hogy a rekonstrukcióból nyert lineáris és szöggyorsulásokat inputként (bemenő adatként) lehet felhasználni validáláshoz.

Újabban Takhounts (Takhounts, 2008) módosította a SIMon végeelemes fejmodellt, annak érdekében, hogy fejlessze a pontosságát autóbalesetek esetében. A modell úgy lett átalakítva, hogy egyezzen egy általánosított fej geometriával továbbá a háló finomítása is megtörtént. Ezt a modellt használva elemezték dinamikai reakciók sorozatát agyrázkódást okozó hatásból, amelyet az ún. Head Impact Telemetry System (HITS), vagyis „fej ütközési elemző rendszer” segítségével rögzítettek amerikai futball mérkőzések alatt. A rendszer által mért dinamikai

<sup>15</sup> A CRASH3 egy általános célú számítógépes program, amelyet a járművek sebességének becslésére használnak valós autóbalesetek során.

## 2. Szakirodalmi áttekintés

reakciók 19g és 135g között változtak lineáris gyorsulás, illetve  $668\text{rad/s}^2$  és  $9922\text{rad/s}^2$  között szöggyorsulás esetén. Az agy deformációját leíró mértékek a maximális főfeszültség és a maximális főnyúlás voltak. A maximális főfeszültség alacsony korrelációt mutatott a sérüléssel. A maximális főnyúlás értékei 0.076 és 0.921 (azaz 7.6 és 92.1%) között változtak, amely jóval meghaladja a jelenleg feltételezett agyrázkódási küszöbértékeket. A deformációs változóknál az értékek többsége 50% körül volt, amely súlyos agysérülésnek felel meg a legtöbb orvosi küszöbérték szerint. Az eredmények értékelésekor a szerző megemlíti ezeket az eltéréseket, melyeket az alkalmazott anyagjellemzők pontatlanságának tulajdonít. Emellett a hibák a bemenő/input paraméterekben is hozzájárulhattak az eltérésekhez. A HITS rendszer érzékelői a sisak belső felére rögzítettek és a lineáris, ill. szöggyorsulásokat a gyorsulásmérő relatív helyzete alapján számolják. Ez a számítás figyelmen kívül hagy számos hatást, mint például, hogy a bukósisak nem merev, amely miatt a gyorsulásmérők egymáshoz viszonyított relatív helyzete változhat. Ezen felül a gyorsulásmérők a fejhez viszonyítva mozognak, illetve a gyorsulásmérők szabványos sebessége alacsony a közvetlen fejet érő hatásokhoz képest. Fontos az is, hogy a mérőrendszer nincs validálva szöggyorsulások mérésének tekintetében. Ezek miatt elképzelhető, hogy a tanulmány eredményei kevésbé megbízhatók a modellezési kérdések, és a sisakon alapuló rekonstrukciók által kapott dinamikai reakciókban talált hibák miatt is.

A kutatók egy része például Pellman (Pellman, 2003) amerikai futball mérkőzések során bekövetkező agyrázkódások körülményeit vizsgálták. Ezek a rekonstrukciós adatok a videófelvevteles elemzésekből legjobb esetben 11,3%-os hibát tartalmaznak, míg a szimulációk 17%-t mutattak lineáris, és 25%-t szöggyorsulások esetén.

Az a tanulság vonható le az említett vizsgálatok alapján, hogy a rekonstrukciók igen nagy bizonytalansággal terheltek, így csak pontatlan eredmény kapható belőlük. Pontosabb rekonstrukciókkal és végeselemes modellekkel remélhetőleg megoldás található ezen problémákra.

Összefoglalásként elmondható, hogy a kutatók megpróbálták összekötni az output paramétereket az agysérülések bekövetkezésével is, azonban eddig korlátozott sikereket értek el. A így kapott tolerancia értékek rendkívül nagy szórással rendelkeznek, így ezek csak durva becslésként használhatók. King (King, 2003) és Kleiven (Kleiven, 2007) felismerték, hogy a rekonstrukciók korlátozottak voltak. Lehetséges továbblépésnek az orvosi képalkotást tartották, amely segítséget nyújtana a sérüléstolerancia-kutatás nehézségeiben. Ez lehetővé tenné az azonosított sérült részek összehasonlítását a végeselemes futtatás eredményeivel, így megoldható lenne az agy deformációjának hely-specifikus mérése.

### 2.4.3. Sérülékenységi görbék

Az 1970-es évek végén a General Motors elkezdte használni az újonnan fejlesztett Hybrid III átlagos méretű férfi próbababut, hogy kiértékeljék az ún. második generációs légzsák rendszer fékező/utasbiztonsági képességét. Határértékeket írtak elő a Hybrid III bábu mért reakcióira, amelyet Injury Assessment Reference Values (IARV)-nak neveztek. Tulajdonképpen ezek a határértékek a fej esetében a már korábban említett *HIC* értékek voltak. Minden IARV-t úgy

## 2. Szakirodalmi áttekintés

választottak, hogy ha az értéket nem lépték túl, akkor a szóban forgó sérülés "nem valószínű", hogy bekövetkezik (vagyis kevesebb, mint 5% esélye van a sérülésnek).

Ezek alapján egy sérülékenységi görbe 5%-os kockázati értéke IARV-ként használható, azonban egy ilyen görbe megalkotásához nagyon körültekintőnek kell lenni. Először is a minta, amelyet a kockázati görbe megalkotásához használtak, lehetséges, hogy nem kellőképpen reprezentatív arra a népességre nézve, amelyre a görbe vonatkozik. A legtöbb esetben a tesztminták kadáverekből származnak, amelyek anyagi szilárdsága/tűrőképessége sokkal kisebb, mint az átlagemberé. Fontos megjegyzés az is, hogy az emberi testek méretvariációit nem normalizálták a bábuk méretéhez.

További gond, hogy a mért érték rendszerint nem egyezik meg a tolerancia értékkel, amelyet azon legalacsonyabb értéként definiálnak, amely hatására létrejön az adott sérülés. Ha a teszt során nincs sérülés, akkor a tesztelt mintához tartozó érték "jobbra illesztett", mivel a (tőle jobbra eső) küszöbérték nagyobb, mint a mért érték. Ha sérülés történik, akkor a teszt érték "balra illesztett", mivel a (tőle balra eső) küszöbérték kisebb a mért értéknél.

Hasonló módon (mint ahogy az már Prasad és Mertz (1985) cikke alapján említésre került) a két legfontosabb érték egy ilyen adatkészletből a legkisebb sérüléssel járó érték,  $X_{gyenge}$ , és a legmagasabb sérüléssel nem járó érték,  $X_{erős}$ . Ha további tesztek végzünk, akkor az vizsgálendő, hogy következik-e be sérülés  $X_{gyenge}$ -nél kisebb hatás esetén, illetve, hogy van-e olyan eset, ahol  $X_{erős}$ -nél nagyobb hatásnál sincs sérülés. Az ilyen teszteléssel megbecsülhetők a népesség tolerancia-tartományának határai ( $X_{gyenge}$ ,  $X_{erős}$ ).

---

## 3. VIZSGÁLATI MÓDSZEREK

---

### 3.1. Végeselemes modell

Egy végeselemes modell alapvető fontosságú alkotó elemei a geometria, az anyagi tulajdonságok, a peremfeltételek, a terhelési feltételek, és a végeselemes háló sűrűségének megadása. Egy végeselemes modell, amely rossz *minőségű hálót* használ, nem szolgáltat megbízható eredményt. Mindemellett fontos egy – az agy viselkedését megbízhatóan leíró – anyagmodell felvétele az agy precíz modellezéséhez.

A vizsgálatoknál az a szokás, hogy mindhárom lineáris és szöggyorsulás komponenszt a fej súlypontjában működtetik, hogy meghatározzák a koponyán belüli szöveti reakciókat.

#### 3.1.1. A SIMon végeselemes fejmodell bemutatása

A „Simulated Injury Monitor” (SIMon) végeselemes fejmodellt (Takhounts, 2003) azért fejlesztették, hogy felmérjék az autóbalesetek során bekövetkező súlyos agysérüléseket. Ebben a pontban bemutatásra kerül a SIMon eljárás elve, amely során egy „fejlett” („valós” emberi tulajdonságokat hordozó, vagyis a test geometriáját és viselkedését követő) emberi tesztábu segítségével mérik a kinematikai adatokat, kapcsolatban állva a végeselemes fejmodellel. Három különböző agysérülés vizsgálatát végzik el három sérülési mérték alapján. Ezek az ún. „*Cumulative Strain Damage Measure*” (CSDM), a „*Dilatation Damage Measure*” (DDM), és a „*Relative Motion Damage Measure*” (RMDM).<sup>16</sup> A gyakorlatban történő alkalmazhatóság céljából úgy döntöttek, hogy csökkentik a végeselemes modell bonyolultságát/összetettségét, vagyis csak a fej azon részeit veszik figyelembe, amelyek a számítás szempontjából a legfontosabbak. Ez a megközelítés lehetőséget ad tipikus ütközési eset szimulálására elfogadható számítási időn belül.

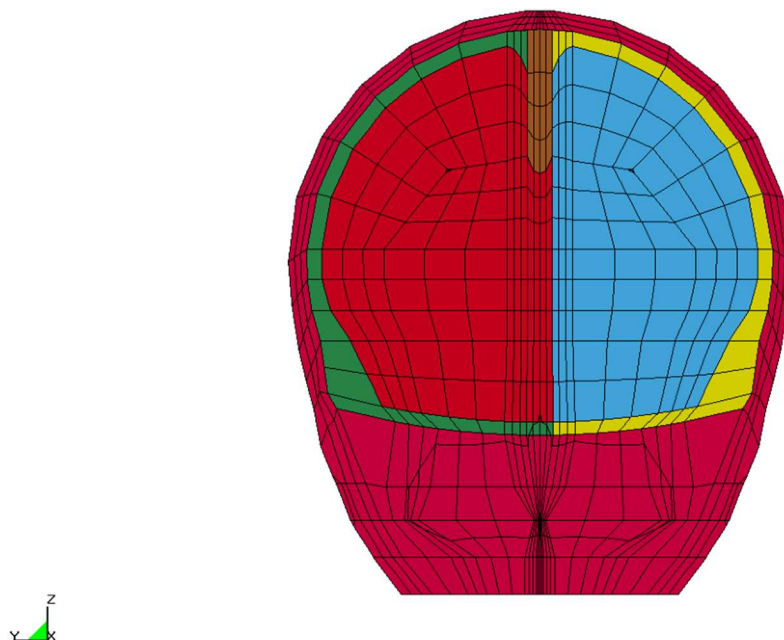
A számítás bemenő adataként szükség van egy új, vagy már korábban elvégzett töréstantervvel, amelynek adatait betöltjük a programba. Ezeket az adatokat a szoftver arra használja, hogy terhelési görbéket hoz létre, amelyek a végeselemes modellt vezérik. Ha a számítás lefutott, a modell mindegyik sérülési mértékhez hozzárendel egy értéket. Ezek az eredményadatok egy kritikus értékkel szemben kerülnek kiértékelésre mindegyik sérülési mérték esetében, azért, hogy meghatározzuk, történt-e sérülés. Ha a számításból kapott adat átlépi a kritikus értéket, akkor feltételezhető, hogy bekövetkezett a sérülés.

A SIMon végeselemes modell az eredetileg DiMasi (DiMasi, 1995), majd később Bandak és Eppinger (Bandak and Eppinger, 1995), illetve Bandak (Bandak, 2001) által fejlesztett modelleken alapul. Ez a modellváltozat a merev koponyából, a dura-CSF rétegből, az agyból, a nagyagyarsalóból (falx cerebri) és a hídvénákból épül fel.

---

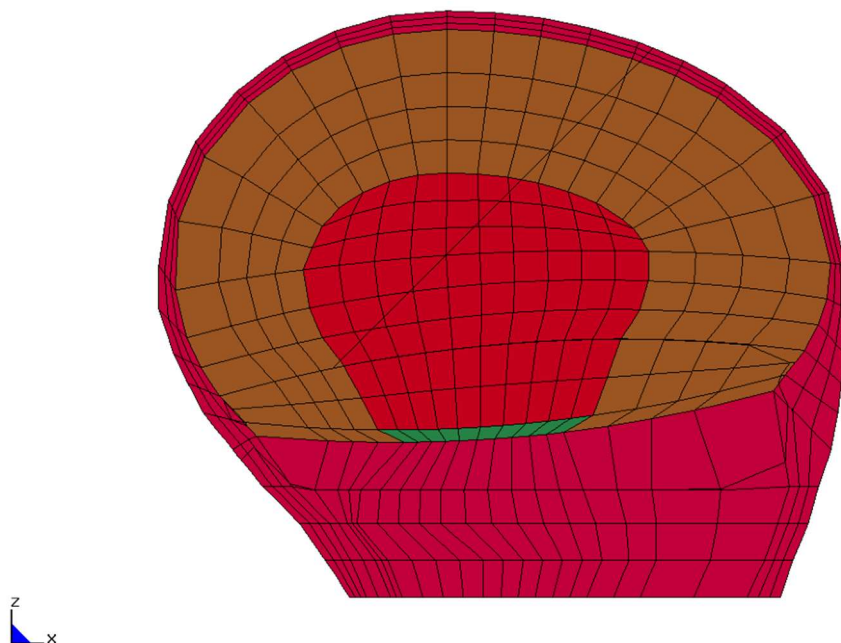
<sup>16</sup> Megjegyzem, hogy ezek részletes magyarázata a 3.1.5. pont témája.

HEAD MODEL 1  
Time = 0



3.1. ábra: SIMon végeelemes fejmodell metszete előlnézetből

HEAD MODEL 1  
Time = 0



3.2. ábra: SIMon végeelemes fejmodell metszete oldalnézetből

### 3. Vizsgálati módszerek

Ennek az egyszerűségnek számos előnye van. Elsősorban csökkenti a megoldani kívánt probléma összetettségét, mind a megoldandó egyenletek számát, mind a szükséges futási időt tekintve. A másik előny, hogy mivel a modell nem tartalmaz semmilyen speciális agyi szerkezeti részletet, így általánosítható más esetekre, és skálázható három dimenzióban. Ez a számítási rugalmasság további adatok használatát is lehetővé teszi, mint például állatkísérletek rekonstrukcióját, melyből később – bizonyos skálázás<sup>17</sup> után – az emberekre jellemző szövet-szintű toleranciára következtethetünk.

Bár a SIMon vége-selemes fejmodell alapjába véve hasonló Bandak (Bandak, 2001) modelljéhez, de számos fejlesztést hajtottak végre rajta:

- az agy alsó felülete le lett kerekítve a sarok elemen létrejövő feszültség-koncentráció kiküszöbölése érdekében,
- az agyszövet anyagi tulajdonságait frissítették a legutóbbi tapasztalati adatok alapján,
- lecserélték az érintkezési felületet, helyette egy puha elváló réteget alkalmaztak.

A vége-selemes modell jelenlegi verziója egy 50 %-os (vagyis átlagos geometriai és kinetikai tulajdonságokkal rendelkező) férfi fejet reprezentál, teljes tömege 4,7 kilogramm. Ebből 1,5 kilogramm jelenti magának az agynak a tömegét. Összesen 10476 csomópontból és 7852 elemből (7776 téglatestelem és 76 gerendaelem) épült fel. A téglatest elemek 49%-a tartozik az összenyomhatatlan merev koponyához, 10%-a az dura-CSF réteghez, 6%-a a nagyagysarlóhoz (falx cerebri), 35%-a pedig az agyhoz. A 76 darab gerendaelemet a hídvénák felépítéséhez használták.

Ahogy korábban említettem, az agyi részek egyszerűsítve kerültek bele a modellbe, hogy az általánosítható legyen.<sup>18</sup> Ahogy a 3.1.-es és 3.2.-es ábrán látható, az agy alatti területet és a kisagyat a dura-CSF (Cerebro Spinal Fluid) réteg folytatásaként közelítették. Az agy felületét úgy vették figyelembe, hogy egybeessen az agy dura-CSF réteg belső felületével. Megjegyzem, hogy a dura-CSF réteg (szerkezetileg képviseli a kemény agyhártyát, arachnoid trabeculae-t, az agy-gerincvelői folyadékot, és a vaszkuláris hártyát), és a nagyagysarló 7 milliméter átlagos vastagságúak. Egy ilyen átlagos vastagság alkalmazásánál az éles elemek alkalmazása elkerülhető a koponya tetején. A kissé összenyomható dura-CSF réteg jelenléte lehetővé teszi az agy koponyán belüli mozgásának szimulálását.

A SIMon vége-selemes modellben a töréskeresztek és a próbababuk segítségével nyert lineáris és szöggyorsulásokat működtetjük a merev koponyára. Ezután a koponya elmozdulásával ütközési energia adódik át a kapcsolati elemeken keresztül a koponya és a dura-CSF réteg, valamint a dura-CSF réteg és az agy között. Mivel nagy különbség van a kapcsolódó testek merevsége között, ezért numerikus problémák elkerüléséhez a kapcsolati erők "lágyítására" van szükség, hogy a puhább határoló elemek túlzott lokális torzulása/alakváltozása elkerülhető legyen. Ez a lágyítás bizonyos fokú penetrációval jár a kapcsolódó testek között, ezért a kapcsolati elemek

<sup>17</sup> Az efféle skálázásról a 3.1.4. pontban lehet további részleteket olvasni.

<sup>18</sup> A futási idő körülbelül 2 órára csökkenthető legyen egy átlagos személyi számítógépen.



### 3. Vizsgálati módszerek

„lágýtását” úgy kellett elérniük, hogy növeljék a modell numerikus stabilitását, anélkül, hogy túl nagy átfedés alakulna ki a két test között.

A modellben a koponya merevnek feltételezett, míg a modellt alkotó többi szerkezet lineáris viszkoelasztikus, izotrop és homogén anyagtulajdonságokkal bír. Az anyagmodelleket úgy tesztelték, hogy minden egyes anyagi összetételt állatok sérülési adataihoz viszonyították.

Az agyszövethez a modell korábbi változatainál a Kelvin-Maxwell lineáris viszkoelasztikus anyagmodellt használták, amelyben a  $G_0$  rövid távú nyírási modulus 1 és 35 kPa között változott, a  $G_\infty$  hosszú távú nyírási modulus pedig minden esetben ennek fele.

A későbbi változatokban az agyszövetet egy nemlineáris viszkoelasztikus anyagnak feltételezték. Az LS-DYNA szoftverben található számos anyagmodell alkalmazására került sor, beleértve az Ogden- és Mooney-Rivlin-modelleket.

A modell jelenlegi verziójában a viszkoelasztikus agyszövet nyírási merevségét a következő képlet alapján közelítették:

$$G(t) = G_\infty + (G_0 - G_\infty) * e^{-\frac{t}{\tau}}, \quad (3.1)$$

ahol a  $G_0$  a „rövid távú” nyírási modulus, a  $G_\infty$  a „hosszú távú” nyírási modulus és  $\tau$  egy időállandó.

Egy paraméteres vizsgálatot végeztek el, hogy meghatározzák, hogy a dura-CSF réteg merevsége hogyan befolyásolja az agyszövet deformációit és a modell numerikus stabilitását. Ennek eredményeként a dura-CSF réteget és a nagyagyarsarlót (falx cerebri) elasztikus anyagi tulajdonságokkal modellezték,  $E=3,4$  MPa elasztikus modulussal.

#### 3.1.3. Felmerülő számítási nehézségek vizsgálata

##### *Az agy vége-selemes hálójának sűrűsége*

Az egyik legfontosabb kikötés a SIMon vége-selemes fej modell fejlesztése alatt a teljes futási korlátja volt, így paraméteres vizsgálatok egy átlagos személyi számítógépen is elvégezhetők. Azt feltételezték, hogy ha a modell futási ideje kettő óra alatt marad egy 150 ms ideig tartó terhelési eset szimulálása esetén, akkor az jól alkalmazható a gyakorlatban a paraméteres vizsgálatok céljára. A futási idő elsősorban a vége-selemes háló sűrűségével van összefüggésben, vagyis a háló sűrűségének növelésével a modell futási ideje is nő. A feladat tehát egy viszonylag kevés vége-selemet tartalmazó háló megalkotása volt, miközben a modell eredményeinek megbízhatósága sem romlik.

Ennek megfelelően két különböző sűrűségű hálót vizsgáltak (Takhounts, 2003), hogy megbecsüljék a lehetséges pontosságbeli veszteséget a durvább háló esetében. Az eredeti

### 3. Vizsgálati módszerek

modell minden az agyszövetet reprezentáló elemét nyolc kisebb elemre osztották egy sűrűbb háló generálásához. Ezután hasonló terhelési feltételeket alkalmaztak mindkét modellen, majd összehasonlították az eredményeket.

A sűrűbben hálózott modell esetén egy 120 ms-os szimuláció lefutása 36 órát igényelt, ezzel szemben a durvább hálózattal rendelkező modellnél csak 1,5 órát, aminek eredményeként utóbbi került alkalmazásra.

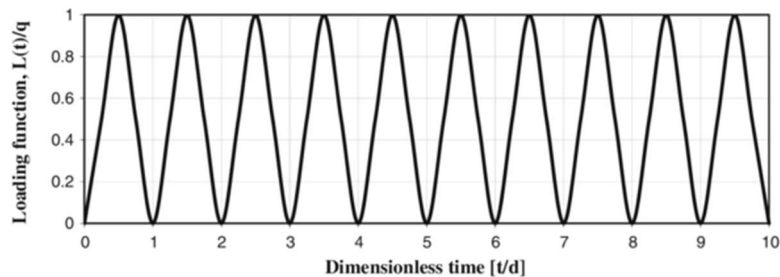
#### *A modell stabilitásának vizsgálata*

A SIMon végeelemes fejmodell stabilitási határainak meghatározása azért fontos, hogy meggyőződhessünk arról, hogy a modell a lehetséges balesetek során előforduló bármely terhelés esetén alkalmazható. A modell stabilitását hasonló módszerrel határozták meg, mint amit Zhan (Zhan, 2001) munkájában láthatunk. Itt egy ún. haversine (3.3. Ábra) terhelési függvény a translációs gyorsulásra  $a(t)$ , és a szöggyorsulásra  $\alpha(t)$  a következőképpen néz ki:

$$a(t) = A \left[ 1 - \cos\left(\frac{2\pi t}{T}\right) \right], \quad (3.2)$$

$$\alpha(t) = \frac{2\pi A}{T} \sin\left(\frac{2\pi t}{T}\right), \quad (3.3)$$

ahol  $A$  az amplitúdó,  $T$  pedig az impulzus időtartama.



3.3. ábra: Haversine terhelési függvény<sup>19</sup>

A vizsgálataik során a  $T$  időtartamot az  $A$  amplitúdó magas értékein skálázták, hogy a fej teljes elfordulása ne haladja meg a  $100^\circ$ -t. Ennek oka az a feltételezés, miszerint a fej  $100^\circ$ -nál nagyobb elfordulása fizikailag nem lehetséges. A stabilitásvizsgálatot mind a szagittális, mind a koronális síkban elvégezték, az  $A$  amplitúdó és  $T$  időtartam kritikus értékeit meghatározták és dokumentálták.

<sup>19</sup> Forrás: [https://www.researchgate.net/figure/226312424\\_fig1\\_Fig-1-Haversine-loading-function](https://www.researchgate.net/figure/226312424_fig1_Fig-1-Haversine-loading-function)

### 3. Vizsgálati módszerek

Stabilitási problémákat nem észleltek, mialatt a modellen 640 g max. lineáris, és 40 000 rad/s<sup>2</sup> max. szöggyorsulást működtettek.

#### 3.1.4. Skálázási technikák

A SIMon végeeselemes modellt állatkísérletek sérülési eredményeivel is tesztelték, beleértve rhesus majmokat (Abel et al., 1978; Gennarelli et al., 1982; Stalnaker et al., 1977; Nusholtz et al., 1984), páviánokat (Stalnaker, 1977), és kis méretű malacokat (Meaney, 1993). Összesen 114 állati agy sérülési eset került szimulálásra az említett három sérülési mérték fejlesztése érdekében.

Kétféle skálázási technikát alkalmaztak (Takhounts, 2003). Az egyik technika lényege, hogy magát a SIMon modell geometriáját értelemben skálázták az állatok fejének méretére és a kísérletileg mért kinematikai terheket közvetlenül működtették a skálázott modellen. A másik esetben a kinematikai terhelési feltételeket skálázták amplitúdó és idő tekintetében, hogy kielégítsék az egyenlő feszültség/sebesség kapcsolatot, például a translációs sebességet 1-re skálázták, a szögsebességet  $1/\lambda$ -ra, és az időt pedig  $\lambda$ -ra, ahol  $\lambda$  a skálázási érték. Majd a skálázás után ezeket a terhelési feltételeket működtették az eredeti méretű SIMon modellen.

Mindkét skálázási technika alkalmasságát megvizsgálták, és megerősítették egy idealizált hengeres modellt használva. Mindkét megközelítést alkalmazták a SIMon modellen, de utóbbi került kiválasztásra nagyobb pontossága miatt, elsősorban annak köszönhetően, hogy ez nem okozott elemtorzulást, mint ahogy a különböző skálázási értékek eltérő irányokban.

#### 3.1.5. Sérülési mértékek

Jelenleg az egyetlen széles körben alkalmazott mérőrendszer a fejsérülések bekövetkezési valószínűségének becslésére a HIC. A HIC – mint azt már említettem – a fej súlypontjában ható eredő translációs gyorsulást hozza összefüggésbe a koponyatöréssel. Jelenleg az FMVSS 208 szerinti határérték  $HIC_{15}=700$ . Ma a légszákók használatának köszönhetően több olyan fejsérülés történik, amely nem jár a koponya betörésével, ami szintén megerősíti a tényt, miszerint szükséges hatékonyabb módszerek kifejlesztése a súlyos agysérülések előre jelzéséhez.

A SIMon megalkotása során traumás agysérülések három leggyakoribb fajtájával foglalkoztak: diffúz axonális károsodás, kontúzió (zúzódás), és szubdurális hematóma. Mivel az ezeket okozó sérülési mechanizmusok különbözőek, ezért eltérő sérülési mértékeket fejlesztettek ki mindegyik esetre.

Az állatkísérletekből származó adatokat arra használták, hogy meghatározzák mindegyik sérülési mérték kritikus értékét. Azért, hogy ezek az adatok alkalmazhatók legyenek, az állatok fejére ható lineáris és rotációs kinematikai terheket az előző alponban említett módszerrel az „emberekre vonatkozó” értékekre skálázták. Az így kapott terheket működtették a SIMon

### 3. Vizsgálati módszerek

modellen, a sérülési mértékeket mindegyik teszt alapján kiszámították, majd logisztikus regressziót alkalmaztak a kritikus értékek megállapításához.

#### 3.1.5.1. *Cumulative Strain Damage Measure*, a diffúz axonális károsodás veszélyének jellemzésére

Az elmúlt 30 évben tudományos bizonyíték halmozódott fel (Povlishock and Christman, 1995; Blumbergs, 1995; Christman, 1994; Simpson, 1985; Adams, 1977, 1989; Oppenheimer, 1968) azt jelezve, hogy axonális károsodás fordulhat elő olyan betegeknél, akik súlyos, mérsékelt vagy enyhe traumás agysérülést szenvednek. A sérült axonok számától függően változó mértékű károsodás következhet be (Povlishock and Christman, 1995; Blumbergs, 1995). Ennek oka, hogy az axonok sérülése számos helyen előfordulhat az agyban, ezért nevezik diffúzoknak.

A CSDM mérték használata azon a feltételezésen alapul, hogy a DAI összefüggésben áll az agy azon térfogatának nagyságával, ahol a húzóigénybevétel meghalad egy bizonyos határértéket. A CSDM értéke úgy jelzi a sérülést, hogy az agykárosodás felhalmozódását veszi figyelembe. Ez az agy azon térfogati frakciójának kiszámításával hajtható végre, amelyben valamikor az esemény alatt a különböző meghatározott szinteknél nagyobb főnyúlások lépnek fel. A CSDM mértékhez tartozó alakváltozás és térfogat kritikus értékeinek kiválasztására a fent említett állatkísérletek adatait használták, hogy megfigyeljék hogyan függ a sérülés (DAI) bekövetkezése a CSDM értékétől. Ehhez az Abel (Abel, 1978), Stalnaker (Stalnaker, 1977), Nusholtz (Nusholtz, 1984), és Meaney (Meaney, 1993) által közzétett adatokat használták, hogy meghatározzák a DAI-hoz tartozó küszöbértéket. A maximális főnyúlás különböző értékeit is kipróbálták küszöbértéknek (0,05-től 0,5-ig), hogy megtalálják a kísérleti adatok és az előrejelzés közötti legjobb korrelációt. Ez 0,15-ös (15%-os) alakváltozás szintre adódott. Ezen vizsgálatok alapján, a DAI 50%-os valószínűséggel következik be akkor, ha az agy 55%-ában túllépjük a 0,15-ös főnyúlás értéket.

#### 3.1.5.2. *Dilatation Damage Measure*, a zúzódás veszélyének jellemzésére

A DDM olyan agysérülések kiértékelésére szolgáló sérülési mérték, amelyek során a feszültség lokalizált területeken jön létre, az agyban negatív nyomást eredményez, illetve az agyszövethez tartozó küszöbértéket átlépve az agy károsodását és zúzódását okozza. Ez gyakran a már említett „*ütéssel ellentétes oldali*” sérüléseknél fordul elő.

A DDM az agynak azt a térfogatát veszi számításba, amelyben meghatározott szintű negatív nyomás keletkezik. Hasonlóan, mint a CSDM számításánál, a végső eredmény ebben az esetben is az az agytérfogat rész – százalékban megadva – amelyben a negatív nyomás értéke meghaladja az előre meghatározott küszöbértéket, ami 100 Kpa. Az érintett agytérfogat ezt a negatív nyomást elérve a kontúzió nagyobb bekövetkezési valószínűségét mutatja.

Stalnaker (Stalnaker, 1977) és Nusholtz állatkísérleteit (Nusholtz, 1984) és fizikai modell tanulmányát (Nusholtz, 1995) használták a DDM sérülési küszöbérték meghatározására. Utóbbinál a fizikai modell eredményei azt mutatták, hogy 150g feletti hatás esetén lehetséges

### 3. Vizsgálati módszerek

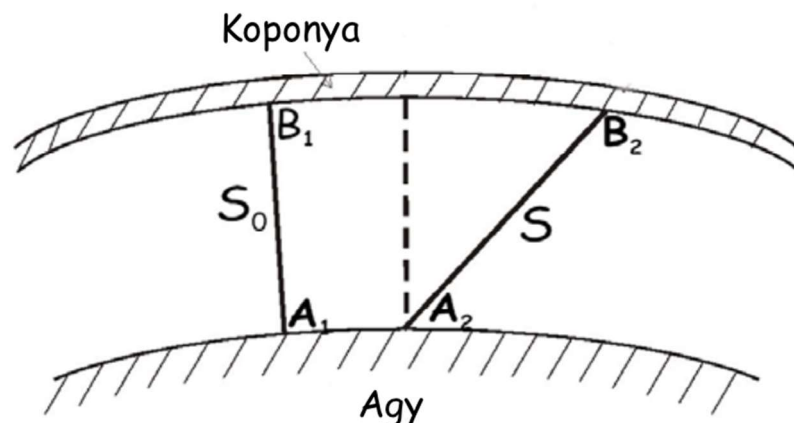
a buborékképződés (vaporization), míg 350g feletti hatás már a koponya durva összetöréséhez vezetne.

A kontúzió küszöbértékének megállapításához a DDM sérülési mérték állatkísérleti adatokkal való korrelációját vizsgálták logisztikai regressziós analízist használva. A zúzódás 50% bekövetkezési valószínűsége 7,2%-os DDM értéknek felelt meg, ami azt jelenti, hogy ha az agy térfogatának 7,2%-a eléri a 100 kPa nyomást, akkor az agy feltételezhetően károsodik.

#### 3.1.5.3. Relative Motion Damage Measure (RMDM), a szubdurális hematóma veszélyének jellemzésére

Az RMDM a SIMon-ban szereplő harmadik sérülési mérték, melynek szerepe szubdurális hematóma előrejelzése. Ez a mérték a hídvénák elszakadásának veszélyességéről ad számot, miközben mikro- vagy makroszakadások lehetőségét is figyelembe veszi.

Az RMDM figyelembe veszi a hídvénák szakadásának feszültség-szinttől való függését. Míg a hídvénákat explicit formában – gerendaelemek alkalmazásával – modellezik, ezeket nem arra használják, hogy az RMDM értéket minden egyes véna szakadásának modellezésével számítsák. Ehelyett számos csomópont párt választottak ki az agy („A” csomópont) és a koponya („B” csomópont) felületén. Ezeket használják az RMDM érték számításához az agy és a koponya közötti tangenciális mozgás számszerűsítésével. Ha  $t=t_1$ -ben egy csomópont pár  $A_1$  és  $B_1$ , köztük lévő távolság pedig  $S_0$ , akkor  $t=t_2$ -ben a csomópontok  $A_2$ -be és  $B_2$ -be való elmozdulása után a köztük lévő távolság  $S$  lesz.



3.4. Ábra: Sematikus ábra a csomópontok elmozdulásának szemléltetésére (Takhounts, 2003)

Az RMDM meghatározásához minden csomópont pár elmozdulás-idő történetét rögzítik, és feltételeznek egy kezdeti hosszt ( $S_0$ ) a vénának. Ezeket használva minden egyes véna feltételezett *nyúlása* és *nyúlási sebesség* az alábbi képletekkel számítható:

### 3. Vizsgálati módszerek

$$e = \ln(S / S_0) \quad (3.4)$$

$$\dot{e} = de / dt$$

Az alábbiak némi magyarázattal szolgálnak ezzel kapcsolatban:

A *nyúlás* és a *nyúlási mérték* használatát először King (King, 2003) javasolta, Hardy (Hardy, 2001) és Newman (Newman, 1999) munkája alapján. Az adatokból a szerzők arra jutottak, hogy szükség van a sérülés vizsgálatára/megállapítására az agy deformációjából a merev testszerű kinematikus paraméterek mellett. Azzal a feltételezéssel élve, hogy az agyrázkódás sérülési mechanizmusa összefüggésben van a nyúlás mértékével, elvégeztek néhány sérülési rekonstrukciót (King, 2003) és felfedezték, hogy a nyúlás és nyúlási mérték kombinációja mutatja a legmagasabb korrelációt a súlyos agysérülésekkel, megelőzve a nyúlási mértéket. Képlettel leírva:

$$\varepsilon \dot{\varepsilon}, \quad (3.5)$$

ahol  $\varepsilon$  a nyúlás,  $\dot{\varepsilon}$  pedig a nyúlás idő szerinti deriváltja.

Az RMDM-hez tartozó küszöbértékeket Lowenhielm (Lowenhielm, 1974) kísérleti adatai alapján határozták meg. Ezeket az eredményeket 30%-al redukálták a végső/legnagyobb alakváltozáshoz képest. Ezzel azt a tényt próbálták figyelembe venni, hogy a végső alakváltozás (ultimate strain) alacsonyabb lehet egy friss/élő ember hídvenái esetén, főleg magasabb igénybevételi szintnél.

Az RMDM kiértékelését szubdurális hematóma kísérleti adatok (Abel, 1978) alapján végezték el. Az ebben a kísérletben használt, skálázott kinematikus terheket alkalmazták a SIMon végeselemes modellen egy időfüggő szögsebességet működtetve a szagittális síkon. A modell eredményeit összehasonlították és kalibrálták a kísérleti eredményekkel, annak érdekében, hogy az előrejelző képességet maximalizálják. A logisztikai regresszió eredménye az 1-es RMDM értékhez rendelte hozzá a szubdurális hematóma 50%-os bekövetkezési valószínűségét.

#### 3.1.2. Modell validálása

A kadáverek agyából vett minták (Hardy, 2001) segítségével összehangolták a modell válaszát az annak megfelelő feszültség eloszlással. A holttest fejét érő ütközések vizsgálata során (Hardy, 2001) nagy sebességű biplanáris röntgen rendszert használtak relatív mozgások meghatározására. Magának a koponyának a translációs és rotációs mozgásait gyorsulásmérő rendszerrel (nine-accelerometer array system) mérték. Ezzel a rendszerrel három lineáris és három szögsebesség kapható a koponya gravitációs középpontjában, amelyből egyetlen adatkészlet származott, ezt működtették a SIMon merev koponyán, mint előírt peremfeltétel/mozgás. Azonosításra kerültek a modell csomópontjai, illetve az elmozdulás-idő történetek kiszámítása és a kapott adatokkal való összehasonlítása is megtörtént. Ezeket az

### 3. Vizsgálati módszerek

összehasonlításokat alkalmazva a modell paramétereit úgy állították be, hogy a lehető legpontosabb egyezést ériék el Hardy vizsgálati adataival. Ezek után a modell előrejelző képességeit az összes megmaradt adat alapján validálták, ez nyolc szagittális síkú, és egy koronális síkú tesztet jelentett.

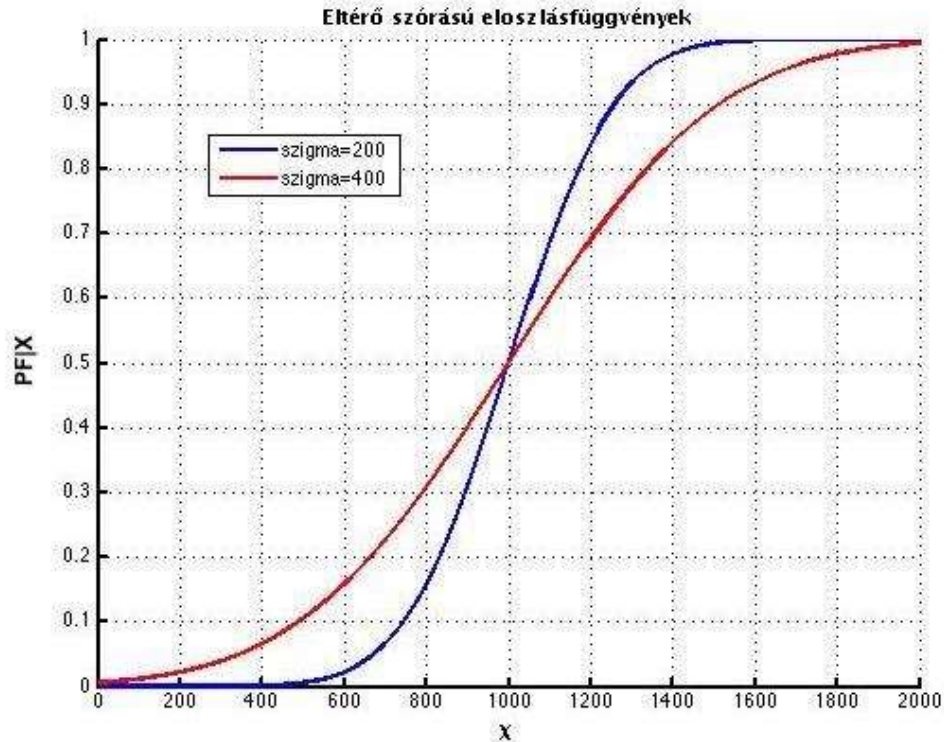
Az agyi tulajdonságok, amelyek a legjobb korrelációt mutatták a tapasztalati adatokkal a következők:  $G_0=2.4$  kPa,  $G_\infty=1.2$  kPa, és  $\tau=0.01$  s.

### 3.2. Megbízhatósági modell

Egy új sérülékenységi görbe megalkotása során figyelembe kellett venni a rendszer bizonytalanságait, például hogy adott *HIC* érték esetén a fejen belül más-más alakváltozások és feszültségek alakulhatnak ki. Az emberi szövet ellenállása emberről-emberre változó, a fej geometriája különböző, az anyagi tulajdonságok nem azonosak, illetve a balesetek más-más autó típusokkal történnek. Ezen bizonytalanságok miatt a CSDM, DDM, RMDM (sérülési mértékek) határok valamekkora változékonyságot mutatnak az egyes töréskeresztek között, még akkor is, ha azok ugyanakkora *HIC értékeket* képviselnek. Vizsgálataimban a hatás bizonytalanságát az  $E_{CSDM}$ ,  $E_{DDM}$ ,  $E_{RMDM}$ , míg az adott sérülési mérték toleranciáját az  $R_{CSDM}$ ,  $R_{DDM}$ ,  $R_{RMDM}$  valószínűségi változók írják le. A bizonytalanságokból következik, hogy a rendszer abszolút, teljes biztonságát sohasem érhetjük el, tehát mindig van valamekkora véges valószínűsége a sérülés bekövetkezésének. A célkitűzés tehát a rendszer megbízhatóságának, vagy éppen a tönkremeneteli valószínűségének megállapítása.

A rendszer bizonytalanságainak mértéke jelentősen befolyásolhatja a sérülés valószínűségét és így az ide vonatkozó kockázati (sérülékenységi) görbét, melyet a következő ábra szemlélteti: ahol  $X$  a hatás nagyságát leíró változó,  $P_{FIX}$  a sérülés bekövetkezési valószínűsége adott hatás esetén, szigma pedig a rendszer teljes bizonytalanságából adódó szórást írja le.

### 3. Vizsgálati módszerek



3.5. ábra: Eloszlásfüggvények különbsége kétszeres szórás ( $\sigma$ ) esetén

A feladat adott  $HIC_{15}$  esetén a sérülés feltételes bekövetkezési valószínűségének a meghatározása. A fent említett  $E_{CSDM}$ ,  $E_{DDM}$ ,  $E_{RMDM}$  valószínűségi változók eloszlásának meghatározásához egy statisztikai mintát állítottam elő a SIMon szoftverrel, ahogy azt kilenc bekezdéssel később az ún. NAAP féle mérési rendszer kapcsán részletezem. A mechanikai modell (vagyis a SIMon végeselemes modell) *bemenő adatait* a rá ható terhek (lineáris,- ill. szöggyorsulások), a fej geometriája, és mechanikai tulajdonságai alkotják, a *kimenő adatok* pedig a fejben keletkező feszültségek, nyomások, alakváltozások, és elmozdulások. A megbízhatósági analízis végrehajtását az ún. megbízhatósági modell „vezérli”, melynek *bemenő adatai* között a valószínűségi változók eloszlásfüggvényei és ezek paraméterei, az ún. határállapot-függvények és a tönkremeneteli függvények közötti kapcsolat szerepel.<sup>20</sup>

A statisztikai minta megalkotása autók töréstesztjeinek gyűjtésével kezdődött. Statisztikai értelemben itt a töréstesztek rekordjai jelentették a *megfigyelési egységet*. Vizsgálati *populációként* említhetjük a rekordok összességét, amelyek forrása egy adatbázis, ahonnan a rekordok kerültek kiválasztásra. Ez nem más, mint a HIC kapcsán már említett amerikai kormányügynökség, a National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA), amelynek hivatalos honlapján ([www.nhtsa.gov.com](http://www.nhtsa.gov.com)) rekordok ezrei találhatóak meg és tölthetők le.

Bármely statisztikai populáció vizsgálatakor a populáció meghatározásával szemben támasztott legfőbb követelmény a *meghatározás egyértelműsége*. Ez azt jelenti, hogy minden rekordról el

<sup>20</sup> A megbízhatósági analízis részleteiről a 3.3.2. pontban, illetve Függelékben olvashatunk.

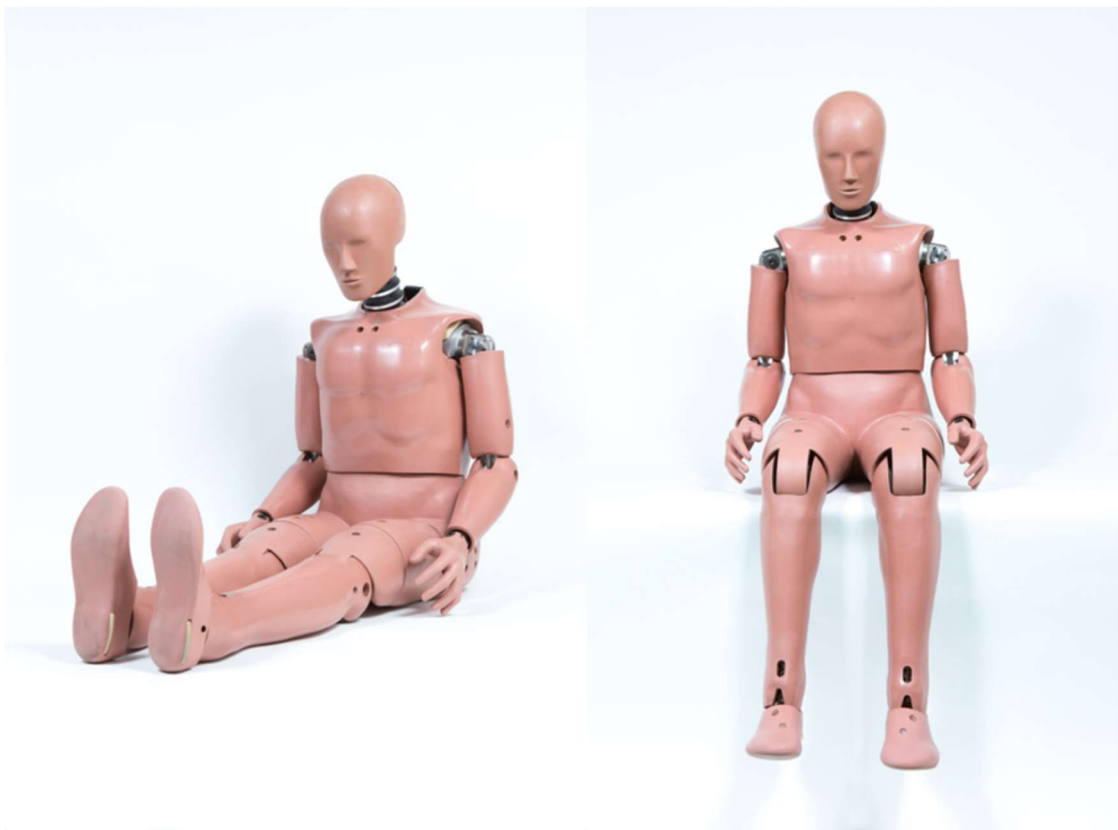


### 3. Vizsgálati módszerek

kellett dönteni, hogy a szóban forgó vizsgálati populációba tartozik-e. Egy statisztikai populáció tehát mindig valamilyen közös tulajdonsággal rendelkező megfigyelési egységet jelent.

Jelen esetünkben a vizsgálat szempontjából az elengedhetetlen közös tulajdonságok a próbabábu típusa, a gyorsulásmérő berendezés, az ütközési típusa, illetve a becsapódási sebesség volt.

A kiválasztott tesztek esetén alkalmazott *teszt bábu* a Hybrid III dummy család 50%-os (egy átlagos férfi embert képviselő) férfi tagja. Egy ilyen – az ütközések tesztelésére tervezett, embert helyettesítő – bábu esetén a legfontosabb követelmény, hogy a bábu kinematikai tulajdonságai minél jobban közelítsék az emberét. A jelenlegi Hybrid III dummy univerzálisan használt az autópiparban. A bábu nem minden mechanikai tulajdonsága azonos az emberével, ugyanis nagyon körülményes egy olyan eszközt létrehozni, amely egyidejűleg pontosan modellezi az emberi biológiai rendszert, és többszörösen felhasználható tesztelési szempontból. Általános esetben a bábu nagyobb tehetetlenséggel és merevséggel rendelkezik, mint az ember.



3.6. ábra: Hybrid III 50%-os férfi próba bábu<sup>21</sup>

A rekordok kiválasztásánál a második szempont az volt, hogy a törésteszt során alkalmazott *gyorsulásmérő berendezés* az ún. Nine Accelerometer Array Package (NAAP) féle legyen,

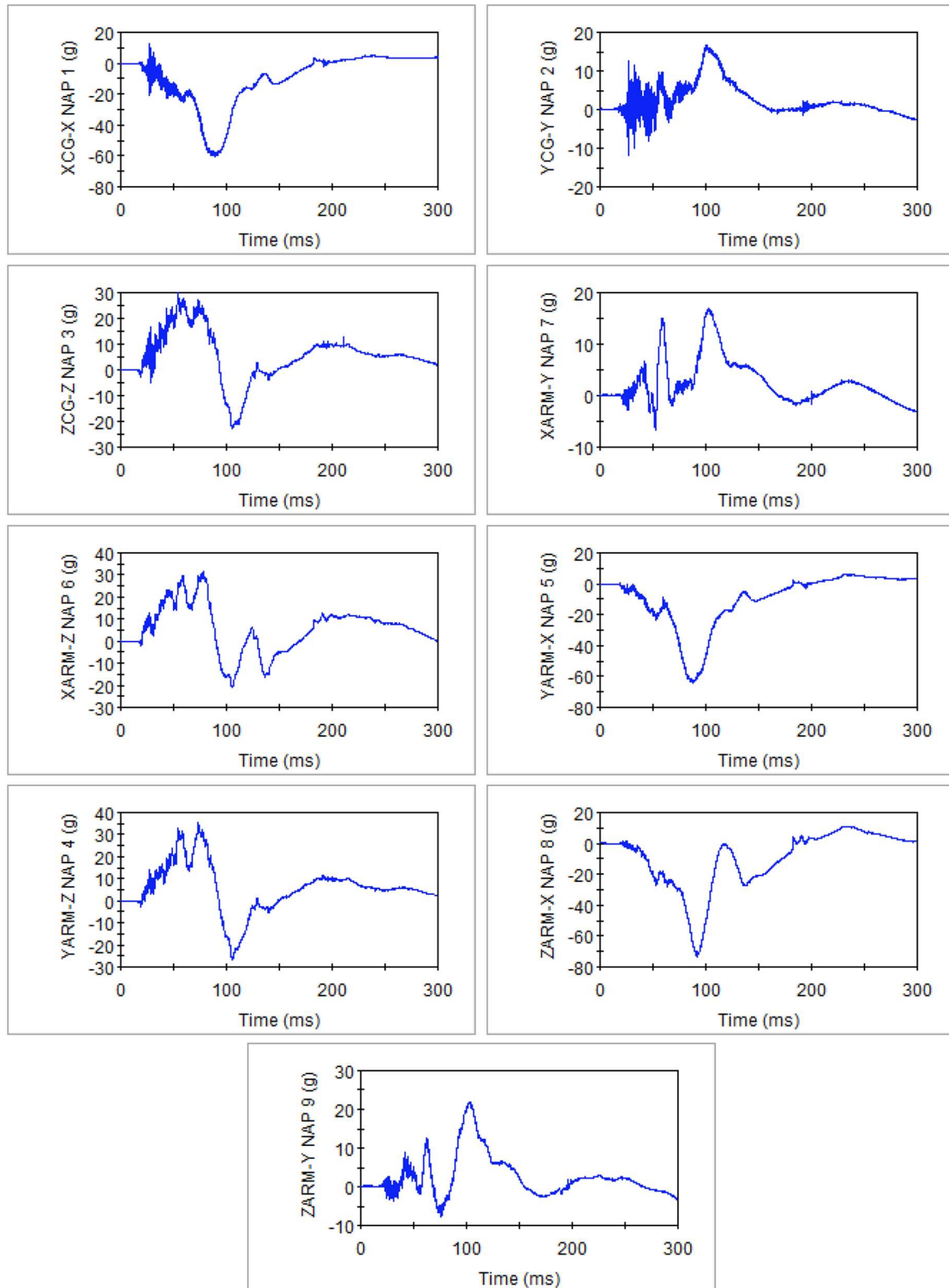
<sup>21</sup> Forrás: <http://www.jasti.co.jp/en/product/dummy.html>

### 3. Vizsgálati módszerek

mely mérési adataiból következtethetünk a szöggyorsulások nagyságára (ahogy erről a 3.2. alfejezetben részletesen olvashatunk). Ezt a rendszert a biomechanikai kutatásokban széles körben használják, hogy meghatározzák egy merev test – jelen esetben a tesztábu fejének – szöggyorsulásait. A NAAP a különböző helyeken és irányokban mért lineáris gyorsulásokat használja a szöggyorsulások meghatározására. Ez a szenzorrendszer kilenc gyorsulásmérőt alkalmaz, amelyek 3-2-2-2 konfigurációban vannak elhelyezve (3.8. ábra), hogy nyomon kövessék a merev test mozgását (Padgaonkar, 1975). A SIMon végeselemes fejmodell input (terhelési) adatként három lineáris és három szögsebességet igényel, a globális koordináta rendszerben kifejezve, melyet a fej gravitációs központjában működtetünk. Ahhoz, hogy ez a három lineáris és három szögsebesség rendelkezésre álljon, az NAAP 9 darab lineáris gyorsulásra (3.7. ábra) vonatkozó adatait a SIMon program dolgozza fel Padgaonkar (Padgaonkar, 1975) és DiMasi (DiMasi, 1995) munkájában leírt technikák alapján, melyekről a 3.2. alfejezetben olvashatunk részletesebben.

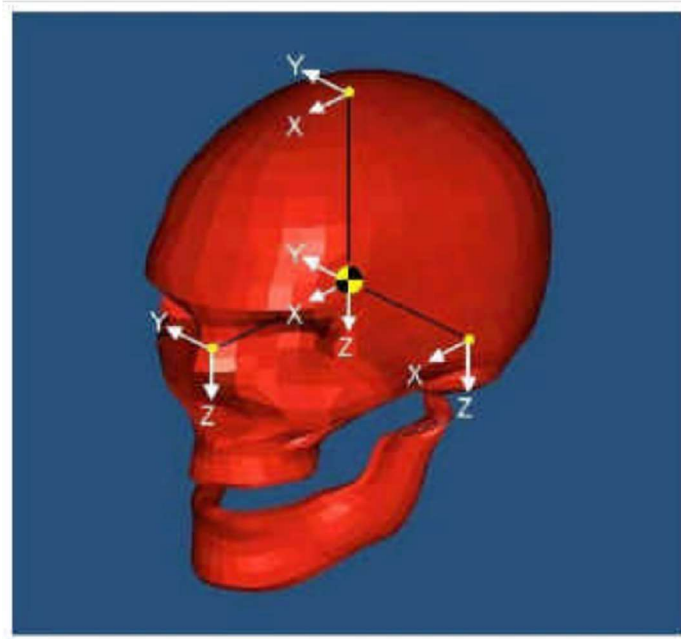
Példaként az egyik törésteesztben a következőképpen alakult a 9 darab lineáris gyorsulás komponens:

### 3. Vizsgálati módszerek



3.7. ábra: 9 translációs gyorsulás egy adott rekordra<sup>22</sup>

<sup>22</sup> Példaként a jelölések értelmezéséhez: CG-Y a fej gravitációs középpontjában mért Y irányú gyorsulás komponens, YARM-X pedig azt jelenti, hogy az Y távolságra lévő gyorsulásmérő által mért X irányú gyorsulás komponensről van szó, amelyet a 3.8. ábra szemléltet.



3.8. ábra: A gyorsulásmérők elhelyezkedése a koponyában<sup>23</sup>

A harmadik, illetve negyedik feltétel a rekordok kigyűjtésének szempontjából összefügg, nevezetesen olyan szabványosított, frontális tesztek választottam ki, amelyek esetén az autó *merev falba* csapódott 56 km/h sebességgel. Az utolsó fontos szempont pedig az autók biztonsági rendszerére vonatkozott, vagyis, hogy minden esetben legyen légyzsák szerelve a járműbe.

A kutatásban használt rekordok (megfigyelési egységek) összessége a *minta*. A matematikai statisztikában a mintáról a populációra levont statisztikai következtetések csak akkor tekinthetők hitelesnek, ha a minta *reprezentatív* a populációra nézve, vagyis ha "jól tükrözi" azt. Ahhoz, hogy a minta reprezentatív legyen az kell, hogy a szubjektivitás minimális és a minta megfelelően nagy legyen.

A tendenciózus torzítást úgy lehet elkerülni, hogy a mintakiválasztás során a populáció minden elemének (rekordnak) ugyanakkora esélyt adunk a mintába való bekerülésre. Ezen megfontolásból a statisztika standard mintavételi eszköze a *véletlen, független mintaválasztás*. Ezt úgy hajtottam végre, hogy a szükséges mintaelemszám feltételezésével, egymástól függetlenül, egymás után, véletlenszerűen választottam ki az adatbázisból a vizsgált 100 darab töréstesztet.

Mint azt korábban említettem a SIMon végeselemes fejmodell **bemenő adatai között szerepel a három lineáris – és három szögsebesség – komponens**. A végeselemes szimuláció lefuttatása után eredményként három sérülési mértéket (CSDM, DDM, ill. RMDM) kapunk. Ezek a vizsgált traumás agysérülések (DAI, SDH, zúzódás) bekövetkezési valószínűségével

<sup>23</sup> Forrás: <https://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/bio/proceedings/2003.../31-5.pdf>

### 3. Vizsgálati módszerek

vannak összefüggésben. Ez a három sérülési mérték az ún. *statistikai változó*, amelyek alapján történt a sérülések bekövetkezési valószínűségének meghatározása.

Ha a kigyűjtött 100 rekord mindegyikére kiszámítjuk a *HIC értéket*, akkor azt tapasztaljuk, hogy minden esetben más-más eredményt kapunk. A vizsgálatok szempontjából ezekre meghatározni a sérülési mértékeket nem célravezető, mert ebben az esetben szerepet játszik az egyes törésteszteken alkalmazott autók milyensége, azaz formája, teljesítménye. Azonban ez kerülendő, mivel így szubjektív eredményeket kapnánk a járművek tekintetében. A vizsgálandó feladat a sérülések bekövetkezési valószínűségének meghatározása **adott HIC** gyorsulás esetén ( $P_{AIS4+|HIC15} - HIC$  kapcsolat). Éppen ezért volt szükség a töréstesztekhez tartozó *HIC* értékek (gyorsulások) *skalálására* (3.9. ábra), annak érdekében, hogy az azonos hatáshoz tartozó változókat vizsgálhassuk. A skalázást bizonyos *HIC* szintekre végeztem el, azaz 500, 700, 1000, 1500, és 2000-es értékre. Mindezt a MATLAB 2014a verziójában készítettem el.

A töréstesztek skalázását követően rendelkezésre állt minden rekord esetében 9 darab adott *HIC* értékre skalázott transzlációs gyorsulás egy szöveges txt fájlban.

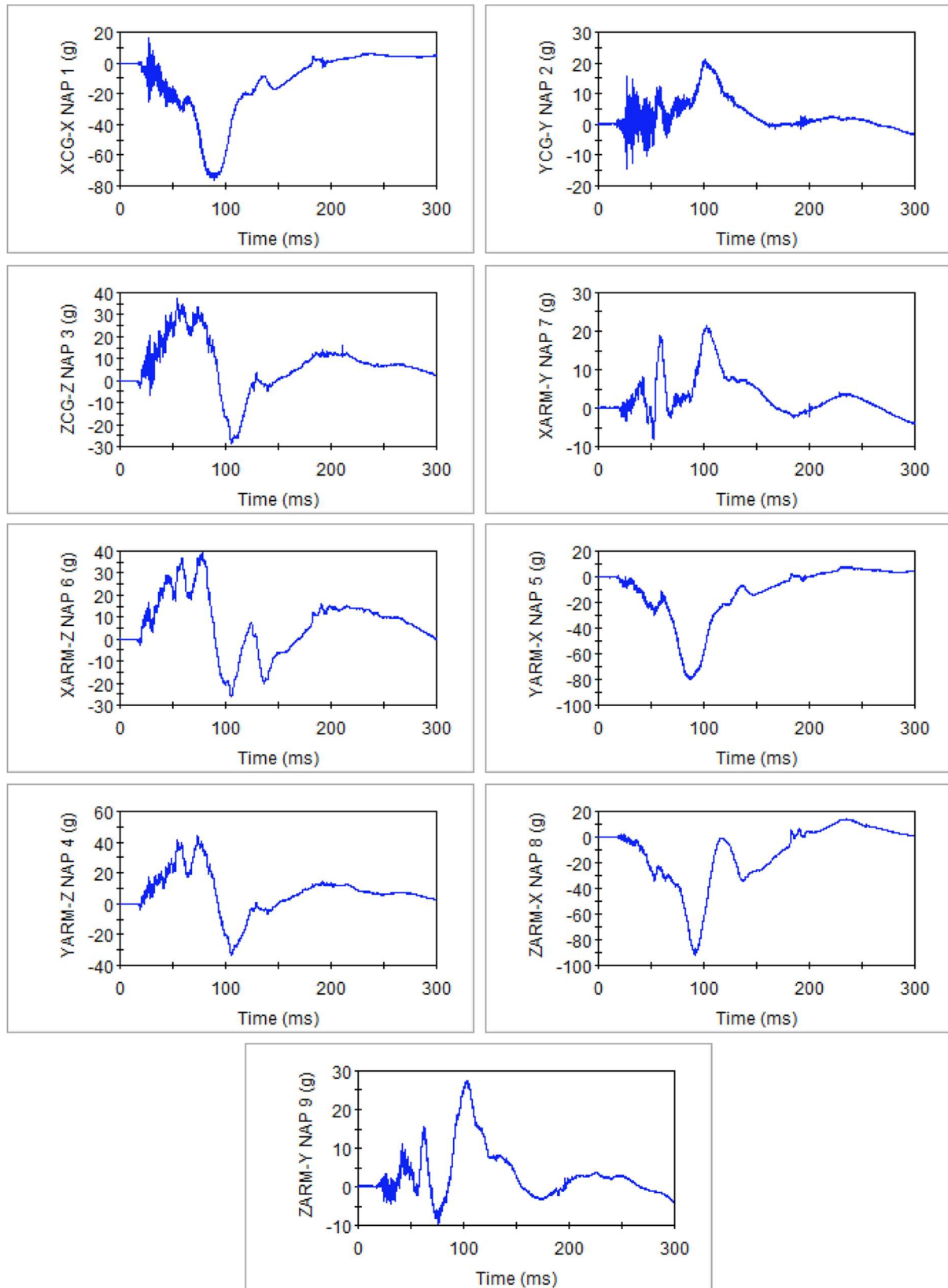
Ebben a formában már készen álltak a SIMon programban való betöltésre és használatra. A végelelemes szimulációhoz szükséges 3 lineáris és 3 rotációs gyorsulást maga a program dolgozza fel a NAAP féle rendszer segítségével. Az ehhez tartozó számítás részleteiről a 3.2. alfejezetben olvashatunk.

Példaként az egyik töréstesztben<sup>24</sup> a következőképpen alakult a 9 darab  $HIC_{15}=700$ -ra skalázott lineáris gyorsulás komponens:

---

<sup>24</sup> Megjegyzem, hogy a gyorsuláskomponensek ábrán való bemutatásakor mindvégig ugyanazon töréstesztről van szó.

### 3. Vizsgálati módszerek

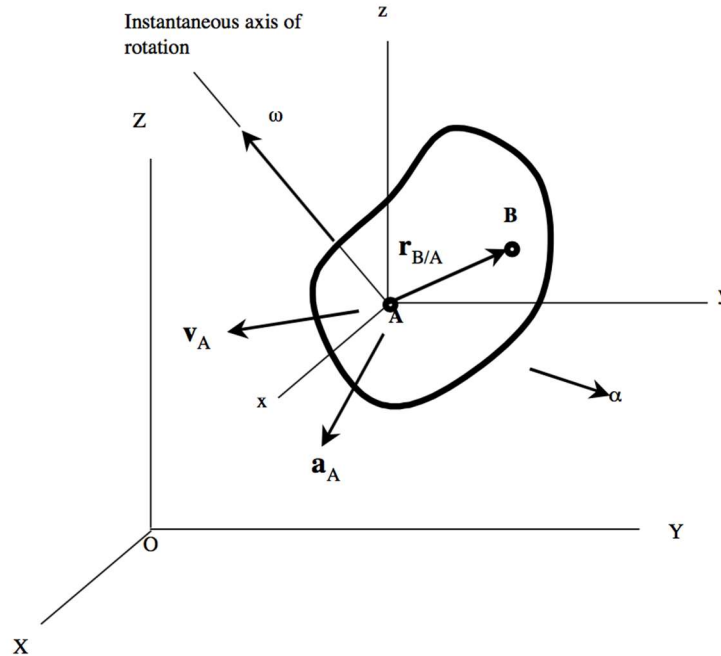


3.9. ábra: 9 transzlációs gyorsulás  $HIC_{15}=700$ -ra skálázott rekord esetén

### 3. Vizsgálati módszerek

*A Nine Accelerometer Array Package (NAAP) mérési rendszer elméleti háttere:*

A lineáris gyorsulásokból a szöggyorsulások meghatározásához vizsgáljuk meg egy merev test mozgását (3.10. ábra).



3.10. ábra: Merev test általános 3D mozgása<sup>25</sup>

Ez a relatív mozgás a pillanatnyi forgásközéppont körül történik, és a következő módon írható le:

$$v_{B/A} = \omega \times r_{B/A}, \quad (3.6)$$

$$a_{B/A} = a \times r_{B/A} + \omega \times (\omega \times r_{B/A}). \quad (3.7)$$

A képletekben szereplő  $v_{B/A}$  és  $a_{B/A}$  a B pont relatív sebessége és gyorsulása az A ponthoz képest,  $a$  pedig translációs gyorsulás. Az eltoltt koordinátatengelyek esetén a relatív és az abszolút mozgás közötti kapcsolatot a  $v_B = v_A + v_{B/A}$  és az  $a_B = a_A + a_{B/A}$  egyenletek írják le. A B pont abszolút sebességének és gyorsulásának meghatározására tehát az alábbi képletet használhatjuk:

$$v_B = v_A + \omega \times r_{B/A}, \quad (3.8)$$

<sup>25</sup> Forrás: <https://www-nrd.nhtsa.dot.gov/pdf/bio/proceedings/2003.../31-5.pdf>

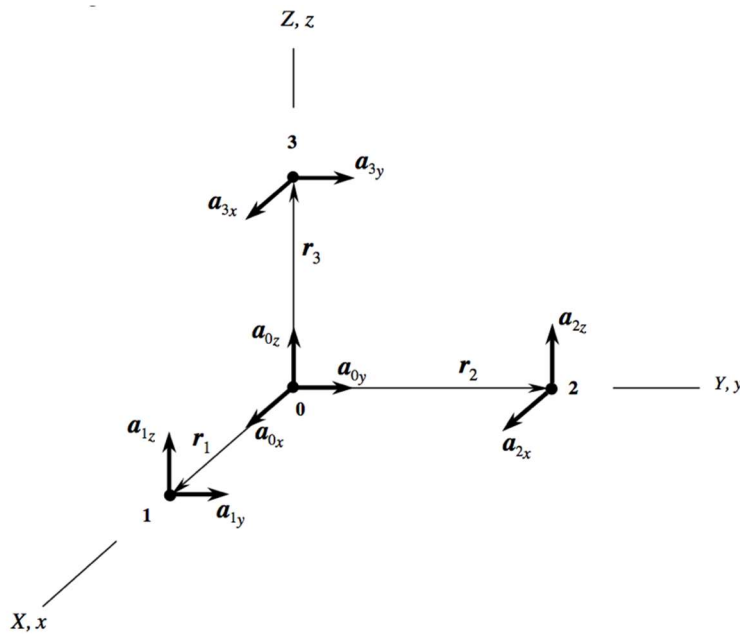
### 3. Vizsgálati módszerek

$$a_B = a_A + a \times r_{B/A} + w \times (w \times r_{B/A}). \quad (3.9)$$

Ha a vektorokat úgy definiáljuk, hogy:  $a_A = [a_{Ax}, a_{Ay}, a_{Az}]^T$ ,  $a_B = [a_{Bx}, a_{By}, a_{Bz}]^T$ ,  $a = [a_x, a_y, a_z]^T$ ,  $w = [\omega_x, \omega_y, \omega_z]^T$ , és  $r_{B/A} = [r_x, r_y, r_z]^T$  akkor a (3.9) egyenlet a komponensekkel kifejezve az alábbi formában írható fel:

$$\begin{bmatrix} a_{Bx} \\ a_{By} \\ a_{Bz} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{Ax} \\ a_{Ay} \\ a_{Az} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_y r_z - a_z r_y \\ a_z r_x - a_x r_z \\ a_x r_y - a_y r_x \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_x (w_y r_y + w_z r_z) - r_x (w_y^2 + w_z^2) \\ w_y (w_z r_z + w_x r_x) - r_y (w_z^2 + w_x^2) \\ w_z (w_x r_x + w_y r_y) - r_z (w_x^2 + w_y^2) \end{bmatrix}. \quad (3.10)$$

Tekintsük most a ”**nine accelerometer array**” (kilenc gyorsulásmérőből álló rendszer) egy merev testen belüli elrendezését:



3.11. ábra: Nine accelerometer array rendszer elrendezése

Az 1-es, 2-es, 3-as pont 0 ponthoz viszonyított gyorsulása kifejezhető az (3.10) egyenletet használva. Az 1-es és 0-ás pont helyettesíti a B és A pontot,  $r_{B/A} = r_1 = [r_x, 0, 0]^T$ , ahol az  $r_x$  az 1-es és 0-ás pont közötti távolság:

$$\begin{bmatrix} - \\ a_{1y} \\ a_{1z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} - \\ a_{0y} \\ a_{0z} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} - \\ a_z r_x \\ -a_y r_x \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} - \\ w_y w_x r_x \\ w_z w_x r_x \end{bmatrix}. \quad (3.11)$$



### 3. Vizsgálati módszerek

Hasonlóan az előbbihez, a 2-es pont helyettesíti a B pontot, a 0-ás pedig A-t,  $r_{B/A} = r_2 = [0, r_y, 0]^T$ , ahol  $r_y$  a 2-es és 0-ás pont közötti távolság:

$$\begin{bmatrix} a_{2x} \\ - \\ a_{2z} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{0x} \\ - \\ a_{0z} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} -a_z r_y \\ - \\ a_x r_y \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_x w_y r_y \\ - \\ w_z w_y r_y \end{bmatrix}. \quad (3.12)$$

Végül a 3-as pont helyettesíti a B pontot, és a 0-ás az A-t,  $r_{B/A} = r_3 = [0, 0, r_z]^T$ , ahol  $r_z$  a 3-as és 0-ás pont közötti távolság:

$$\begin{bmatrix} a_{3x} \\ a_{3y} \\ - \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{0x} \\ a_{0y} \\ - \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} a_y r_z \\ -a_x r_z \\ - \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} w_x w_z r_z \\ w_y w_z r_z \\ - \end{bmatrix}. \quad (3.13)$$

A (3.12) és (3.13) egyenletből,  $a_x$  a következő módon fejezhető ki:

$$a_x = \frac{a_{2z} - a_{0z}}{r_y} - w_y w_z, \quad (3.14)$$

$$a_x = -\frac{a_{3y} - a_{0y}}{r_z} - w_y w_z.$$

Hasonlóan az  $a_y$  (3.11) és (3.13) egyenletből:

$$a_y = -\frac{a_{1z} - a_{0z}}{r_x} - w_z w_x, \quad (3.15)$$

$$a_y = \frac{a_{3x} - a_{0x}}{r_z} - w_z w_x.$$

és  $a_z$  a (3.11) és (3.12) egyenletből:

$$a_z = \frac{a_{1y} - a_{0y}}{r_x} - w_x w_y, \quad (3.16)$$

$$a_z = -\frac{a_{2x} - a_{0x}}{r_y} - w_x w_y.$$

A (3.14), (3.15), és (3.16) egyenletpárok összeadásával kifejezhető a 3 szöggyorsulás a kilenc lineáris gyorsulás kombinációjának és a gyorsulásmérő kar hosszának függvényeként:

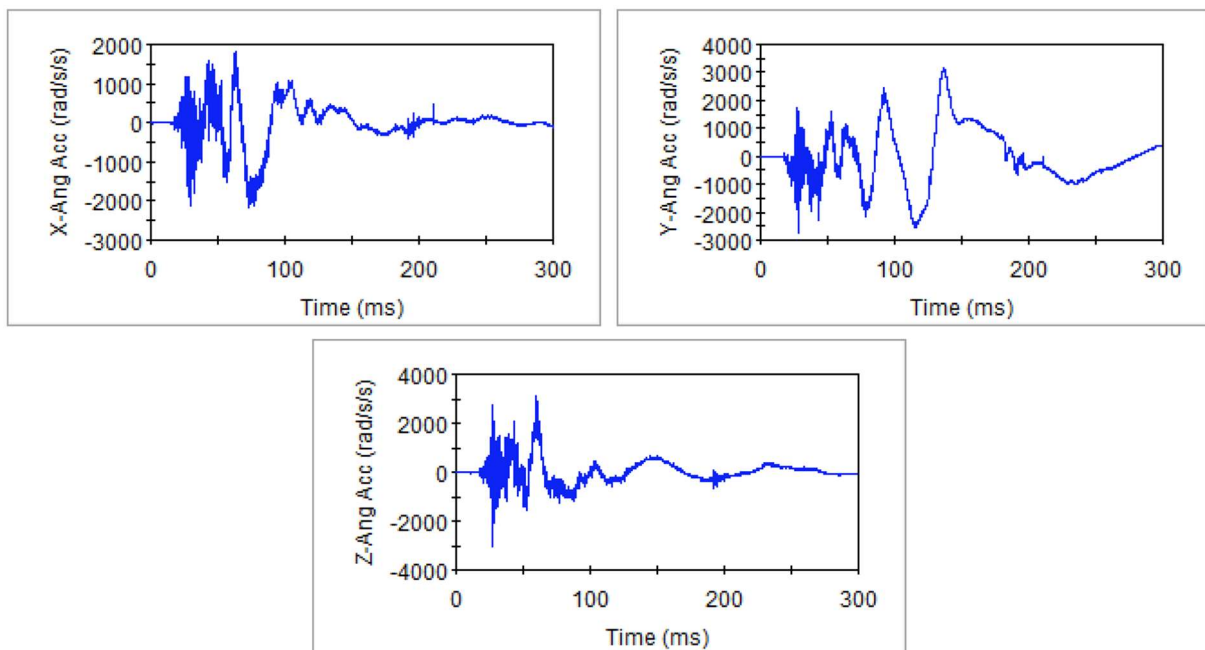
### 3. Vizsgálati módszerek

$$\begin{aligned}
 a_x &= \frac{a_{2z} - a_{0z}}{2r_y} - \frac{a_{3y} - a_{0y}}{2r_z}, \\
 a_y &= \frac{a_{3x} - a_{0x}}{2r_z} - \frac{a_{1z} - a_{0z}}{2r_x}, \\
 a_z &= \frac{a_{1y} - a_{0y}}{2r_x} - \frac{a_{2x} - a_{0x}}{2r_y}.
 \end{aligned}
 \tag{3.17}$$

A (3.17) egyenlet megtalálható Padgaonkar (Padgaonkar, 1975) munkájában, és jelenleg a merev testek rotációs mozgásának 9 lineáris gyorsulásból való származtatásához szolgált alapot.

Egy merev test a térben hat független szabadságfokkal rendelkezik, és kilenc mérés került rögzítésre. Ez maga után vonja, hogy a kilenc input (bemenő adat) nem lehet egymástól független. Ennek megfelelően a (3.17) egyenletrendszer túlhatározott.

Az imént példaként említett törésteszt lineáris gyorsulásából (3.9. ábra) a fent ismertett eljárás segítségével megkapjuk az alábbi szöggyorsulásokat:



3.12. ábra: NAAP rendszerrel kapott szöggyorsulások  $HIC_{15}=700$ -ra skálázott rekord esetén

A SIMon szimuláció futási ideje – a várakozásoknak megfelelően – megközelítőleg 2 órát vett igénybe minden rekord esetén. Az eredményeket a program egy idő-sérülési mérték (CSDM, DDM, RMDM) grafikonon ábrázolta, amely segítségével minden eredményt egy excel táblába gyűjtöttem ki, az adott  $HIC$  (500, 700, 1000, 1500, 2000) értékeknek megfelelően. Összesen három CSDM értéket (0,05; 0,10; 0,15-ös főnyúlási értékek) számít a program, azonban ezek

### 3. Vizsgálati módszerek

közül csak a legjobb korrelációval rendelkezőt (CSDM 0,15) alkalmaztam. A statisztikai változókat tartalmazó excel tábla szintén a MATLAB programban került kiértékelésre. Az egyes változók értékeinek adott intervallumba eső gyakoriságát hisztogramok formájában ábrázoltam. A hisztogramok alakja alapján feltételeztem, hogy mely eloszlásfüggvény illeszkedhet megfelelő pontossággal az adatokra. Ennek paramétereit pedig a „maximum likelihood” módszerrel határoztam meg szintén MATLAB környezetben.

*Maximum likelihood módszer (legnagyobb valószínűség) ismertetése:*

A statisztikában a **maximum likelihood estimation** módszer kiváló lehetőség a megfigyelésekből kapott statisztikai modell (eloszlásfüggvény) ismeretlen paramétereinek becslésére olyan módon, hogy ezen paramétereket (várható érték és szórás) annak megfelelően veszi fel, hogy az adott érték (CSDM, DDM, RMDM sérülési mértékek) bekövetkezési valószínűsége a maximálisra adódjon.

A módszer egy  $X$  valószínűségi változóból („sérülési mérték”) indul ki, amelynek eloszlásfüggvény  $F(x, f, q)$  típusát ismerjük, de paramétereit nem ( $f$  és  $q$ ). Ezt „likelihood” (valószínűség) függvény segítségével határozhatjuk meg:

$$L(q) = \prod_{i=1}^n f x_i(x_i; q). \quad (3.18)$$

A becslési feladat a likelihood függvény maximalizálása. A számítások bonyolultsága miatt a gyakorlatban egyszerűsítéseket alkalmaznak, vagyis nem a likelihood függvényt használják, hanem ennek természetes alapú logaritmusát. Mivel így a függvény szigorúan monoton nő, ezért a szélsőérték helye nem változik, és egy összegzéssel a számítás egyszerűbb, mint a (3.18) egyenletben szereplő szorzattal. A függvény neve a „loglikelihood” függvény, mely az alábbi formában írható fel:

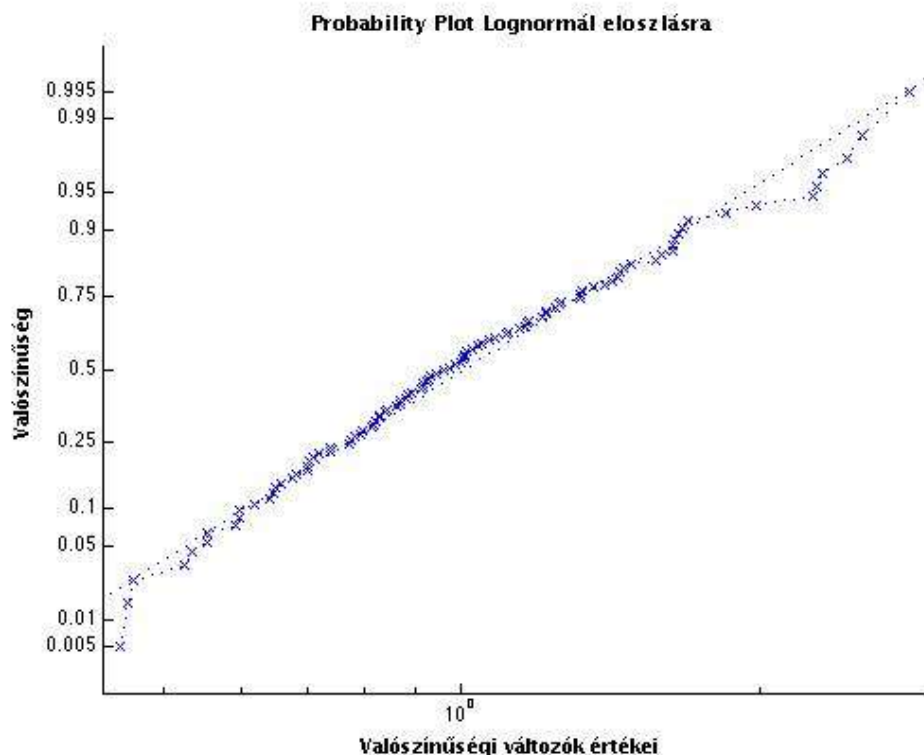
$$l(q) = \ln \left( \prod_{i=1}^n f x_i(x_i; q) \right) = \sum_{i=1}^n \ln f x_i(x_i; q). \quad (3.19)$$

Az eloszlásfüggvénye illesztésének elvégzése után szükséges ennek az ellenőrzése. Ezt kétféle formában végeztem el, egyrészt a *probability plot* („valószínűségi vázlat”) kvalitatív módszerrel, másrészt pedig a kvantitatív *chi square of goodness* („chi négyzet illeszkedés”) teszt segítségével.

A „probability plot” grafikus technika annak megállapítására alkalmas, hogy az adatkészlet követi-e a feltételezett eloszlást. Az adatokat (jelen esetben a sérülési mértékek eredményeit) úgy tüntetjük fel, hogy a feltételezett eloszlást egy egyenesen ábrázoljuk, és helyes hipotézis esetén az eredményeket szemléltető pontok erre az egyenesre „viszonylag jól” illeszkednek. Ettől az egyenestől való eltérés az illesztés (beleértve az eloszlásfüggvény típusának kiválasztását is) pontatlanságát mutatja. A probability plot során az adatokhoz való lineáris

### 3. Vizsgálati módszerek

illeszkedéshez kapcsolódó korrelációs tényező az egyezés helyességének mértékét mutatja. Az egyenes helyzete és meredeksége az adott eloszlástípustól függ.



3.13. ábra: Az RMDM értékek lognormál eloszlásának kvalitatív ellenőrzése  $HIC_{15}=1000$  esetén<sup>26</sup>

A „chi-square goodness of fit” teszt arra ad választ, hogy egy adott jelenség megfigyelt értékei mennyire különböznek a várt/feltételezett értéktől. Ezt a tesztet tekintve, a „goodness of fit”, vagyis az „illeszkedés helyessége” kifejezés arra utal, hogy a teszt összehasonlítja a megfigyelt minta eloszlását illetve a feltételezett eloszlásfüggvényt. A chi-square goodness of fit teszt meghatározza, hogy mennyire illeszkedik jól a feltételezett eloszlásfüggvény az empirikus eloszláshoz. A teszt a mintát intervallumokra osztja, majd az adott intervallumba eső pontok számát hasonlítja össze a feltételezett pontok számával minden egyes intervallum esetében.

A teszt alkalmazása során két hipotézist kell tennünk.

*Null hipotézis:* Ez azt állítja, hogy nincs „jelentős különbség” a megfigyelt és a feltételezett értékek között.

*Alternatív hipotézis:* Ez azt állítja, hogy „jelentős különbség” van a megfigyelt és a feltételezett értékek között.

<sup>26</sup> Az ábra a probability plot módszer bemutatására szolgál. Az analízis további eredményeit később a 4. fejezetben ismertetem.

### 3. Vizsgálati módszerek

A teszt az alábbi formulával számol:

$$X^2 = \sum \left[ \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i} \right] \quad (3.20)$$

ahol  $O_i$  a megfigyelt gyakoriság az  $i$ -edik változóra,  $E_i$  pedig feltételezett gyakoriság.

A feltételezés ellenőrzése a "chi-square goodness of fit" teszt esetén úgy működik, hogy a ha a hiba nagysága nagyobb mint az adott szignifikancia szint mellett érvényes határérték, akkor elvetjük a *null hipotézist*, és azt a következtetést vonjuk le, hogy jelentős eltérés van a megfigyelt és a feltételezett gyakoriság között, míg ha a számított hiba nagysága a szignifikancia határérték alatt marad, akkor elfogadjuk a *null hipotézist*, így az a határozat érvényes, hogy nincs jelentős különbség a megfigyelt és a feltételezett értékek között, vagyis a korábban felvett eloszlásfüggvényt alkalmazzuk a továbbiakban. Ezeket a teszteket 5%-os szignifikancia szint mellett végeztem el MATLAB környezetben.

## 3.3. Analízis

### 3.3.1. Végeselemes analízis

#### 3.3.1.1. Explicit és implicit dinamikai szimuláció

A SIMON explicit dinamikai szimulációt végez, ami sokkal hatékonyabban működik, mint az implicit verzió, abban az esetben ha a teher rövid idejű (másodperc töredéke), illetve bonyolult anyagi és kapcsolati viselkedés áll fent. Ezek rövid összehasonlításáról szól az alábbi alfejezet.

A dinamikus analízisben az egyes anatómiai részek tömegének fontos szerepe van, mivel a belső és a csomóponti erők kapcsolatban állnak a tömeggel/inerciával.

Egy dinamikus vizsgálat implicit vagy explicit megoldással végezhető el. A dinamikai szimuláció esetén a feladatot nem csak a térben diszkrétizáljuk (végeselemek), hanem az időben is, így csak bizonyos időpillanatokban értékeljük ki a mozgásegyenleteket.

A két módszer közötti fő különbség az, hogy az implicit analízis esetén minden időlépés során végre kell hajtani egy iterációt a dinamikus egyensúlyi egyenletek kielégítése érdekében (adott tolerancia határon belül).

Az explicit analízis időléptéke a Courant időlépték (a hanghullám egy elemen történő áthaladásához szükséges idő) alatt kell maradjon, hogy elkerüljük a numerikus instabilitást. Az implicit analízis nem használ az időléptékre vonatkozó korlátozást. Ennek eredményeként az implicit időlépték általánosan több nagyságrenddel nagyobb lehet, mint az explicité.

### 3. Vizsgálati módszerek

Az implicit analízis numerikus megoldást igényel a merevségi mátrix invertálásához, amelyet egy időlépés alatt rendszerint többször is el kell végezni. Ez a mátrix inverzió igen időigényes művelet, különösen nagy méretű modelleknél. Azonban explicit szimuláció esetén ez a lépés szükségtelen, így egy időlépés nagyságrendekkel rövidebb ideig tarthat, mint implicit esetben.

Explicit megoldásnál nem végzünk efféle iterációt, hanem a  $t+\Delta t$  időpillanathoz tartozó mozgásjellemzőket a  $t$  időpillanatra vonatkozó jellemzőkből számítjuk. Ily módon nem garantáljuk, hogy az egyes időpillanatokban kielégítjük a mozgásegyenleteket, azonban elegendően kicsi időlépést választva mégis „pontos” eredményre juthatunk. Ha ismert a gyorsulás  $t$  időpillanatban, akkor a sebesség kiszámítása  $t+\frac{\Delta t}{2}$  pillanatban történik, az elmozdulásoké pedig  $t+\Delta t$  időben. Az elmozdulásokból deformáció származik, a deformációból feszültséget kapunk.

#### 3.3.1.2. SIMon által használt időintegrálás

A végeselemes analízis során használt SIMon program az LS-DYNA<sup>27</sup> explicit megoldóját használja, amely egy általános célú multifizikai szimulációs szoftvercsomag, ami ma más az ANSYS szoftverrendszer része.

Az LS-DYNA a centrális differenciák módszerét (központos differencia-módszer) alkalmazza az időintegrálás során. Ez a módszer azzal a feltételezéssel él, hogy az elmozdulások változása lineáris. A dinamikai egyenlet a  $t$  időpillanatban az alábbi módon írható fel:

$$[M]\{\ddot{u}_t\} + [C]\{\dot{u}_t\} + [K]\{u_t\} = \{P_t\}, \quad (3.21)$$

ahol  $\mathbf{M}$  a tömegmátrix,  $\mathbf{C}$  a csillapítási mátrix,  $\mathbf{K}$  a merevségi mátrix, a  $\cdot$  pedig az idő szerinti deriválást jelenti.  $P_t$  pedig a csomóponti erők vektora.

Egyenletek a gyorsulásra és a sebességre:

$$\ddot{u}_t = \frac{1}{\Delta t^2}(u_{t+\Delta t} - 2u_t + u_{t-\Delta t}), \quad (3.22)$$

$$\dot{u}_t = \frac{1}{2\Delta t}(u_{t+\Delta t} - u_{t-\Delta t}). \quad (3.23)$$

Az ismeretlen elmozdulások meghatározására szolgáló egyenlet a  $t_{n+1}$  időpillanatban a következő alakban írható fel:

$$\left(\frac{1}{\Delta t^2}[M] + \frac{2}{\Delta t}[C]\right)\{u_{t+\Delta t}\} = \{P_t\} - \left([K] - \frac{2}{\Delta t^2}[M]\right)\{u_t\} - \left(\frac{1}{\Delta t^2}[M] - \frac{1}{2\Delta t}[C]\right)\{u_{t-\Delta t}\}. \quad (3.24)$$

<sup>27</sup> Forrás: <http://www.ansys.com/products/structures/ansys-ls-dyna>

### 3. Vizsgálati módszerek

#### 3.3.2. Megbízhatósági analízis

A sérülések bekövetkezési valószínűségének meghatározását a megbízhatósági analízis módszereivel végeztem el. Elsőként a megbízhatósági analízis legfőbb alapelveinek áttekintéséhez vegyünk egy egyszerű alapesetet, ahol mindössze két valószínűségi változó szerepel.

A hatást képviselő változót  $S$ -el jelöljük, az ellenállást reprezentálót pedig  $R$ -el. E két változó egy vektorba gyűjtve a valószínűségi változók vektorához jutunk, melyet  $X$ -el jelölünk.

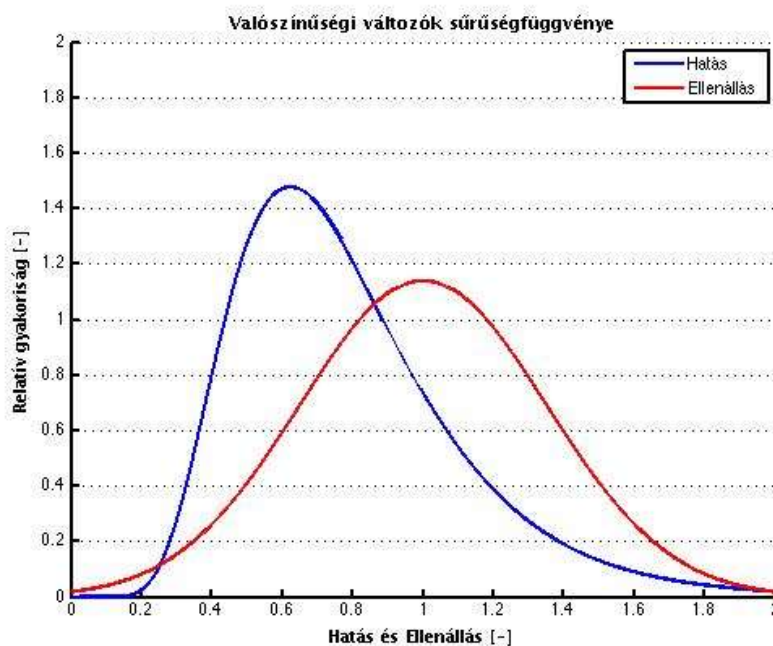
A továbbiakban tételezzük fel, hogy a két valószínűségi változó eloszlásfüggvényét és azok paramétereit (például a korábban ismertetett Maximum likelihood módszerrel) már meghatároztuk.

$$\underline{X} = [S, R] \quad (3.25)$$

A megbízhatósági analízis egyik alapvető lépése a tönkremeneteli módok definiálása, mely során pontosan megfogalmazzuk, hogy mit tekintünk az egyes rendszert alkotó komponensek (majd később magának a rendszernek) a tönkremenetelének. Ezt általános esetben úgy fogalmazzuk meg, hogy azt tekintjük tönkremenetelnek, ha az általánosított hatások meghaladják az általánosított ellenállásokat. Az így definiált tönkremeneteli módokat a matematika nyelvén az ún. határállapot-függvényekkel írjuk le az alábbi módon:

$$G(\mathbf{X}) = R - S. \quad (3.26)$$

Ezt az összefüggést az alábbi ábra szemlélteti:



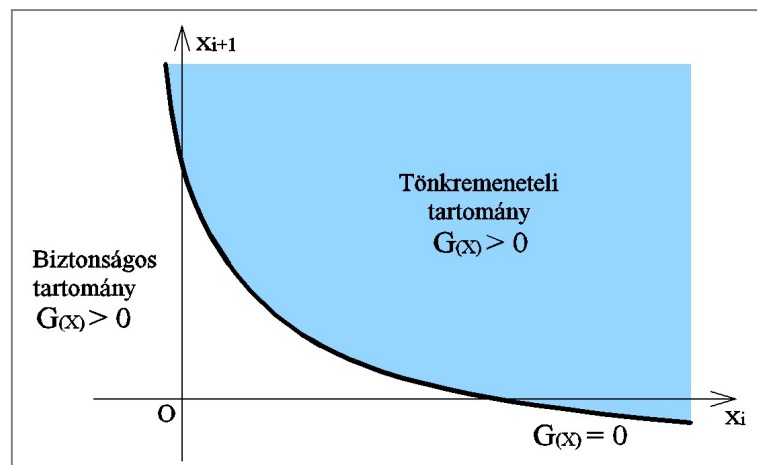
3.14. ábra: A hatás ( $E$ ) és ellenállás ( $R$ )

### 3. Vizsgálati módszerek

A fent definiált határállapot függvényekben szereplő hatást és ellenállást mutatja az alábbi ábra, amely egy adott  $HIC$  értéket és sérülés típust képvisel, tehát célja csupán a változók viszonyának szemléltetése.

A valószínűségi eseménytér ebben az esetben három tartományra osztható:

- $G(\mathbf{X}) = R - S > 0$  esetén nincs tönkremenetel. Amelyik *elemi esemény*nél nem következik be tönkremenetel, az a valószínűségi eseménytér **biztonságos tartományába** esik.
- Ha  $G(\mathbf{X}) = R - S < 0$ , akkor tönkremenetelről beszélünk, tehát az az *elemi esemény* a **tönkremeneteli tartományban** helyezkedik el.
- Természetesen az is megtörténhet, hogy az ellenállás és a hatás nagysága ugyanakkora, vagyis  $G(\mathbf{X}) = R - S = 0$ . Ilyenkor az *elemi esemény* éppen a tönkremeneteli függvényen van, azaz a **határállapot** következik be.



3.15. ábra: Valószínűségi eseménytér tartományai (Hazay M., 2016)

Ezek alapján a sérülés (tönkremenetel) bekövetkezési valószínűsége ( $P_{AIS4+|HIC_{15}}$ ) az alábbi alakban írható le:

$$P_{AIS4+|HIC_{15}} = P(R - S \leq 0). \quad (3.27)$$

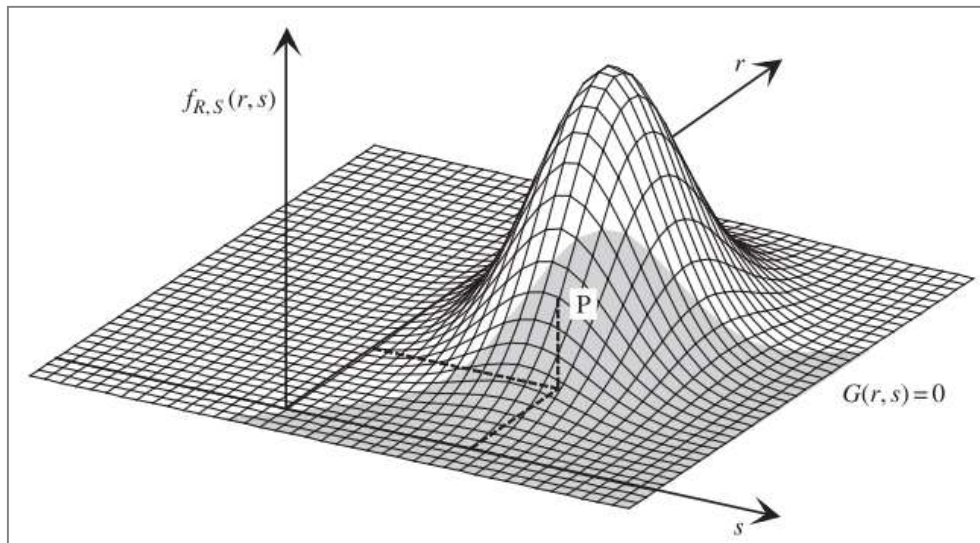
Az  $R$  és  $S$  valószínűségi változók adott  $r$  és  $s$  értékeinek relatív szórását az  $f(r, s)$  valószínűségi sűrűségfüggvénnyel jellemezzük. Ilyenkor a sérülés bekövetkezésének valószínűségét a tönkremeneteli tartományba tartozó elemi események bekövetkezési valószínűségének összege teszi ki, vagyis:

$$P_{AIS4+|HIC_{15}} = P(R - S \leq 0) = \int_{r-s \leq 0} f(r, s) dr ds. \quad (3.28)$$



### 3. Vizsgálati módszerek

Ezt az egyenletet illusztrálja a 3.16. ábra. A sérülés bekövetkezési valószínűsége ( $P_{AIS4+|HIC_{15}}$ ) – jelen kétváltozós esetben – a sűrűségfüggvény tönkremeneteli tartománya alá eső térfogattal egyezik meg.



3.16. ábra: A sérülés bekövetkezési valószínűségének háromdimenziós bemutatása (Lemaire, 2009)

Habár a (3.28) integrál kiértékelése egyszerűnek tűnhet, tényleges gyakorlati feladatok esetén ez igen bonyolult. Az integrálás elvégzése általában numerikus módszereket igényel, melyek pontossága nem minden esetben teljesen megbízható. Ennek ellenőrzése céljából a tönkremeneteli valószínűséget én is egynél több eljárással határozom meg.

A tönkremeneteli valószínűség számszerűsítéséhez a **megbízhatósági index** koncepcióját használjuk. Elsőként Rjanitzyne (Rjanitzyne, 1949, 1959) javasolta ennek alkalmazását, de Cornell (Cornell, 1970) népszerűsítette igazán az ötletet, a leggyakrabban használt ún. invariáns alakját pedig Hasofer és Lind (Hasofer and Lind, 1974) alkotta meg.

A Rjanitzyne-Cornell-féle index ( $\beta_c$ ) definiálásához szükség van az ún. biztonsági tartalék bevezetésére, amit az alábbi egyenlettel írhatunk le:

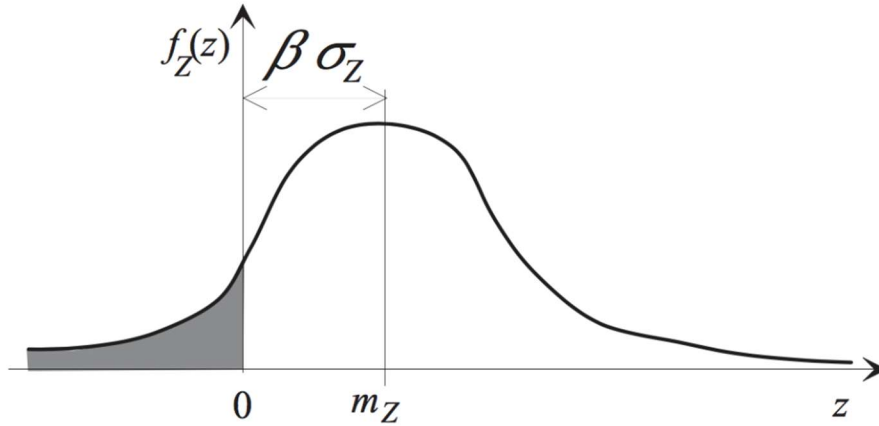
$$M = R - S. \quad (3.29)$$

Ennek ismeretében a  $\beta_c$  megbízhatósági index – definíció szerint – az  $M$  biztonsági tartalék várható értékének ( $\mu_M$ ) és szórásának ( $\sigma_M$ ) hányadosaként határozható meg, vagyis:

$$\beta_c = \frac{\mu_M}{\sigma_M}. \quad (3.30)$$

### 3. Vizsgálati módszerek

Ha ezt a képletet a  $\mu_M = \beta_c \sigma_M$  formára rendezzük, akkor jelentése szemléletesebb, vagyis, hogy a szórás hány százalékával kell csökkenteni a biztonsági tartalék várható értékét, hogy a tönkremenetel bekövetkezzen ( $G < 0$ ). Ezt illusztrálja a következő ábra:



3.17. ábra: Megbízhatósági index szemléltetése (Lemaire, 2009)

Az  $M$  biztonsági tartalékról elmondható, hogy *normál eloszlású valószínűségi változó*, ha az  $R$  ellenállást és az  $S$  hatást jellemző valószínűségi változó is **normál eloszlást** követ. Ebben az esetben az eloszlásfüggvényének paramétereit az alábbi módon határozhatjuk meg:

$$\mu_M = \mu_R - \mu_S \text{ és } \sigma_M = \sqrt{\sigma_R^2 + \sigma_S^2}. \quad (3.31)$$

Ezzel a feltételezéssel élve a *tönkremeneteli valószínűség* meghatározható a normál eloszláshoz tartozó *sűrűségfüggvény*  $G(\mathbf{X}) = M \leq 0$  tartományon való integrálásával, vagyis:

$$P_{AIS4+|HIC_{15}} = \int_{-\infty}^0 f_M(m) dm = \frac{1}{\sigma_M \sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^0 \exp\left(-\frac{1}{2} \left(\frac{m - \mu_M}{\sigma_M}\right)^2\right) dm, \quad (3.32)$$

ahol  $m$  a biztonsági tartalék egy adott észlelése.

Amennyiben bevezetjük a

$$u = \frac{m - \mu_M}{\sigma_M} \quad (3.33)$$

jelölést, akkor a fenti egyenlet az alábbi tömörebb formában írható le:

### 3. Vizsgálati módszerek

$$P_{AIS4+|HIC_{15}} = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{-\beta} \exp\left(-\frac{u^2}{2}\right) du = \Phi(-\beta), \quad (3.34)$$

ahol a  $\Phi$  a *standard normál eloszlás* eloszlásfüggvényét jelöli.

A (3.33) alatti művelettel valójában egy inhomogén transzformációt hajtunk végre, amellyel az *M normál eloszlású valószínűségi változóból* megkapjuk az *U standard normál eloszlású változót* kapjuk meg. A  $\beta_c$  megbízhatósági index fontos kritikája, hogy csak normál eloszlású változók és lineáris határállapot-függvények mellett ad pontos eredményt. A számított  $\beta_c$  index értéke nem invariáns a határállapot-függvény leírására, ugyanazon fizikai tartalom esetén sem.

Ez utóbbi problémára szolgáltat megoldást a Hasofer - Lind megbízhatósági index, ahol a szerzők a változók standard normál eloszlású térbe történő transzformációját javasolták. Ekkor a megbízhatósági index az alábbi formában írható fel:

$$\beta = \min d(u_k) = \min \left( \sqrt{\sum_i u_i^2} \right), \quad (3.35)$$

ahol  $U_i$  az *i-edik standard normál eloszlású valószínűségi változó értékét* jelöli.

Az így kapott megbízhatósági index megegyezik a standard normál eloszlású tér origója és a ún. tervezési pont közötti távolsággal.<sup>28</sup>

További részletes magyarázatot a szakirodalomban (Lemaire, 2009) találhatunk.

Az  $u_i$  (vagyis standardizált) változók standard normál terében a  $\beta$  megbízhatósági index az origó ( $O$ ) és a határállapot függvény origóhoz legközelebb eső  $P^*$  pontja közötti távolsággal egyezik meg. A többváltozós standard normáleloszlás sűrűségfüggvényéről elmondható, hogy szimmetrikus, illetve az origótól távolodva monoton csökkenő, így a határállapot függvény origóhoz legközelebb eső ún. tervezési  $P^*$  pontja ahhoz az eseményhez tartozik, amely a tönkremenetellel járó elemi események közül a legnagyobb valószínűséggel következik be.

A sérülések bekövetkezési valószínűségét az elsőrendű megbízhatósági módszerrel (FORM) határozom meg, illetve ennek ellenőrzésére a Monte-Carlo módszert használok, melyeknek lépéseit a Függelékben mutatom be.

Jelen esetben 3 tönkremeneteli (sérülési) módot (ún. tönkremeneteli komponens) definiálok, amelyekkel szemben vizsgálom a rendszer (vagyis az emberi agy) megbízhatóságát. Ezek a következők:

<sup>28</sup> A megbízhatósági analízis további részletei a függelékben található

### 3. Vizsgálati módszerek

1. Súlyos (AIS<sup>4+</sup>) diffúz axonális károsodás bekövetkezése
2. Súlyos (AIS<sup>4+</sup>) szubdurális hematóma kialakulása
3. Súlyos (AIS<sup>4+</sup>) kontúzió keletkezése.

Megbízhatóságelméleti szempontból "rendszer" alatt az egymással kapcsolatban lévő tönkremeneteli komponenseket értjük, melyek kétféle viszonyban lehetnek egymással. Beszélhetünk *soros* rendszerről, ahol a tönkremenetelhez elég az egyik tönkremeneteli komponens bekövetkezése, illetve *párhuzamos* rendszerről, ahol az összes tönkremeneteli komponens bekövetkezése jelenti a rendszer tönkremenetelét. Ezen kutatásban a tönkremeneteli komponensek között soros kapcsolatot feltételeztem, ami azt jelenti, hogy azt értjük a rendszer tönkremenetele alatt, ha a felsorolt sérüléstípusok közül legalább az egyik bekövetkezik.



3.18. ábra: Tönkremeneteli komponensek soros kapcsolata

A megbízhatósági analízis során minden sérülési típus egy tönkremeneteli komponenst képvisel (3.18. ábra), amelyeket a (3.36-3.38) **határállapot-függvények** írnak le.

$$G_1 = R_{CSDM} - E_{CSDM}, \quad (3.36)$$

$$G_2 = R_{RMDM} - E_{RMDM}, \quad (3.37)$$

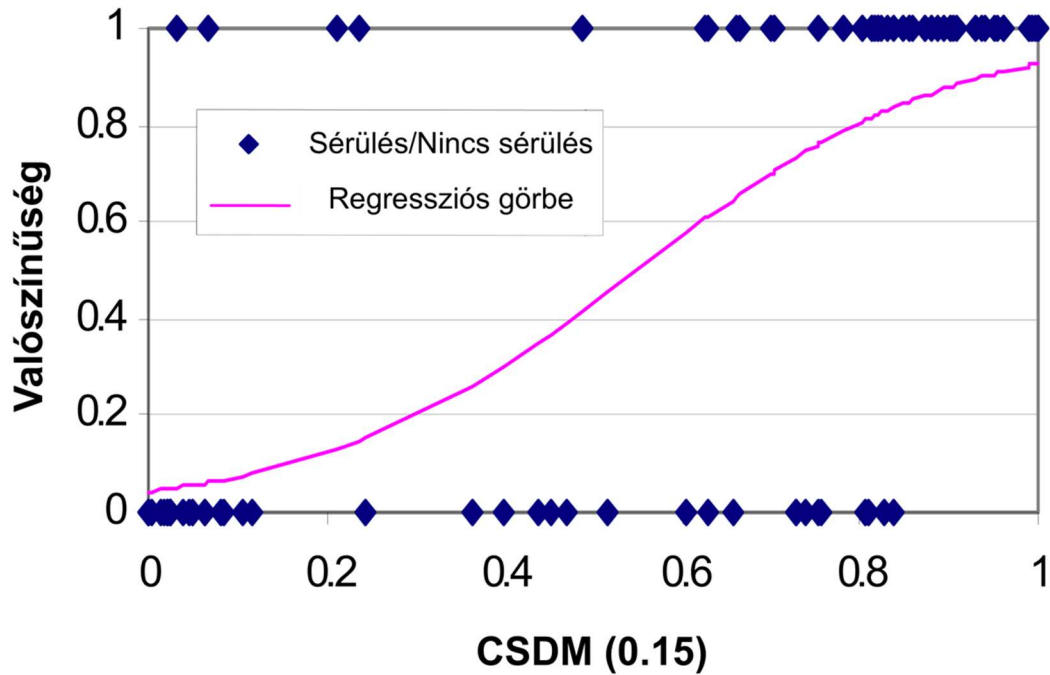
$$G_3 = R_{DDM} - E_{DDM}. \quad (3.38)$$

Rövid emlékeztető, hogy a képletekben szereplő  $E_{CSDM}$ ,  $E_{DDM}$ ,  $E_{RMDM}$  a dinamikai szimulációkból eredményei alapján felvett valószínűségi változók, amelyek a hatást képviselik. Az  $R_{CSDM}$ ,  $R_{DDM}$ ,  $R_{RMDM}$  a szövet-szintű ellenállást jellemző valószínűségi változók az egyes sérüléstípusok esetén. Ezen változókat Takhounts (Takhounts, 2003) munkájában bemutatott ábrák (3.19-3.21. ábra) alapján vettem fel. Az alkalmazott eloszlástípusok és azok paraméterei ( $\mu$  és  $\sigma$ ) az alábbi táblázatban láthatók:

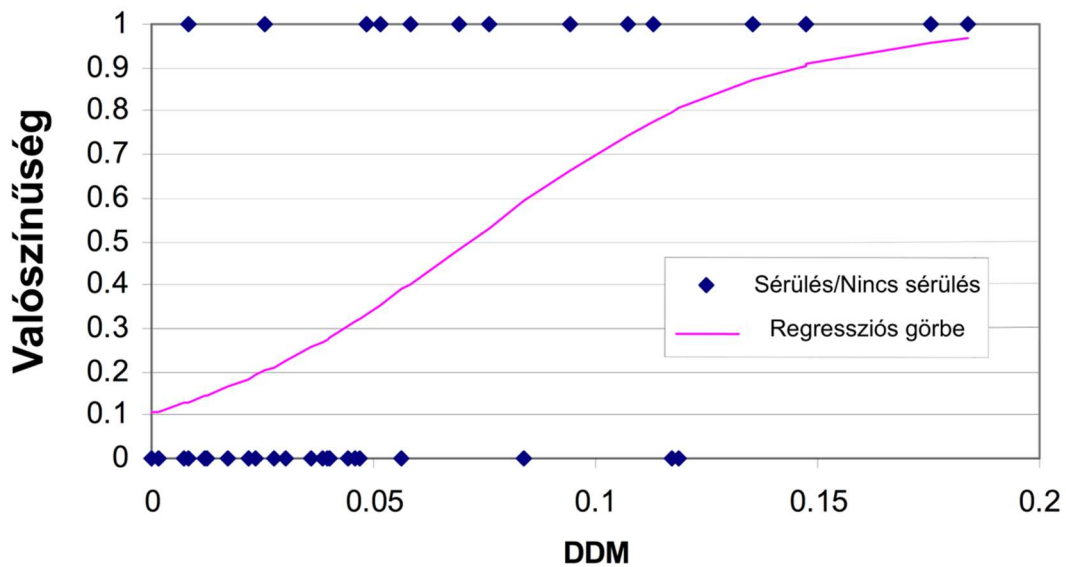
Változó	Eloszlás típusa	$\mu$	$\sigma$
$R_{CSDM}$	Normál	0.55	0.3
$R_{RMDM}$	Normál	1	0.35
$R_{DDM}$	Lognormál	-2.8811	0.7072

3.1. táblázat: A szövet-szintű ellenállás változékonyságát leíró valószínűségi változók tulajdonságai

### 3. Vizsgálati módszerek



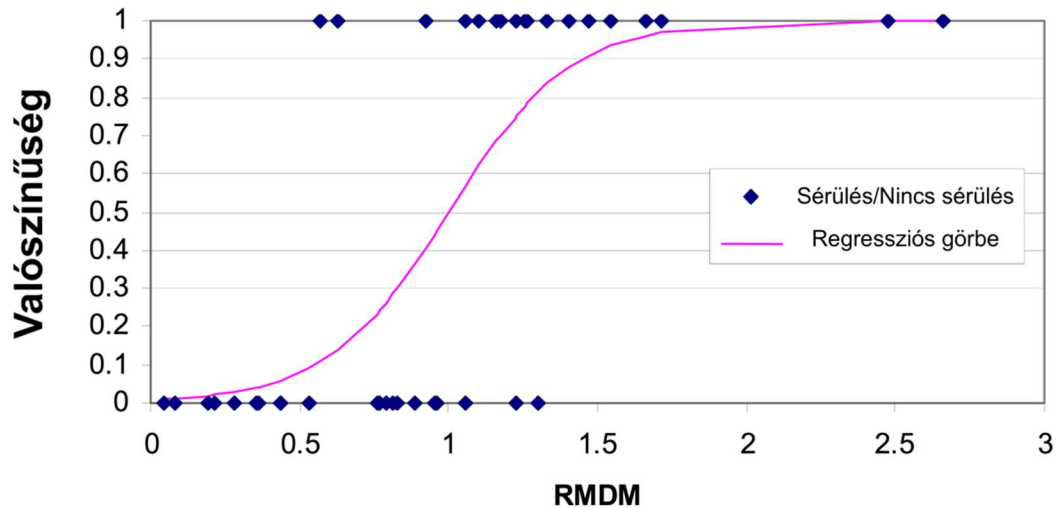
3.19. ábra: Szövetszintű ellenállás (CSDM) becslése állatkísérletek alapján (Takhounts, 2003)  
(Kísérlet kimenetele: 0=nincs sérülés, 1=sérülés)<sup>29</sup>



3.20. ábra: Szövetszintű ellenállás (DDM) becslése állatkísérletek alapján (Takhounts, 2003)  
(Kísérlet kimenetele: 0=nincs sérülés, 1=sérülés)

<sup>29</sup> Az ábrán látható kísérleti adatokra is igazak a 2.4.3. pontban elmondottak, vagyis, hogy az egyes kísérletek során nem a tolerancia értékét figyelhetjük meg, csak azt, hogy az adott kísérletnél bekövetkezett-e sérülés, avagy sem.

### 3. Vizsgálati módszerek



3.21. ábra: Szövetszintű ellenállás (RMDM) becslése állatkísérletek alapján (Takhounts, 2003)

(Kísérlet kimenetele: 0=nincs sérülés, 1=sérülés)

Mivel a megbízhatósági analízis segítségével meghatározott sérülési valószínűségek a hatást és az ellenállást befolyásoló bizonytalanságok miatt nem tekinthetők teljesen pontosnak, ezért rendszer megbízhatósági szempontból szükség van egy alsó és egy felső korlát meghatározására, amellyel figyelembe vesszük az esetleges pontatlanságokat. Az alsó korlát a legnagyobb bekövetkezési valószínűséggel rendelkező sérüléshez tartozó érték, a felső korlát pedig a sérülési valószínűségek összegeként határozható meg<sup>30</sup>.

<sup>30</sup> Ezeket a 4. fejezetben láthatjuk az eredmények közzlése során

---

## 4. EREDMÉNYEK

---

### 4.1. Grafikus eredmények a SIMon koponya modellen

A következő ábrák a legfontosabb grafikus eredményeket szemléltetik, mint például a maximális főnyúlás, Von-Mises feszültség, koponyán belüli (intrakraniális) feszültség, és elmozdulások<sup>31</sup>. Ezeket a SIMon program grafikus felületéről gyűjtöttem ki a legalacsonyabb ( $HIC_{15}=500$ ) és a legmagasabb ( $HIC_{15}=2000$ ) gyorsulás értékek esetén.<sup>32</sup>



4.1. ábra: Az autó és a próbabábu a becsapódás pillanatában<sup>33</sup>

---

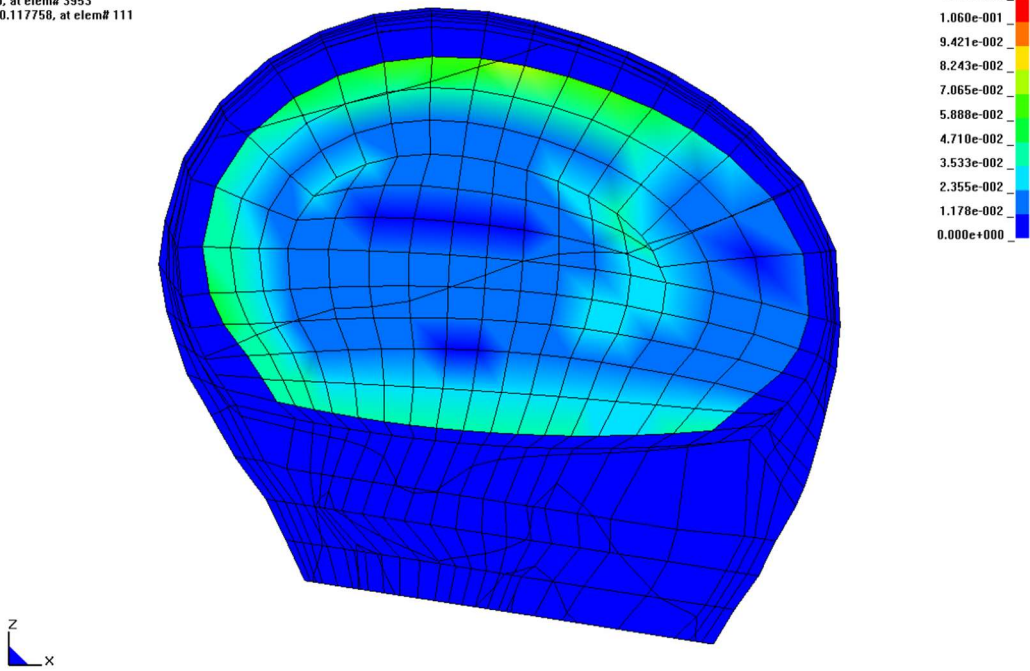
<sup>31</sup> Ezek az ábrák csak szemléltetik az egyes mennyiségek eloszlását, az eredmények számszerűsítésére ezek után a 4.3. alfejezetben kerül sor

<sup>32</sup> Megjegyzem, hogy az összes ábra ugyanazon rekordból származik

<sup>33</sup> Forrás: video: <https://www-nrd.nhtsa.dot.gov/database/VSR/veh/QueryTest.aspx>

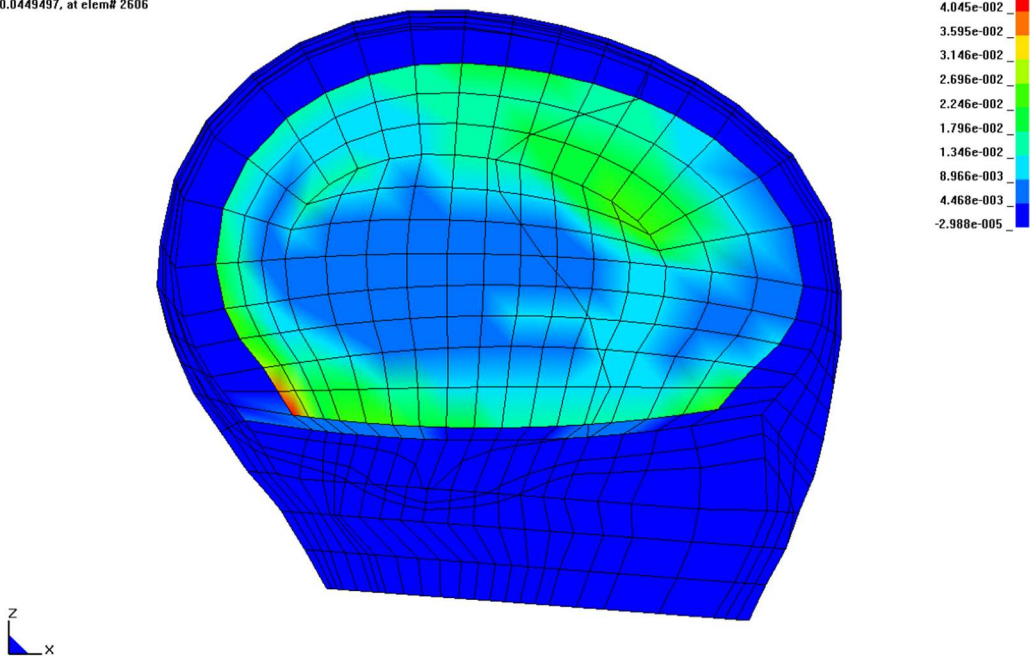
## 4. Eredmények

HEAD MODEL 1  
Time = 0.046  
Contours of Max Prin Strain  
min=0, at elem# 3953  
max=0.117758, at elem# 111



4.2. ábra: Maximális főnyúlás oldalnézetű koponya metszeten  $HIC_{15}=500$  esetén

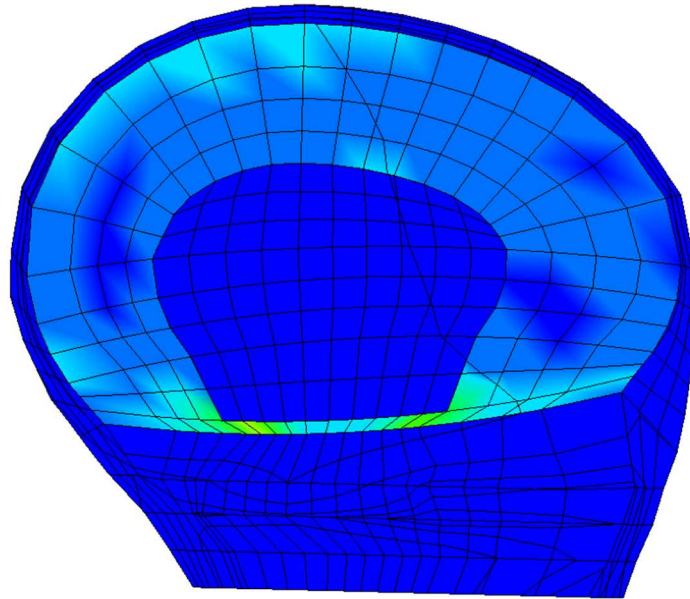
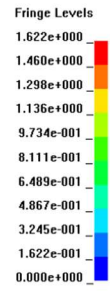
HEAD MODEL 1  
Time = 0.038999  
Contours of Max Prin Strain  
min=2.98784e-005, at elem# 2938  
max=0.0449497, at elem# 2606



4.3. ábra: Maximális főnyúlás oldalnézetű koponya metszeten  $HIC_{15}=2000$  esetén

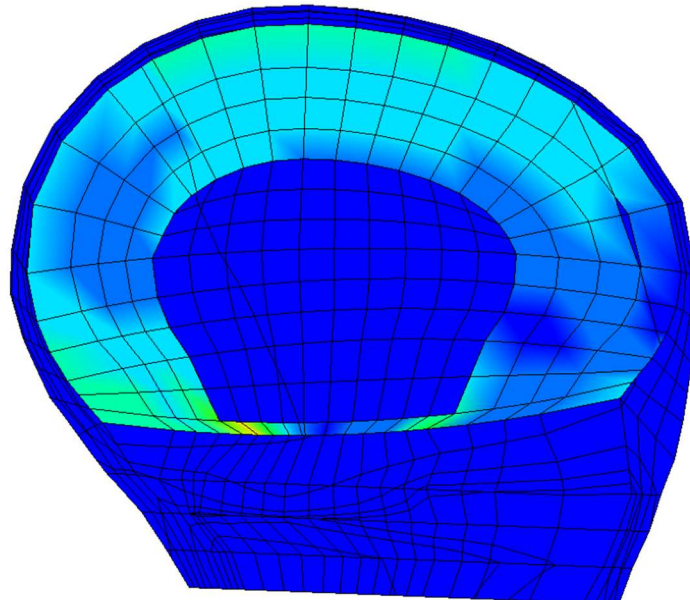
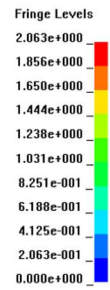


HEAD MODEL 1  
Time = 0.031  
Contours of Effective Stress [v-m]  
min=0, at elem# 3953  
max=1.62227, at elem# 2798



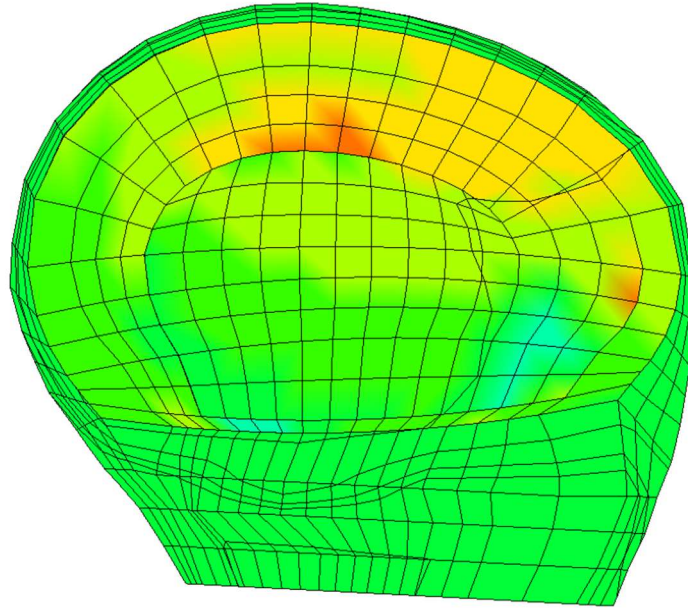
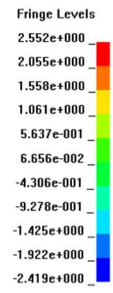
4.4. ábra: Von Mises feszültség oldalnézetű koponya metszeten  $HIC_{15}=500$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.028999  
Contours of Effective Stress [v-m]  
min=0, at elem# 3953  
max=2.06272, at elem# 3057



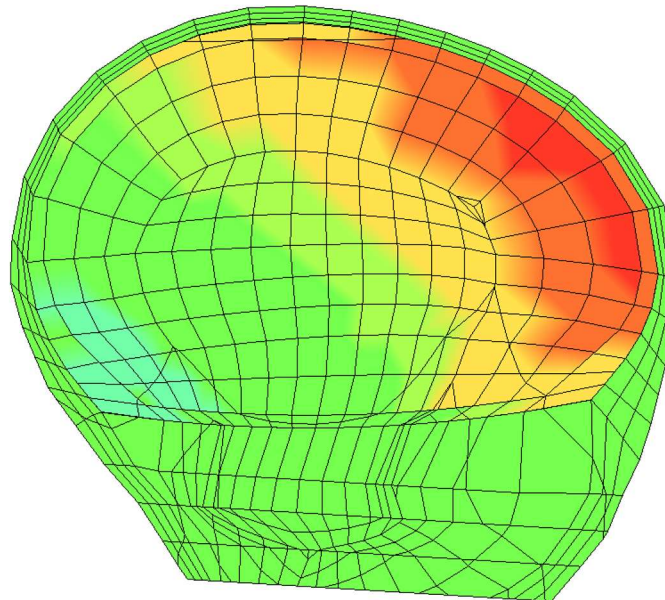
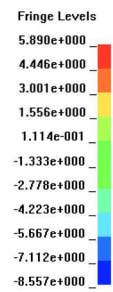
4.5. ábra: Von Mises feszültség oldalnézetű koponya metszeten  $HIC_{15}=2000$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.041  
Contours of Pressure  
min=-2.41926, at elem# 1397  
max=2.55239, at elem# 156



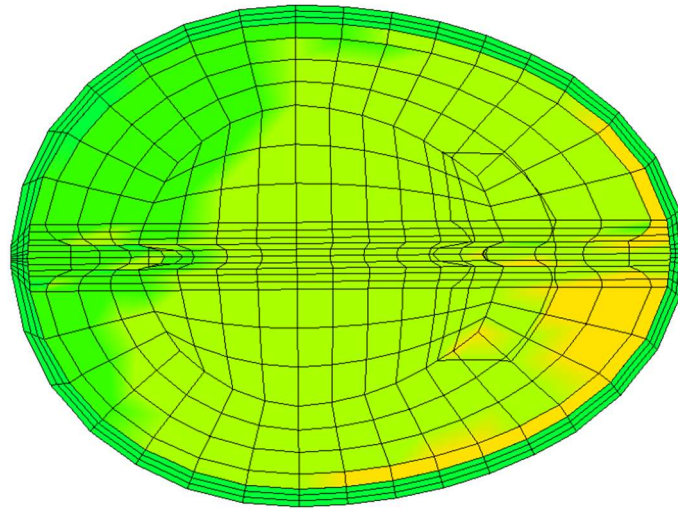
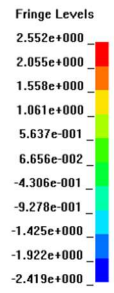
4.6. ábra: Koponyán belüli feszültség oldalnézetű metszeten  $HIC_{15}=500$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.055999  
Contours of Pressure  
min=-8.55682, at elem# 3611  
max=5.89027, at elem# 3667



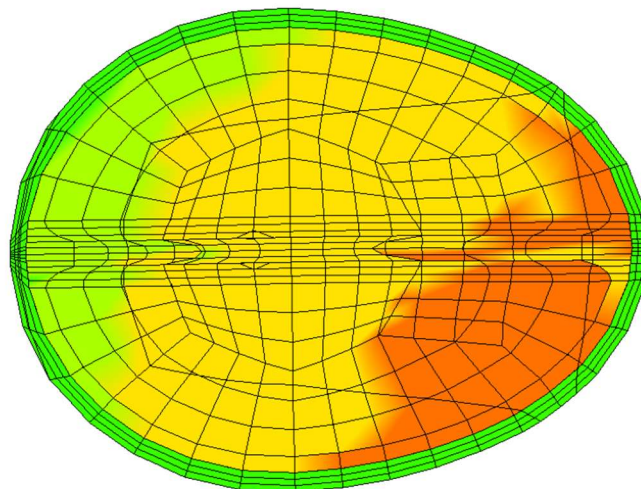
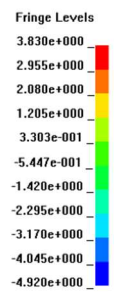
4.7. ábra: Koponyán belüli feszültség oldalnézetű metszeten  $HIC_{15}=2000$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.041  
Contours of Pressure  
min=-2.41926, at elem# 1397  
max=2.55239, at elem# 156



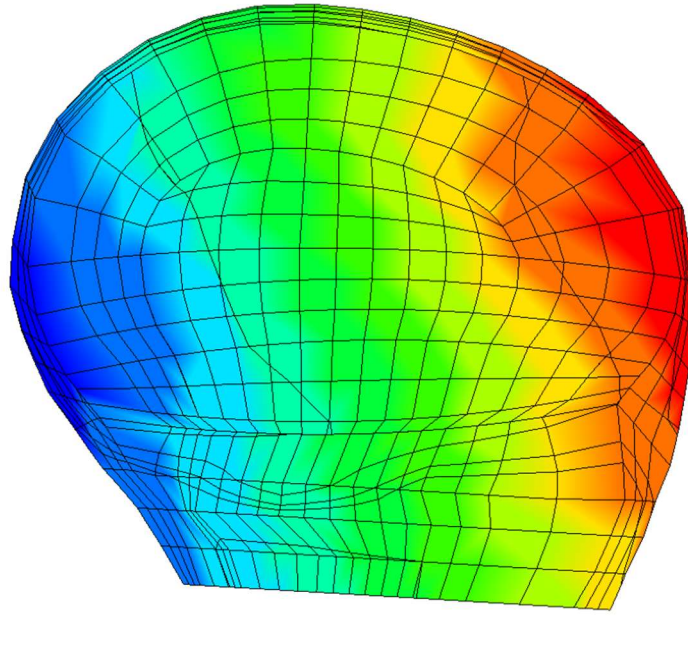
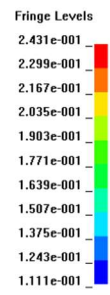
4.8. ábra: Koponyán belüli feszültség felülnézetű metszeten  $HIC_{15}=500$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.041  
Contours of Pressure  
min=-4.91971, at elem# 1333  
max=3.83025, at elem# 2752



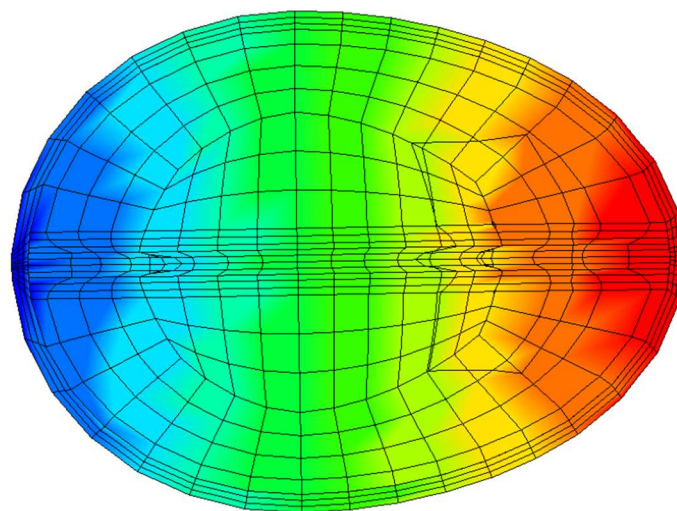
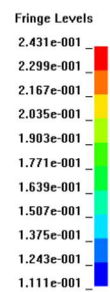
4.9. ábra: Koponyán belüli feszültség felülnézetű metszeten  $HIC_{15}=2000$  esetén

HEAD MODEL 1  
Time = 0.036  
Contours of Y-displacement  
min=0.111125, at node# 10349  
max=0.243139, at node# 5406



4.10. ábra: Y irányú elmozdulás oldalnézetű metszeten

HEAD MODEL 1  
Time = 0.036  
Contours of Y-displacement  
min=0.111125, at node# 10349  
max=0.243139, at node# 5406



4.11. ábra: Y irányú elmozdulás felülnézeti metszeten

## 4. Eredmények

### 4.2. Statisztikai kiértékelés, hisztogramok

A SIMon program által meghatározott hatást jellemző valószínűségi változók ( $E_{CSDM}$ ,  $E_{DDM}$ ,  $E_{RMDM}$ ) grafikai megjelenítését hisztogramok formájában készítettem el. A megvizsgált rekordok „értékkészletét” megfelelő számú intervallumra osztottam. Mindegyik intervallumban a középérték és a megfigyelések száma (abszolút gyakoriság) leolvasható. A megszokottal ellentétben nem a relatív gyakoriság szerepel a hisztogramok függőleges koordináta tengelyén, ennek oka, hogy számomra a hisztogramok „alakja” a fő szempont, mivel ez alapján meg tudtam becsülni az eloszlásfüggvény típusát.<sup>34</sup>

Ebben az alfejezetben csak néhány szemléletes példát láthatunk ezekről, magát a hisztogramot, illetve egy erre illesztett, adott eloszlásnak megfelelő sűrűségfüggvényt. Az összes többi eredmény a Függelékben található.

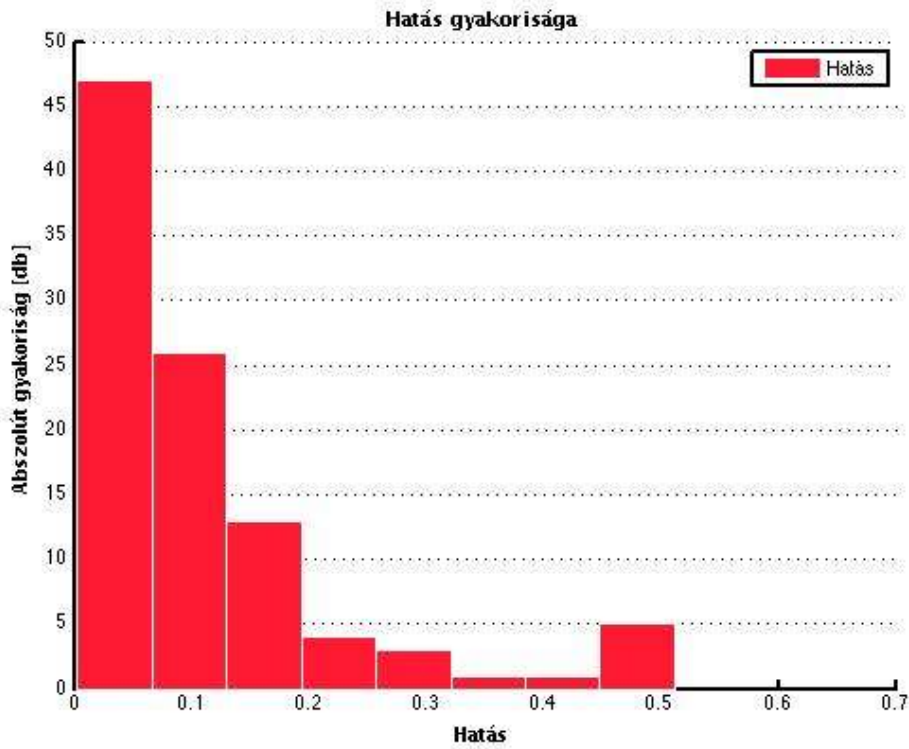
A végeeselemes szimulációval kapott sérülési mértékekre, a függvényillesztés során a 4.1. táblázatban szereplő eloszlásfüggvényeket kaptam eredményül, melyek  $\mu$  és  $\sigma$  paramétereit MATLAB környezetben határoztam meg.

Még azonos  $HIC$  érték esetén is viszonylag nagy szórás figyelhető meg, melynek oka az ütközés során fellépő összetett kinematikai hatások. Ez a változékonyság a táblázat utolsó oszlopában található relatív szórással (CoV) számszerűsíthető.

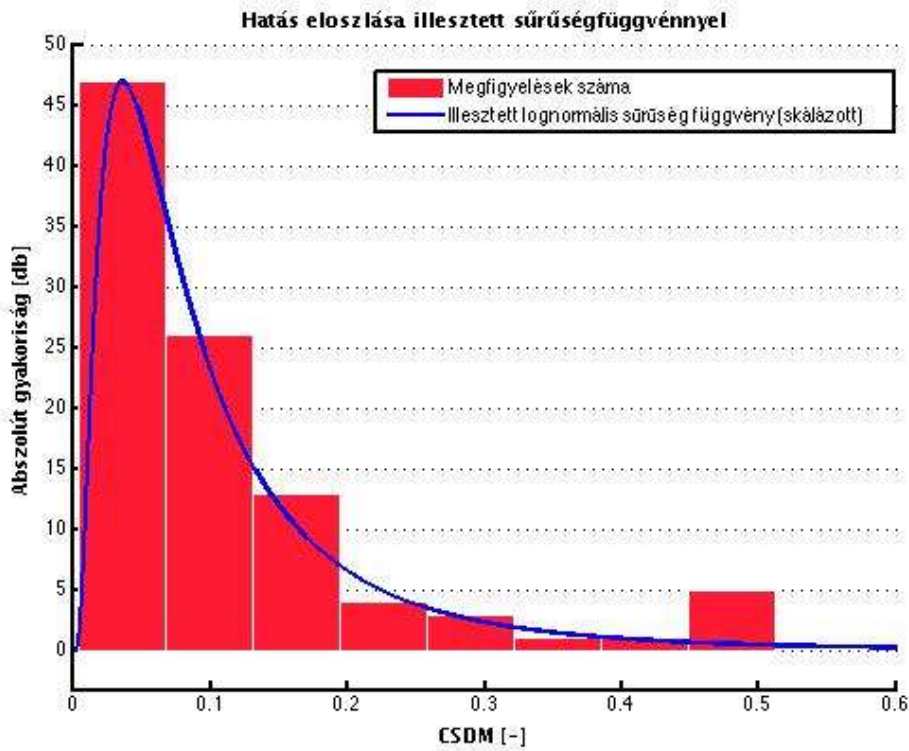
Változók	$HIC_{15}$	Eloszlás típus	$\mu$	$\sigma$	$CoV$
$E_{CSDM}$	500	Lognormális	-2.6937	1.0544	1.4267
$E_{RMDM}$		Lognormális	-0.3142	0.4005	0.4164
$E_{DDM}$		Lognormális	-	-	2.1527
$E_{CSDM}$	700	Lognormális	-2.0564	0.9938	1.3353
$E_{RMDM}$		Lognormális	-0.1592	0.3981	0.4152
$E_{DDM}$		Lognormális	-	-	3.4107
$E_{CSDM}$	1000	Lognormális	-1.5061	0.8301	0.9896
$E_{RMDM}$		Lognormális	0.0065	0.4030	0.4200
$E_{DDM}$		Lognormális	-6.0253	1.6651	3.7381
$E_{CSDM}$	1500	Normál	0.4074	0.2131	0.5234
$E_{RMDM}$		Lognormális	0.1675	0.4233	0.4428
$E_{DDM}$		Lognormális	-5.1989	1.3754	2.4314
$E_{CSDM}$	2000	Normál	0.5392	0.2143	0.3978
$E_{RMDM}$		Lognormális	0.3705	0.3958	0.4117
$E_{DDM}$		Lognormális	-4.5188	1.1227	1.5865

4.1. Táblázat: A hatást leíró valószínűségi változók paramétereit

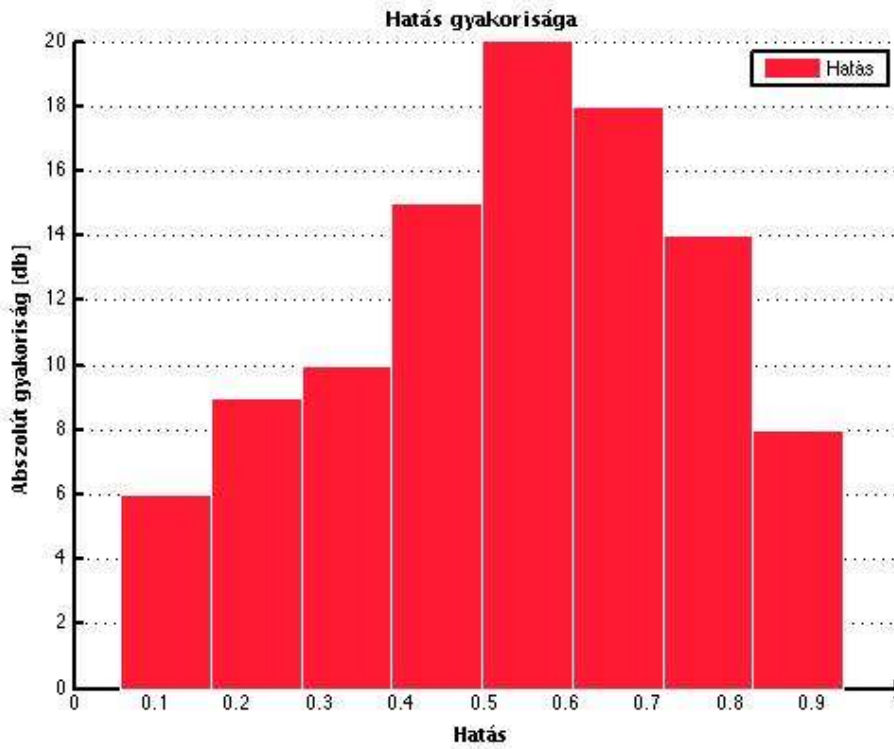
<sup>34</sup> A relatív gyakoriságot úgy számolhatjuk, hogy az egy intervallumba eső megfigyelések számát osztjuk az összes megfigyelés számával.



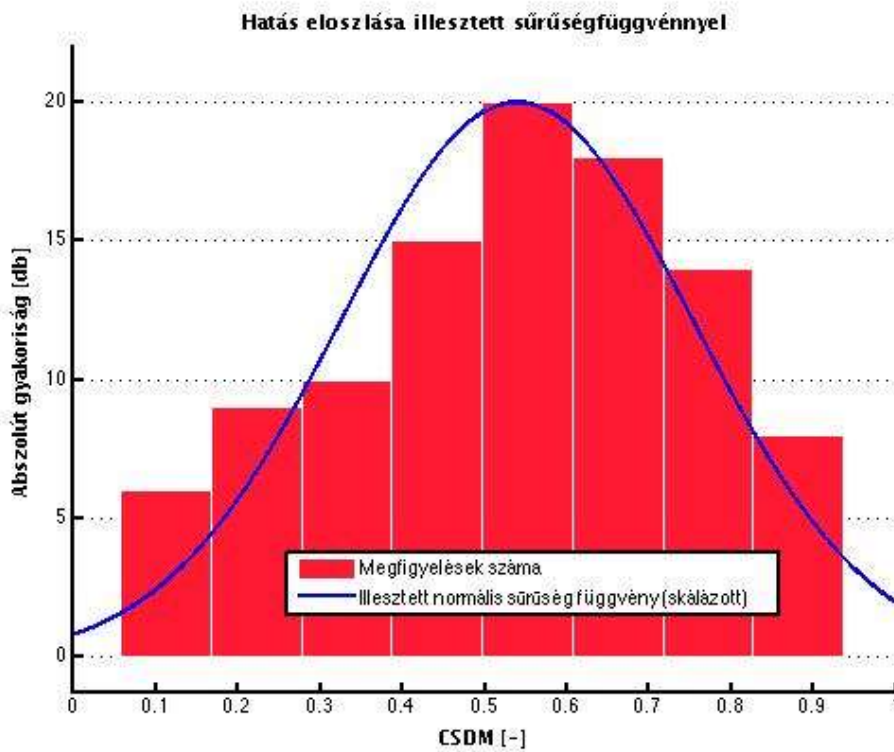
4.12. ábra: CSDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=500$  esetén (DAI)



4.13. ábra: CSDM értékek lognormális eloszlása illesztett sűrűségfüggvénnyel



4.14. ábra: CSDM értékek normális eloszlása  $HIC_{15}=2000$  esetén (DAI)



4.15. ábra: CSDM értékek lognormális eloszlása illesztett sűrűségfüggvénnyel

#### 4. Eredmények

### 4.3. Megbízhatósági analízis eredményei, sérülékenységi görbék

A megbízhatósági analízissel kapott valószínűségi értékeket (illetve a már említett alsó és felső korlátokat) mutatja a 4.2. táblázat a vizsgált sérülés típusok és a *HIC* értékeknek megfelelően. Kis gyorsulás értékek ( $HIC_{15}=500$ ; 700) esetén a kontúzió bekövetkezési valószínűsége elhanyagolhatóan kicsi, zérus (vagy hozzávetőlegesen zérus) értékű.

$HIC_{15}$	DAI bekövetkezési valószínűség	SDH bekövetkezési valószínűség	Kontúzió bekövetkezési valószínűség	Sérülési valószínűség alsó határa	Sérülési valószínűség felső határa
500	0.0627	0.2839	$\approx 0$	0.2839	0.3466
700	0.1153	0.3837	$\approx 0$	0.3837	0.499
1000	0.195	0.4844	0.041	0.4844	0.7403
1500	0.3492	0.6211	0.0668	0.6211	1
2000	0.4877	0.7651	0.1085	0.7651	1

4.2. táblázat Megbízhatósági analízis eredményei FORM módszerrel

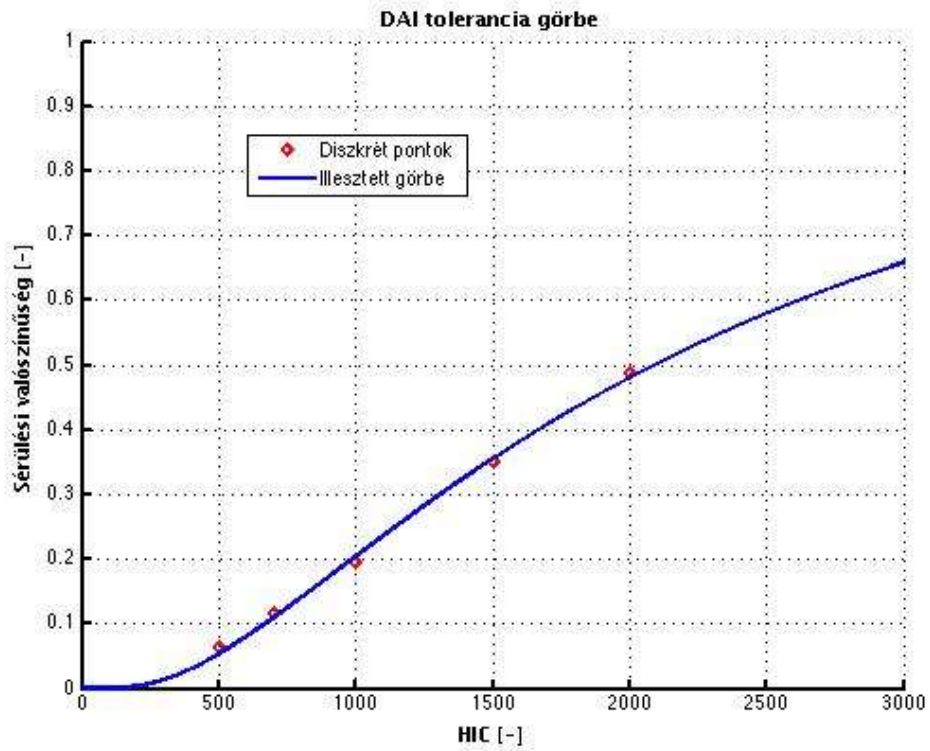
A FORM által kapott eredményeket – mint ahogy azt a 3. fejezetben említettem – a Monte-Carlo módszerrel ellenőriztem, melynek eredményeit az alábbi táblázatban láthatjuk:

$HIC_{15}$	DAI bekövetkezési valószínűség	SDH bekövetkezési valószínűség	Kontúzió bekövetkezési valószínűség	Sérülési valószínűség alsó határa	Sérülési valószínűség felső határa
500	0.0981	0.3094	$\approx 0$	0.3094	0.4075
700	0.1563	0.411	$\approx 0$	0.411	0.5673
1000	0.2003	0.5097	0.0568	0.5097	0.7668
1500	0.3266	0.6553	0.0635	0.6553	1
2000	0.4517	0.7588	0.0964	0.7588	1

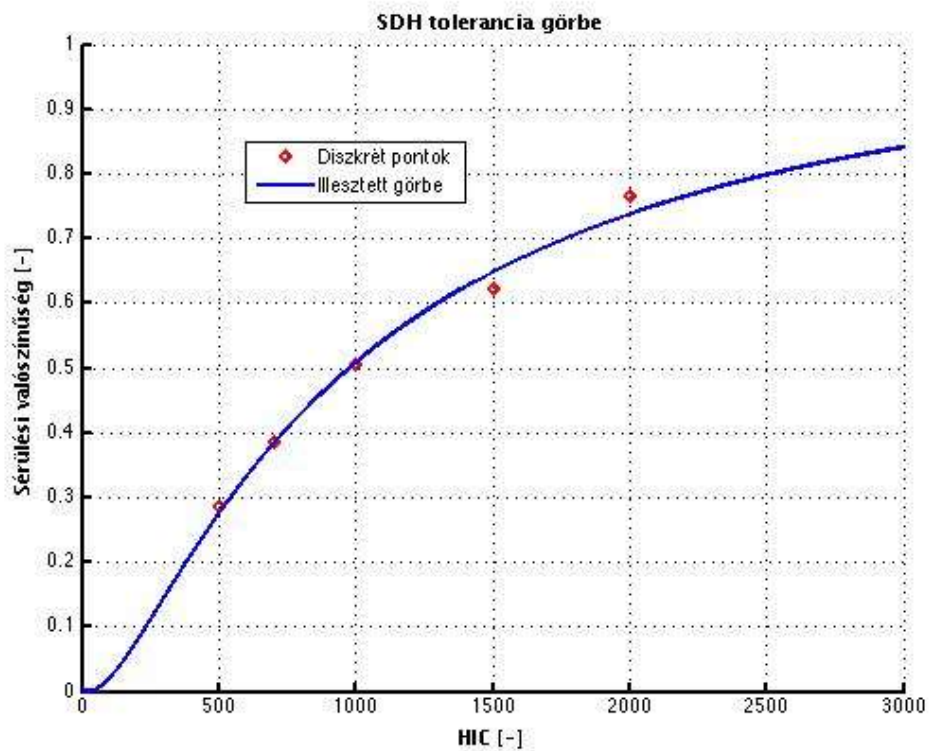
4.3. táblázat Ellenőrzésre használt Monte-Carlo módszer eredményei

A megbízhatósági analízis segítségével kapott eredményeket diagramokon ábrázoltam. Az egyes sérüléstípusok eseteit külön-külön ábrákon (4.16-4.18. ábra) is láthatjuk a könnyebb áttekinthetőség érdekében. A diszkrét pontok jelölik a FORM analízissel kapott valószínűségi értékeket, melyekre a sérülékenységi görbét illesztettem a legkisebb négyzetek módszerével.

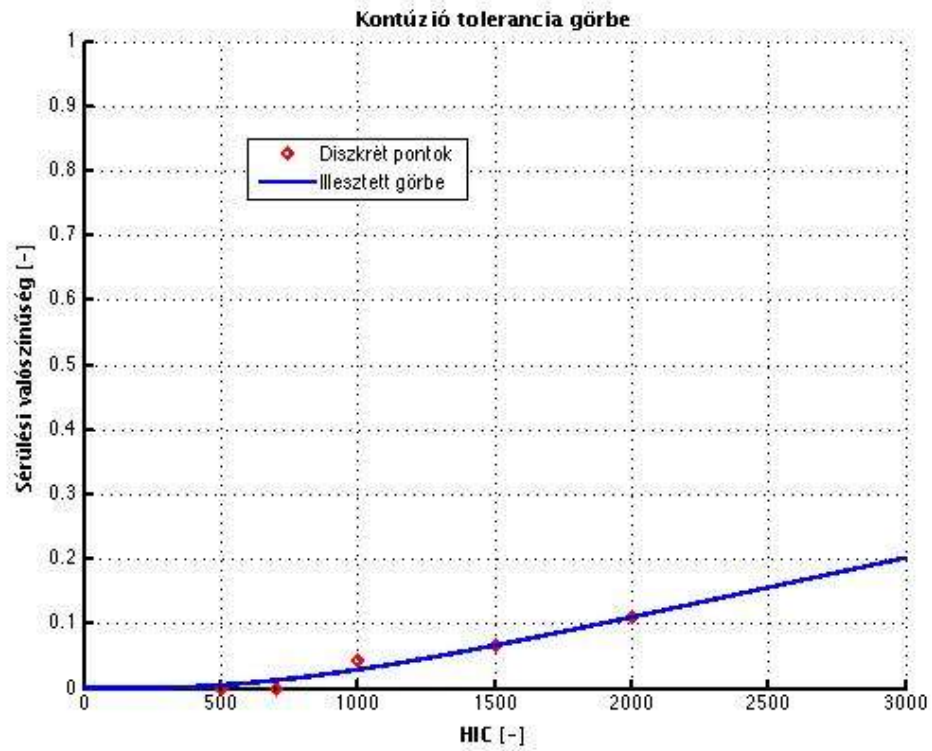




4.16. ábra: DAI-hoz tartozó sérülékenységi görbe

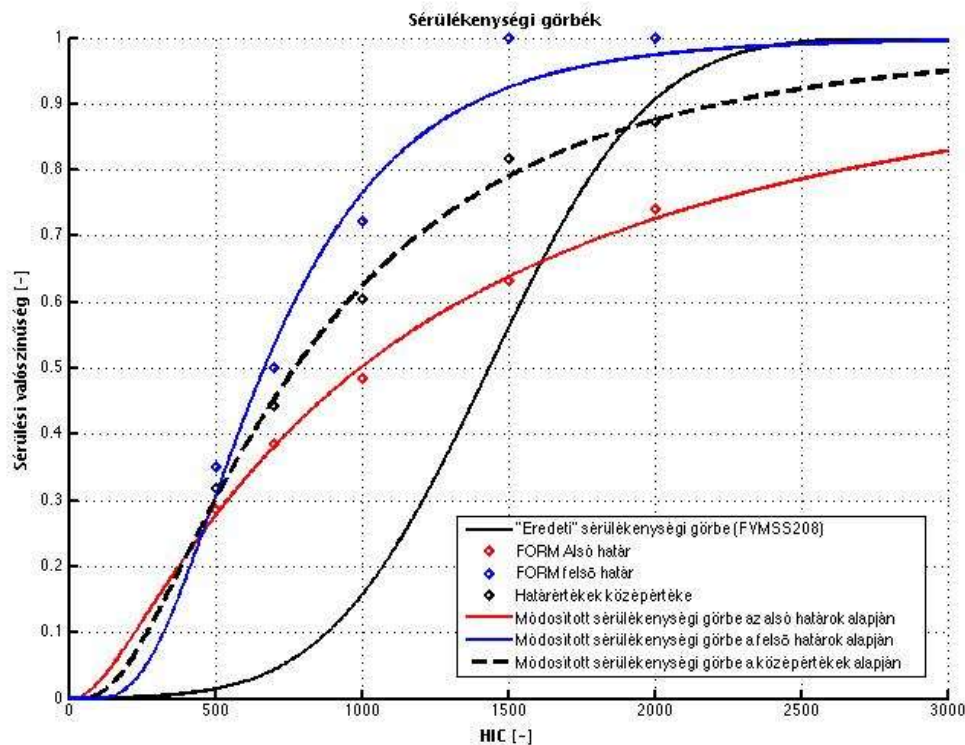


4.17. ábra: SDH-hoz tartozó sérülékenységi görbe



4.18. ábra: Kontúzióhoz tartozó sérülékenységi görbe

Az emberi agy sérülékenységi vizsgálatának eredményeként kapott új/módosított tolerancia görbét a 4.19. ábra mutatja, melynek a  $HIC_{15}=0-1000$  intervallumában a sérülések bekövetkezési valószínűsége jelentősen nagyobb mint az eredeti görbe esetében.



4.19. ábra: Megbízhatósági analízissel létrehozott sérülékenységi görbe

Az új sérülékenységi görbe paramétereit az alábbi táblázatban olvashatjuk:

Tolerancia görbe	Eloszlás típusa	$\mu$	$\sigma$
Alsó határok alapján	Lognormális	6.9031	1.1609
Felső határok alapján	Lognormális	6.5013	0.5655
A határok középértéke alapján	Lognormális	6.6474	0.8264

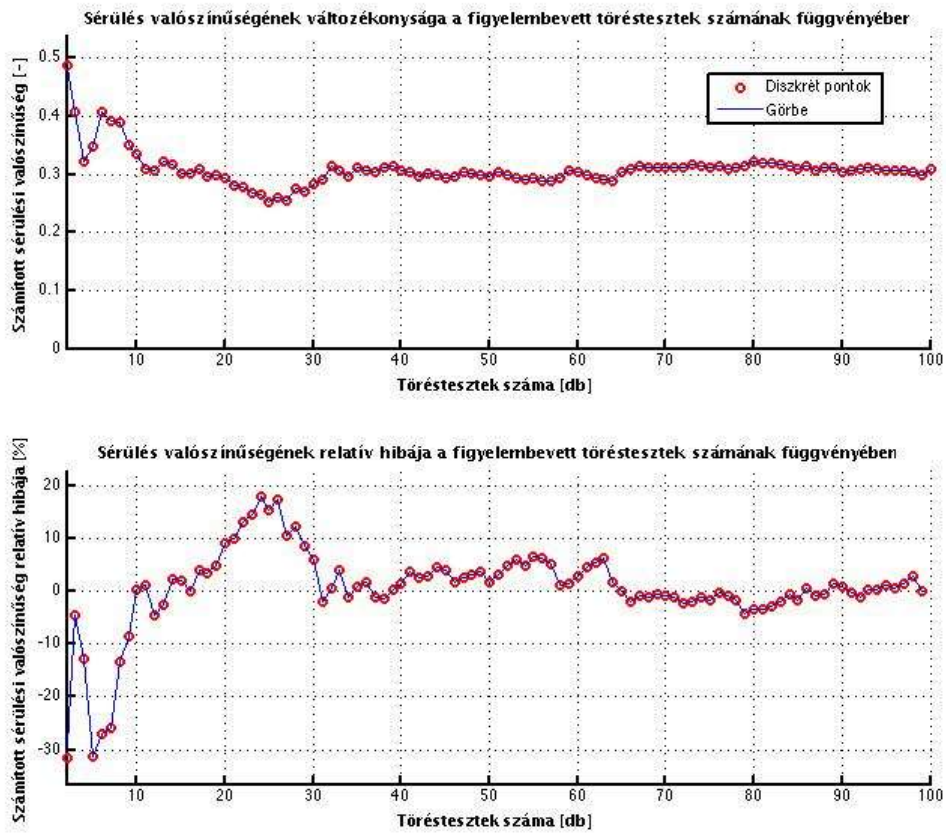
4.4. táblázat: A kapott sérülékenységi görbe paramétereit

Azért, hogy meggyőződhessenek arról, elegendő volt-e 100 darab töréstesztből álló statisztikai minta kigyűjtése, illetve hogy a figyelembe vett rekordok számának függvényében a kapott eredmények mekkora változékonyságot mutatnak, egy konvergencia vizsgálatot (4.20. ábra) végeztem el.

Mint ahogy az ábrán látható, a sérülési valószínűség relatív hibája 1-5% közé esik, amennyiben legalább 70-80 darab rekord rendelkezésre áll. Ez a relatív hiba kisebb, mint ami az egyszerű korlátok használatából adódó becslésnél jelen van, ugyanis az alsó és felső korlát között esetenként 20% különbség is adódik. Ez alapján a vizsgált rekordok számát elegendőnek tartottam a rendszer megbízhatóságának szempontjából, így vizsgálataimat ennyi rekorddal végeztem el.

#### 4. Eredmények

Vizsgálataim során minden *HIC* értékre és sérüléstípusra elvégeztem a konvergencia efféle ellenőrzését, nagyságrendileg mindig ehhez hasonló eredményeket kaptam.



4.20. ábra: Konvergencia vizsgálatok eredményei

---

## 5. ÉRTÉKELÉS

---

Jelen dolgozatban az emberi agy sérülékenységi vizsgálatát végeztem el megbízhatósági analízis használatával. Az alapvető cél a traumás agysérülések bekövetkezési valószínűségének meghatározása, figyelembe véve az ezt befolyásoló bizonytalanságokat, amelyek a fejet érő hatásban és a fej ellenállásában vannak jelen. A vizsgálat során azt a hipotézist vizsgáltam felül, hogy a **sérülések bekövetkezési valószínűsége számottevően nagyobb lehet, mint** az eredeti, biztonsági **szabvány által jóslott érték**. Ennek oka, hogy a jelenleg elfogadott sérülékenységi görbe megalkotása során elhanyagoltak számos sérülési típust, kinematikai hatást, és a rendszert befolyásoló bizonytalanságot.

Viszonylag nagy szórás volt megfigyelhető a szövet szintű hatások esetében még akkor is, ha az adott tesztek ugyanazt a *HIC* értéket képviselték. Ez a balesetek során fellépő komplex kinematikai hatások, azaz a rotációs gyorsulásnak és sebességnek köszönhető. Ez számszerűsíthető a megvizsgált statisztikai minta relatív szórásával (Coefficient of Variation CoV). A **szubdurális hematoma (SDH)** bizonyult a **legjelentősebb sérülési típusnak** az eredmények alapján, ugyanis az ehhez tartozó sérülési valószínűség 0.2839 és 0.7651 közé esik (*HIC* értéktől függően), míg a CoV érték 0.4117 és 0.4428 közé. A relatív szórás a DAI és kontúzió esetén még nagyobb. Ezek a viszonylag nagy CoV eredmények felelősek a jelentős sérülési valószínűségért a  $HIC_{15}=0-1000$  intervallumon, mivel a számításba vett bizonytalanságok növelik a tolerancia görbe meredekségét.

Viszonylag nagy bizonytalanság figyelhető meg a sérüléseknek megfelelő szövet-szintű toleranciák tekintetében is. Ez a bizonytalanság az oka annak, hogy a  $HIC_{15}=0-1000$  intervallumon viszonylag nagy a görbe meredeksége és magas a sérülési valószínűség. A vizsgálat során alkalmazott szövet-szintű ellenállás a szakirodalomból (Takhounts, 2003) származik, és már korábban is sor került a használatára egy új sérülési mérték, a BrIC (Brain Injury Criterion) fejlesztéséhez. Habár a valós autóbaleseteket vizsgáló kutatás (Mueller, 2015) kapcsán kiderült, hogy a BrIC túlzottan nagy kockázati valószínűséget eredményezhet, emiatt ezen területen további kutatás szükséges.

Valószínűleg a megfigyelt különbségek bizonyos mértékben az ütközési sebességek eltéréséből származnak. Az eredeti kockázati görbék megalkotásához kadávereken végzett kísérleteket vettek alapul, amelyek során az ütközési sebesség nem minden esetben egyezett meg, illetve helyenként különbözött a szabványosított 56km/h-ás értéktől, amelyet a jelenlegi töréstezteknel használnak. Példaként a becsapódási sebesség (Nahum and Smith, 1976) 12.816 és 34.56km/h között változott, ami lényegesen kisebb, mint a szabványos érték. Ezen kísérletek némelyikében a fejet egy merev tárggyal való ütés érte, így ezen sebességek összehasonlításra nem alkalmasak, azonban felmerül az a kérdés, hogy a kezdeti feltételek azonosnak tekinthetők-e ezeknél az eseteknél. Fontos megjegyezni, hogy mivel az ütközési sebesség nagymértékben befolyásolja a lágy szövetben keletkező alakváltozások, feszültségek és nyomások nagyságát, ezért a fent említett esetleges eltérések nagymértékben hozzájárulnak az eredeti és az új sérülékenységi görbe között kialakult különbségekhez.

## 5. Értékelés

Az eredményeket szemléltető 4.19. ábra és 4.2. táblázat **megerősíti ezt a feltételezést**, mivel a FORM analízis által kalkulált sérülési valószínűség  $HIC_{15}=700$  esetén 0.3837 és 0.399 közé esik az elfogadott szabványban foglalt 0.05 helyett. Még a  $HIC_{15}=500$  érték esetén is jelentős a szóban forgó valószínűség, mivel 0.2839 és 0.3466 között változik. A  $HIC_{15}=1000$ -t tekintve már túllépjük a középpértéket, azaz 0.5043 és 0.7403 az alsó és felső határ. A szövet-szinten végzett megbízhatósági analízis segítségével kapott eredmények **összhangban vannak** a korábban végzett valós autóbalesetekben megfigyelt sérülési valószínűséggel (Mueller, 2015).

Megbízhatósági analízis eredményei alapján új sérülékenységi görbéket hoztam létre, amiket a legkisebb négyzetek módszerével illesztettem a FORM-analízissel kapott diszkrét pontokra. A korábban alkotott tolerancia görbék esetén normál eloszlás függvényt használtak, azonban az eredményeim alapján kiderül, hogy a **lognormális eloszlás alkalmazása célravezetőbb**, hiszen normális eloszlás alkalmazásakor  $HIC_{15}=0$  (vagy akár negatív érték) esetén is számottevő sérülési valószínűséget kapnánk, mely nem tekinthető reálisnak. A szabványban szereplő és a most megalkotott görbe összehasonlításaképp a  $HIC_{15}=173$ -hoz tartozó sérülési valószínűség 0.3% a régi szabvány szerint, míg valós megfigyelések (Mueller, 2015) kimutatták, hogy valójában 3.4%-os bekövetkezési valószínűségről beszélünk, ami jól egyezik az új, alsó és felső határ középpértékén alapuló valószínűséggel, azaz 3.5%-al.

A fentebb említett különbségek fennállásának számos oka lehet. Az eredmények azt mutatják, hogy a jelentősebb sérülési valószínűség (6-49%) a diffúz axonális károsodáshoz (DAI) tartozik, míg a mérsékelt érték (0-10.85%) a kontúzióhoz. Mivel ezeket a sérülési típusokat figyelmen kívül hagyták az eredeti sérülékenységi görbe létrehozásánál, így feltételezhetjük, hogy elhanyagolásuk fontos szerepet játszik a megfigyelt különbségek tekintetében.

A jelen munkában közölt eredmények **korlátait** is meg kell említeni. Ez abban rejlik, hogy bizonyos típusú bizonytalanságokat figyelembe vesz a számítás, azonban ezeknek további forrásai is léteznek, amelyek vizsgálata **további kutatást** igényel. Például ilyenek a végeeselemes modellezés és az eredmények statisztikai kiértékelése kapcsán felmerülő bizonytalanságok, habár ezen bizonytalanságok figyelembe vétele nem éppen egyszerű, ezek jelenleg is aktív kutatás témái (Nannapaneni and Mahadevan, 2016). A fejre ható kinematikai hatásokat befolyásolhatják az emberek közötti geometriai és kinematikai jellemzők természetes változékonyságai, ennek körvonalazása is érdekes feladat lenne. Az elvégzett analízis tárgya a három leggyakoribb súlyos agysérülés, azonban a jövőbeli kutatásokat alkalmával, amelyek az emberi agy sérülékenységi analízisével foglalkoznak, figyelembe kellene venni az **összes** traumás agysérülést, ha az ezekhez tartozó szövet-szintű tolerancia értékek elérhetővé válnak. Továbbá a különböző tönkremeneteli (sérülési) komponensek közötti korreláció nem lett számításba véve, habár a korreláció ismeretének birtokában az egyes sérülési valószínűségek nagyobb pontossággal számíthatók a Ditlevsen-korlát (Ditlevsen, 1979) használatával az egyszerű korlátok helyett. Az eredmények a sérülési valószínűségek tekintetében a következő korlátokkal érvényesek: **vezetői ülésben tartózkodó emberre vonatkoznak, az autóbalesetek merev falba** való ütközéssel történnek, a becsapódási sebesség 56km/h. A sérülések bekövetkezési valószínűségének vizsgálata **eltérő törésminták** típusokkal (próbabábu

## 5. Értékelés

különböző helyeken ül, oldalirányú ütközés frontális helyett, más ütközési sebességek) *további kutatás* témája lehet, csak úgy, mint a különböző súlyosságú sérülések elemzése.

---

## 6. ÖSSZEFOGLALÁS

---

TDK munkámban a traumás agysérülések bekövetkezési valószínűsége és a *HIC* értékek közötti kapcsolatot vizsgáltam. Dolgozatom első harmadában a téma szakirodalmi áttekintését végeztem el, amelyben bemutattam az emberi agy felépítését, a vizsgálatok szempontjából fontos agyi sérüléseket, illetve korábbi és jelenlegi modellezési irányzatokat. Ezen módszereket látva néhány következtetést vontam le, amelyek közül a legfontosabbak a következők:

- Az eddigi vizsgálatok során a fejet érő külső hatások nagyságát vették csak figyelembe, a fejen belül lejátszódó folyamatokat (agyszövet feszültségei, alakváltozásai) viszont nem vették számításba.
- A lineáris és szöggyorsulások minden esetben együttesen jelentkeznek az autóbalesetek során, külön-külön csak a kísérleti laboratóriumban léteznek, ennek ellenére a *HIC* elhanyagolja a szöggyorsulásokat.
- A korábbi sérülékenységi görbék felvételénél elhanyagolták a hatást és az ellenállást befolyásoló bizonytalanságokat.

A fenti megállapítások alapján azokat a *hipotéziseket* állítottam fel, hogy a traumás agysérülések bekövetkezési valószínűsége számottevően nagyobb lehet, mint amit a jelenlegi szabványok előre jeleznek, illetve, hogy a szövet-szintű hatások jelentős változékonyságot mutathatnak az egyes töréskeresztek között, még akkor is, ha a tesztek során a fejet ért gyorsulások ugyanakkora *HIC* értéket képviselnek.

A gyakorlatban az autók biztonsági rendszereinek értékelése a töréskereszteknel mutatott teljesítményük alapján történik. A különböző töréskereszt konfigurációk közül legrégebb óta a frontális töréskeresztek alkalmazásának. Jelenleg ezek végrehajtási módját nemzetközi szabványok (FMVSS 208, ECE R94) rögzítik. Így a gyakorlatban betöltött fontos szerepük okán munkámban a frontális töréskeresztek vizsgálatát végeztem el.

Ennek megfelelően vizsgálataim célja a jelenleg érvényes szabványokban elfogadott tolerancia értékek felülvizsgálata és egy új, módosított sérülékenységi görbe megalkotása volt. Gyakorlati jelentőségük okán a vizsgálatokat olyan töréskeresztekre végeztem el, ahol frontális ütközésről beszélünk, és a becsapódási sebesség a szabványosan előírt 56km/h. Azért, hogy a fejen belül lejátszódó agyszövet és az erek nyúlásait és feszültségeit figyelembe vegyem a töréskeresztek rekonstruálását végelelemes szimulációkkal hajtottam végre. Ehhez explicit dinamikai szimulációkat végeztem el a SIMon végelelemes programban, amely során a fejet ért lineáris- és szöggyorsulásokat is működtettem a koponyán. Ezeket a szimulációkat adott *HIC* érték esetén a 100 töréskeresztre végeztem el, hogy a szövet-szintű hatás változékonyságát megfigyeljem. A kapott eredmények statisztikai vizsgálata alapján valószínűségi változókat definiáltam a hatás bizonytalanságainak jellemzésére. A szövet-szintű ellenállás bizonytalanságait szintén valószínűségi változó alkalmazásával vettem figyelembe, melyeket a szakirodalomban található adatok alapján vettem fel.



## 6. Összefoglalás

Ezek alapján a sérülések bekövetkezési valószínűségét megbízhatósági analízissel határoztam meg az elsőrendű megbízhatósági módszer (FORM) alkalmazásával, amelynek eredményeit Monte Carlo-szimulációval ellenőriztem. A FORM analízis eredményei alapján a legkisebb négyzetek módszerével új sérülékenységi görbéket hoztam létre, melyek – a szabványban szereplő görbével ellentétben – lognormális eloszlást követnek.

Az eredmények alapján elmondható, hogy a hipotézisek helyesnek bizonyulnak. A végelelemes szimulációk eredményeiből kiderül, hogy a szövet-szintű hatások meglehetősen nagy változékonyságot mutatnak adott *HIC* érték esetén. Ezt a változékonyságot az eredmények relatív szórásával számszerűsítettem. A megbízhatósági analízis eredményei alapján a sérülési valószínűség számottevően nagyobb, mint a szabványban szereplő értékek. Ezt a megfigyelésemet a való életben bekövetkezett korábbi autóbalesetek vizsgálata (Mueller, 2015) is megerősíti, habár ezek eredményei mindig nagy körültekintéssel kezelendők a bonyolult valós folyamatok és az ezzel kapcsolatos tudásbeli hiányosságok miatt.

A vizsgált sérüléstípusok közül a szubdurális hematóma bekövetkezési valószínűsége bizonyult a legnagyobbaknak. Ezzel szemben a kontúzió képviseli a legalacsonyabb valószínűségi értékeket, míg a diffúz axonális károsodás körülbelül a kettő közé tehető.

Reményeim szerint a kapott eredmények (és jövőbeli eredmények) alapján a jövőben módosításra kerülhetnek a szabványokban szereplő tolerancia értékek, melyek következtében a jövőbeli sérülések egy része megelőzhető lesz.

---

## IRODALOMJEGYZÉK

---

**Abel, J., Gennarelli, T.A., Seagawa, H., 1978**

In cadence and severity of cerebral concussion in the rhesus monkey following sagittal plane angular acceleration. *Proc. 22nd Stapp Car Crash Conference*, pp. 33-53. *Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.*

**Adams, J.H., Mitchell, D.E., Graham, D.I., Doyle, D., 1977**

Diffuse brain damage of immediate impact type. Its relationship to “primary brain stem damage” in head injury. *Brain 100*: 489-502.

**Adams J.H., Gennarelli T.A., Graham D.I., 1981**

Acceleration induced head injury in the monkey. *II. Neuropathology. Acta Neuropathol. (Berl.)*, Suppl. VII, 26–28.

**Adams, J. H., Graham, D. I., and Genarelli, T. A., 1983**

Head injury in man and experimental animals: *Neuropathology. Acta Neurochirurgica, (Suppl. 32)*, 15-30

**Adams, J.H., Doyle, D., Gennarelli, T.A., Graham, D.I., McClellan, D.R., 1989**

Diffuse axonal injury in head injury: Definition, diagnosis and grading. *Histopathology 15*: 49-59.

**A.R. Rjanitzyne, 1959**

Calcul a` la Rupture et Plasticité des Constructions. *Eyrolles, Paris.*

**Bandak, F. A. and Eppinger, R. H., 1994**

A Three-Dimensional Finite Element Analysis of the Human Brain Under Combined Rotational and Translational Accelerations, *SAE 942215*, pp. 145–163

**Bandak, F.A., Zhang, A. X., Tannous, R. E., DiMasi F., Masiello P., Eppinger R., 2001**

Simon: a simulated injury monitor; application to head injury assessment. *ESV 17th International Technical Conference on the Enhanced Safety of Vehicles, National Highway Traffic Safety Administration, Washington, DC.*

**Blumbergs, P.C., Grace, S., Manavis, J., Wainwright, H., Simpson, D.A., McLean, A.J., 1995**

Topography of axonal injury as defined by amyloid precursor protein and the sector scoring method in mild and severe closed head injury. *J. Neurotrauma 12(4)*: 565-572.

**Bradshaw, D. R., Ivarsson, J., Morfey, C. L., Viano, D. C., 2001**

Simulation of acute subdural hematoma and diffuse axonal injury in coronal head impact. *Journal of Biomechanics 34 (1)*, 85-94.

**Christman, C.W., Grady, M.S., Walker, S.A., Holloway, K.L., Povlishock, J.T., 1994**

Ultrastructural studies of diffuse axonal injury in humans. *J. Neurotrauma 11*: 173-186.

**DiMasi, F.P., Eppinger, R.H., Bandak, F.A., 1995**

Computational analysis of head impact response under car crash loadings. *Proc. 39th Stapp Car Crash Conference*, pp. 425-438. *Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.*

**Ditlevsen, O., 1979**

Narrow Reliability Bounds for Structural Systems. *Journal of Structural Mechanics* 7 (4), 453-472.

**Doorly, M. C., Horgan, T. J., Gilchrist, M. D., 2005**

Reconstruction of Head Injury Cases Arising from Falls Using the UCD Brain Trauma Model. In: *Gilchrist, M. D. (Ed.), IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications. Springer, Dordrecht, pp. 431-440.*

**Fijalkowski, R. J., Yoganandan, N., Zhang, J., Pintar, F. A., 2009**

A finite element model of region-specific response for mild diffuse brain injury. *Stapp Car Crash Journal* 53, 193-213.

**Flanagan, D.P. and Belytschko, T., 1981**

A uniform strain hexahedron and quadrilateral with orthogonal hourglass control. *Int. J. Numer. Meth. Eng.* 17: 679-706.

**Franklyn M, Fildes B, Zhang L, Yang K, Sparke L., 2005**

Analysis of finite element models for head injury investigation: reconstruction of four real-world impacts. *Stapp Car Crash J.*, 49:1-32. PubMed PMID: 17096266.

**Fréchède B, McIntosh AS., 2009**

Numerical reconstruction of real-life concussive football impacts. *Med Sci Sport Exerc;* 41:390–8

**Frieden, T. R., Houry, D., Baldwin, G., 2010.**

Report to Congress on Traumatic Brain Injury in the United States: Epidemiology and Rehabilitations. *CDC Report.*

**Gadd C., 1966**

Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard, *SAE Paper 660793*

**Gennarelli T.A., Adams J.H., Graham D.I., 1983**

Head Injury in Man and Experimental Animals: Neuropathology. In: Adams J.H. (eds) Trauma and Regeneration. *Acta Neurochirurgica Supplementum, vol 32. Springer, Vienna*

**Gennarelli T. A., Thibault L. E., Ommaya A. K., 1972**

“Pathophysiological responses to rotational and translational accelerations of the head,” in *Proceedings of the 16th Stapp Car Crash Conference, (Warrendale, PA: Society of Automotive Engineers).*

**Gennarelli TA, Obrist WD, Langfitt TW, Segawa H., 1979**

Vascular and metabolic reactivity to changes in PCO<sub>2</sub> in head injured patients. In *Papp AJ, Bourke RS, Nelson LR, Kimelberg HK, Neural Trauma. New York: Raven Press*

**Gennarelli T. A., 1981**

”Mechanistic approach to head injuries: clinical and experimental studies of the important types of injury,” in *Head and Neck Injury Criteria: A Consensus Workshop, ed. Ommaya A. K., editor. (Washington, DC: U.S. Dept. of Transportation, National Highway Traffic Safety Administration; ), 20–25*

**Gennarelli T. A., Thibault L. E., 1982**

Biomechanics of subdural hematoma. *J. Trauma* 22, 680–686.1097/00005373-198208000-00005

**Gennarelli, T.A., Thibault, L.E., Adams, J.H., Graham, D.I., Thompson, C.J., and Marcincin, R.P., 1982a**

- Diffuse axonal injury and traumatic coma in the primate. *Annals of Neurology* 12(6): 564-574.
- Goldsmith, W., 1981**  
 Current controversies in the stipulation of head injury criteria. *Journal of Biomechanics* 14 (12), 883-884.
- Got, C., Patel, A., Fayon, A., Tarriere, C., Walfisch, G., 1978**  
 Results of Experimental Head Impacts on Cadavers: The Various Data Obtained and Their Relations to Some Measured Physical Parameter. *In Proceedings of the 22nd Stapp Car Crash Conference. Ann Arbor, MI, United States.*
- Gurdjian, E. S. and Lissner, H. R., 1944**  
 Mechanism of Head Injury as Studied by the Cathode Ray Oscilloscope. *Preliminary Report. J. Neurosurg., 1, 393*
- Gurdjian E, Lissner H, Latimer R, Haddad B, and Webster J., 1953**  
 Quantitative determination of acceleration and intracranial pressure in experimental head injury, *Neurology* 3:417-423
- Gurdjian ES, Roberts VL, Thomas LM., 1966**  
 Tolerance curves of acceleration and intracranial pressure and protective index in experimental head injury. *J Trauma* 6, 600-4.
- Gurdjian, E. S., Hodgson, V. R., Thomas, L. M., and Patrick, L. M., 1968**  
 Significance of Relative Movements of Scalp, Skull and Intracranial Contents During Impact Injury of the Head. *J. Neurosurg., 29 (1), 70-72.*
- Gurdjian ES, Gurdjian ES, 1980**  
 Acute head injury: a review. *Annals of Surgery* 12: 223–241.
- Hardy W. N., Khalil T. B., King A. I., 1994**  
 Literature review of head injury biomechanics. *Int. J. Impact Eng.* 15, 561–586
- Hardy, W.N., Foster, C., Mason, M., Yang, K., King, A., Tashman, S., 2001**  
 Investigation of head injury mechanisms using neutral density technology and high-speed biplanar X-ray. *Stapp Car Crash Journal* 45: 337-368.
- Hasofer A.M. and Lind N.C., 1974**  
 Exact and invariant second moment code format. *Journal of Engineering Mechanics,* 100: 111–121.
- Hazay, M., 2016**  
 Acél keretek szeizmikus törékenységi görbéjének meghatározása. *Budapest Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Msc diplomamunka.*
- Hazay, M., Vigh, L. G., 2017a**  
 Seismic fragility assessment of steel frames with the application of advanced reliability analysis. *In Proceedings of the 8th Eurosteel Conference. Copenhagen, Denmark.*
- Hazay, M., Bojtár, I., 2017b**  
 Impact biomechanics of brain injuries: a proposal for evaluating vulnerability based on reliability analysis. *Biomechanica Hungarica*
- Holbourn, A. H. S., 1943**  
 Mechanics of Head Injuries. *The Lancet* 2 (6267), 438-441.
- Hoshizaki TB, Brien SE, 2004**  
 The science and design of head protection in sport. *Neurosurg* 55:956-967

**J.R. Benjamin and A. Cornell, 1970**

Probability, Statistics and Decision for Civil Engineers. *McGraw-Hill Book Co.*

**King, A. I., Viano, D. C., 2000**

Mechanics of Head/Neck. In: Bronzino, J.D. (Ed.), *The Biomedical Engineering Handbook. Second Edition, CRC Press LLC, Florida, pp. 420-431.*

**King, A. I., Yang, K. H., Zhang, L., Hardy, W., Viano, D. C., 2003**

Is head injury caused by linear or rotational acceleration?. *In Proceedings of the IRCOBI Conference. Lisbon, Portugal.*

**Kleiven, S., 2007**

Predictors for traumatic brain injuries evaluated through accident reconstruction. *Stapp Car Crash Journal 51, 81-114.*

**Lemaire, M., 2009**

Structural Reliability. *John Wiley & Sons, London.*

**Lowenhielm, P., 1974**

Dynamic properties of the parasagittal bridging veins, *Z. Rechtsmedizin 74: 55-62.*

**MATLAB Programming Fundamentals 2016b, 2016. The MathWorks, Massachusetts.****Meaney, D.F, Smith, D., Ross, D.T., and Gennarelli, T.A., 1993**

Diffuse axonal injury in the miniature pig: Biomechanical development and injury threshold. *ASME Crashworthiness and occupant protection in transportation systems 25: 169-175.*

**Mertz HJ, Weber DA, 1982**

Interpretations of the impact responses of a three-year old child dummy relative to child injury potential. (*Republished as SAE 826048, Automatic Occupant Protection Systems, SP-736, 1988*). In: *Paper presented in the 9th ESV conference*

**Mueller, B., MacAlister, A., Nolan, J., Zuby, D., 2015**

Comparison of HIC and BrIC Head Injury Risk in IIHS Frontal Crash Tests to Real-World Head Injuries. *In Proceedings of the 24th International Technical Conference On The Enhanced Safety of Vehicles. Gothenburg, Sweden.*

**Nahum, A. M., Smith, R. W., 1976**

An Experimental Model for Closed Head Impact Injury. *In Proceedings of the 20th Stapp Car Crash Conference.*

**Nahum, A. M., Smith, R. W., Ward, C. C., 1977**

Intracranial Pressure Dynamics During Head Impact. *In Proceedings of the 21st Stapp Car Crash Conference.*

**Nannapaneni, S., Mahadevan, S., 2016**

Reliability analysis under epistemic uncertainty. *Reliability Engineering and System Safety 155, 9-20.*

**Newman, J. A., 1980**

Head injury criteria in automotive crash testing. *SAE 801317. In Proceedings of the 24th Stapp car crash conference. Troy, MI, USA.*

**Newman JA, Beusenberg MC, Fournier E., 1999**

A new biomechanical assessment of mild traumatic brain injury: part 1—Methodology. *International Research Council on the Biomechanics of Impact Conference Sitges, Spain: IRCOBI, 1999:17–36*

**Nowak, A. S., Collins, K. R., 2000**

Reliability of Structures. *McGraw-Hill, New York.*

**Nusholtz, G.S., Lux, P., Kaiker, P., and Janicki, M.A., 1984**

Head impact response skull deformation and angular accelerations. *Proc. 28th Stapp Car Crash Conference, pp. 41-74. Society of Automotive Engineers, Warrendale, PA.*

**Nusholtz, G.S., Wylie, B., and Glascoe, L.G., 1995**

Cavitation/boundary effects in a simple head impact model. *Aviation Space & Environmental Medicine 66(7): 661-667.*

**Ommaya, A. K., Grubb, R. L. Jr., Naumann, R. A., 1971.**

Coup and contre-coup injury: observations on the mechanics of visible brain injuries in the rhesus monkey. *J Neurosurg 35 (5), 503–516.*

**Ommaya, A.K., Gennarelli, T. A., 1974.**

Cerebral concussion and traumatic unconsciousness: Correlation of experimental and clinical observations on blunt head injuries. *Brain 97, 633-654.*

**Oppenheimer, D.R., 1968**

Microscopic lesions in the brain following head injury. *J. Neurol. Neurosurg. Psychiatry 31: 299-306.*

**Padgaonkar, A. J., Krieger, K. W., and King, A. I., 1975**

Measurement of angular acceleration of a rigid body using linear accelerometers. *Journal of Applied Mechanics, pp. 552- 556.*

**Pellman EJ, Viano DC, Tucker AM, et al., 2003**

Concussion in Professional Football: Reconstruction of Game Impacts and Injuries. *Neurosurgery; 53(4):799–814.*

**Pinto, P. E., Franchin, P., Lupoi, A., Lupoi, G., 2006**

Seismic Fragility Analysis of Structural Systems. *Journal of Engineering Mechanics 132 (4), 385-395.*

**Post, A., Kendall, M., Koncan, D., Cournoyer, J., Hoshizaki, T. B., Gilchrist, M. D., Brien, S., Cusimano, M. D., Marshall, S., 2015**

Characterization of persistent concussive syndrome using injury reconstruction and finite element modelling. *Journal of the Mechanical Behaviour of Biomedical Materials 41, 325-335.*

**Povlishock, J.T. and Christman, C.W., 1995**

The pathobiology of traumatically induced axonal injury in animals and humans: A review of current thoughts. *J. Neurotrauma 12(4): 555-564.*

**Prasad, P., Mertz, H. J., 1985**

The position of the United States Delegation to the ISO working group 6 on the use of HIC in the automotive environment. *SAE paper No. 851246.18.*

**R.A. Rzhanitzyn, 1949**

Design of structures with considerations of plastic properties of materials. *Stroivoenmorizdat.*

**Ruan, J. S., Khalil, T. B. and King, A. I., 1993**

Finite Element Modeling of Direct Head Impact, *Proceedings of the 37th Stapp Car Crash Conference, pp. 69–81.*

**Shinozuka, M., Hwang, H., Reich, M., 1984**

Reliability Assessment of Reinforced Concrete Containment Structures. *Nuclear Engineering and Design* 80, 247-267.

**Shugar, T. A., 1975**

Transient structural response of the linear skull-brain system. In *19th Stapp Car Crash Conference Proceedings, San Diego, Calif., pp. 581-614. Warrendale, Pa.: SAE paper no. 751161*

**Simpson, R.H.W., Berson, D.S., Shapiro, H.A., 1985**

The diagnosis of diffuse axonal injury in routine autopsy practice. *Forensic Sci. Int.* 27: 229- 235.

**Stalnaker, R.L., Alem, N.M., Benson, J.B., Melvin, J.W., 1977**

Validation studies for head impact injury model. *Final report DOT HS-802 566. National Highway Traffic Safety Administration, U.S., Department of Transportation, Washington, DC.*

**Takhounts, E. G., Eppinger, R. H., Campbell, J. Q., Tannous, R. E., Power, E. D., Shook, L. S., 2003**

On the development of the SIMon Finite Element Head Model. *47th Stapp Car Crash Journal* 47, 107-133.

**Takhounts, E. G., Ridella, S. A., Hasija, V., Tannous, R. E., Campbell, Q., Malone, D., Danelson, K., Stitzel, J., Rowson, S., Duma, S., 2008**

Investigation of Traumatic Brain Injuries Using the Next Generation of Simulated Injury Monitor (SIMon) Finite Element Head Model. *Stapp Car Crash Journal* 52, 1-32.

**Takhounts, E. G., Craig, M. J., Moorhouse, K., McFadden, J., Hasija, V., 2013**

Development of Brain Injury Criteria (BrIC). *Stapp Car Crash Journal* 57, 243-266.

**Thomas, L. M., Roberts, V. L., and Gurdjian, E. S., 1967**

Impacted-Induced Pressure Gradients Along Three Orthogonal Axes in the Human Skull. *J. Neurosurg.*, 26, 316

**Tarriere, C., Walfisch, G., Fayon, A., Got, C., Guillon, F., Patel, A., Bureau, J., 1982**

Acceleration, Jerk and Neck Flexion Angle: Their Respective Influences on the Occurrence of Brain Injury.

**Taylor, C. A., Bell, J. M., Breiding, M. J., Xu, L., 2017**

Traumatic Brain Injury–Related Emergency Department Visits, Hospitalizations, and Deaths - *United States, 2007 and 2013. MMWR Surveill Summ* 66 (9), 1–16.

**Thurman, D., 2001.**

The epidemiology and economics of head trauma. In: Miller, L., Hayes, R. (Eds.), *Head Trauma: Basic, Preclinical, and Clinical Directions*. Wiley and Sons, *New York*, pp. 327-347.

**Unterharnscheidt, F., and Higgins, L. S., 1969**

Pathomorphology of experimental head injury due to rotational acceleration. *Acta Neuropathologica, Vol, 12, pp. 200-204.*

**Versace J., 1971**

A review of the severity index. In *Proceedings of the 15th Stapp Car Crash Conference. Coronado, CA, USA. SAE paper no. 710881*

**Viano, D.C., King, A.I., Melvin, J.W., and Weber, K., 1989**

- Injury biomechanics research: An essential element in the prevention of trauma. *Journal of Biomechanics*, 22(5), 403- 417.
- Viano, D. C., Casson, I. R., Pellman, E. J., Zhang, L., King, A. I., Yang, K. H., 2005a**  
Concussion in professional football: Brain responses by finite element analysis: *Part 9. Neurosurgery* 57 (5), 891-916.
- Viano, D. C., 2005b**  
Head Impact Biomechanics in Sport. In: Gilchrist, M. D. (Ed.), IUTAM Proceedings on Impact Biomechanics: From Fundamental Insights to Applications. *Springer, Dordrecht*, pp. 121-30.
- Zhang, L., Yang, K.H., Dwarampudi, R., Omori, K., Li, T., Chang, K., Hardy, W.N., Khalil, T.B., King, A.I., 2001**  
Recent advances in brain injury research: a new human head model development and validation. *Stapp Car Crash Journal* 45: 369- 394.
- Zhang, J., Yoganandan, N., Pintar, F. A., Gennarelli, T. A., 2006**  
Role of translational and rotational accelerations on brain strain in lateral head impact. *Biomedical Science and Instrumentation* 42, 501-506.
- Zhou, C., Khalil, T., and King, A., 1995**  
A New Model Comparing Impact Responses of the Homogeneous and Inhomogeneous Human Brain, *SAE Technical Paper* 952714.
- Ward, C. C., and Thompson, R. B., 1975**  
The development of a detailed finite element brain model. *Proc. 19th Stapp Car crash Conf.*, pp. 641–674



---

## FÜGGELÉK

---

### F.1. Elsőrendű megbízhatósági analízis (FORM)

A *tönkremeneteli valószínűség* és a *megbízhatósági index* meghatározása során jelentős munkát igényel a tervezési pont megtalálása. Ez tulajdonképpen egy függvényoptimalizálási probléma, amely során a standard normáeloszlású térben a *határállapot-függvény* azon pontját keressük, amely legközelebb esik az origóhoz. Ilyenkor a következő *függvényminimalizálást* kell végrehajtani:

$$\beta = \min d(u_k) = \min \left( \sqrt{\sum_i u_i^2} \right), \quad (\text{F.1})$$

amely megoldása során egy egyenlőtlenségi megkötést kell figyelembe venni:

$$H(u_k) \leq 0, \quad (\text{F.2})$$

amelyben  $H(u_k)$  a *határállapot függvény standard normáeloszlású térbe* transzformált kifejezése.

A fent említett függvényoptimalizálás végrehajtásához, vagyis a tervezési pont megtalálásához egy iterációs algoritmust kell alkalmazni. Egy ilyen optimalizáló algoritmus (kezdeti pontból kiindulva) két fő lépést foglal magába:

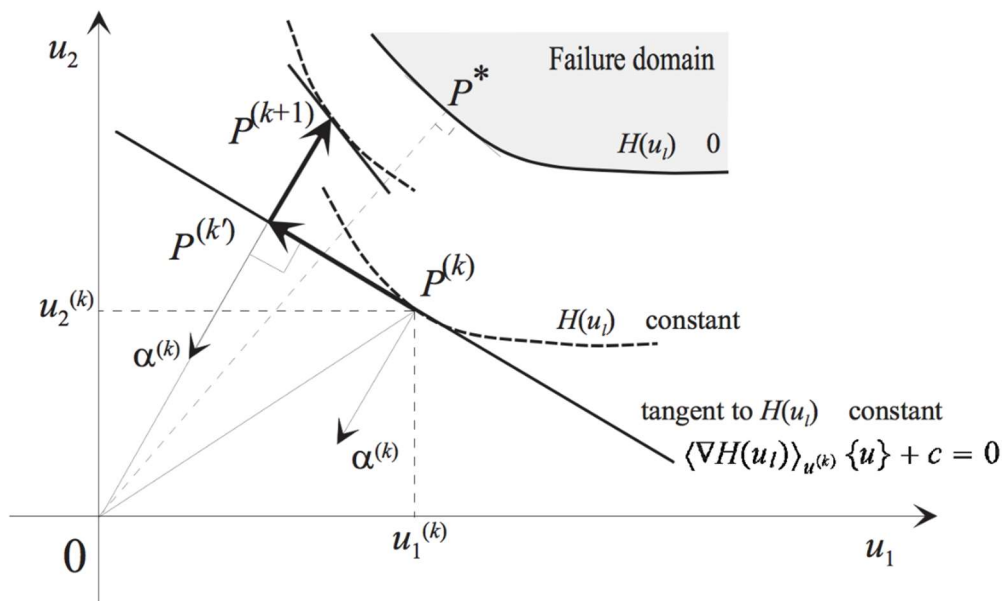
- a meredekség legjobb irányának meghatározása a következő iterációs lépés megtételéhez,
- egy adott iterációs lépésben megtett optimális távolság, az az lépésköz meghatározása.

Egy iterációs lépés ( $k$ ) a következő formában írható le:

$$\{u\}^{(k+1)} = \{u\}^{(k)} + \alpha^{(k)} \{S\}^{(k)}, \quad (\text{F.3})$$

ahol  $\alpha^{(k)}$  jelenti az optimális lépésközt, illetve  $\{S\}^{(k)}$  az iterációs lépés irányát.

A legvalószínűbb tönkremeneteli pont megtalálására használt elsőrendű optimalizáló algoritmusok közül az egyik leggyakrabban használt a Hasofer-Lind-Rackwitz-Fiessler algoritmus, amely számos szituációban igen hatékonynak mutatkozik. Az algoritmus alapelvét az alábbi ábra szemlélteti:



F.1. ábra: Rackwitz-Fiessler algoritmus illusztrálása (Lemaire, 2009)

A tervezési pont meghatározásához a  $P(k)$  kezdőpontból indulunk, amelynek koordinátáit az  $\{u\}^{(k)}$  jelöli. Ez a pont nem feltétlenül a határállapot függvényen helyezkedik el, így  $H(u_l) \neq 0$  zérustól különböző lehet. Tekintsük a tönkremeneteli függvény ezen pontban felírt Taylor-sorát:

$$H(u_l) = H(u_l^{(k)}) + \langle \nabla H(u_l) \rangle_{u^{(k)}} (\{u\} - \{u\}^{(k)}) + O^2, \quad (\text{F.4})$$

amely egyenlet felírásával megkapjuk a határállapot-függvényt érintő hipersík egyenletét:

$$\langle \nabla H(u_l) \rangle_{u^{(k)}} \{u\} + c = 0. \quad (\text{F.5})$$

Ha a  $P(k)+1$ , vagyis az iteráció következő pontja már illeszkedik a határállapot függvényre, akkor az előbbi Taylor-sor a következő formában írható le:

$$H(u_l^{(k+1)}) = H(u_l^{(k)}) + \langle \nabla H(u_l) \rangle_{u^{(k)}} (\{u\}^{(k+1)} - \{u\}^{(k)}) = 0. \quad (\text{F.6})$$

Következő lépésben elosztjuk az egyenletet a gradiens vektor normájával:  $\|\nabla H(u_l)\|_{u^{(k)}}$ , illetve bevezetjük az iránykoszinusz vektorát:

$$\{\alpha\} = \frac{\{\nabla H(u_l)\}}{\|\nabla H(u_l)\|}. \quad (\text{F.7})$$

Így a határállapotot a következő formában kapjuk:

$$\frac{H(u_l^{(k)})}{\|\nabla H(u_l)\|_{u^{(k)}}} + (\langle u \rangle^{(k+1)} - \langle u \rangle^{(k)}) \{\alpha\}^{(k)} = 0. \quad (\text{F.8})$$

Ennek átrendezése az alábbi formát adja:

$$\langle u \rangle^{(k+1)} \{\alpha\}^{(k)} = \langle u \rangle^{(k)} \{\alpha\}^{(k)} - \frac{H(u_l^{(k)})}{\|\nabla H(u_l)\|_{u^{(k)}}}. \quad (\text{F.9})$$

A határon, amikor  $k \rightarrow \infty$ , akkor  $d(u_l)^{(k)} = \beta$  és  $\{u\} = -\beta \{\alpha\}$ , ha az algoritmus konvergens. Tehát az iterációs lépések során:

$$\{u\}^{(k+1)} = -\beta^{(k)} \{\alpha\}^{(k)} \Rightarrow \beta^{(k)} = -\langle u \rangle^{(k+1)} \{\alpha\}^{(k)}, \quad (\text{F.10})$$

amely a megbízhatósági indexet leíró iteratív egyenlethez vezet:

$$\beta^{(k)} = -(\langle u \rangle^{(k)} \{\alpha\}^{(k)}) + \frac{H(u_l^{(k)})}{\|\nabla H(u_l)\|_{u^{(k)}}}. \quad (\text{F.11})$$

Amennyiben a kezdőpont koordinátái  $\{u\}^{(k)}$  a határállapothoz tartoznak, akkor a (F.11) egyenlet tovább egyszerűsíthető, mivel  $H(u_l^{(k)}) = 0$ .

Az iteráció következő pontjához tartozó összefüggést a (F.11) egyenlet (F.10) egyenletbe való behelyettesítésével határozhatjuk meg:

$$\{u\}^{(k+1)} = (\langle u \rangle^{(k)} \{\alpha\}^{(k)}) \{\alpha\}^{(k)} - \frac{H(u_l^{(k)})}{\|\nabla H(u_l)\|_{u^{(k)}}} \{\alpha\}^{(k)}. \quad (\text{F.12})$$

Ez a képlet két részből tevődik össze, amelyek különböző tartalmat hordoznak:

- az első taggal egy  $\{\alpha\}^{(k)}$  normálvektorra merőleges vetítés segítségével a  $P^{(k)}$  pontból a  $P^{(k')}$  pontba jutunk,
- a másodikkal pedig  $P^{(k')}$  pontból  $P^{(k+1)}$  pontba.

## Függelék

A F.1. ábrát tekintve megfigyelhető, hogy a  $P^{(k+1)}$  pont még mindig nem illeszkedik a határállapot-függvényre. Ha azt akarjuk, hogy ez a pont rajta legyen a függvényen, vagyis  $H(u_i) = 0$  legyen  $P^{(k+1)}$  pontban, akkor a folyamatot ki kell egészítenünk az ún. vetített gradiens eljárással, mint korrekciós lépéssel (Lemaire, 2009). A különbség az, hogy nem a (7.12) összefüggéssel jutunk el  $P^{(k)}$  pontból  $P^{(k+1)}$ -be, hanem vetítést alkalmazunk, azaz  $P^{(k)}$  pontot a határállapot függvényre vetítjük, így biztosak lehetünk benne, hogy  $H(u_i) = 0$ . Ehhez arra van szükség, hogy  $\{u\}^{(k)} = -\beta^{(k)} \{\alpha\}^{(k)}$  összefüggést  $H(u_i) = 0$ -ba helyettesítsük, így megkapjuk  $H(\beta)$ -t. Ezután már csak a függvény zérushelyét kell megtalálnunk, vagyis azt a  $\beta$ -t keressük, amelyre teljesül  $H(\beta) = 0$ .

Az eddig bemutatott eljárás a tervezési pont és a megbízhatósági index meghatározására koncentrált, azonban az előbb látottakon túl más fontos információt is tartalmaz. A (F.7) összefüggéssel bevezettük az érzékenységi tényezőknek nevezett paramétereket:

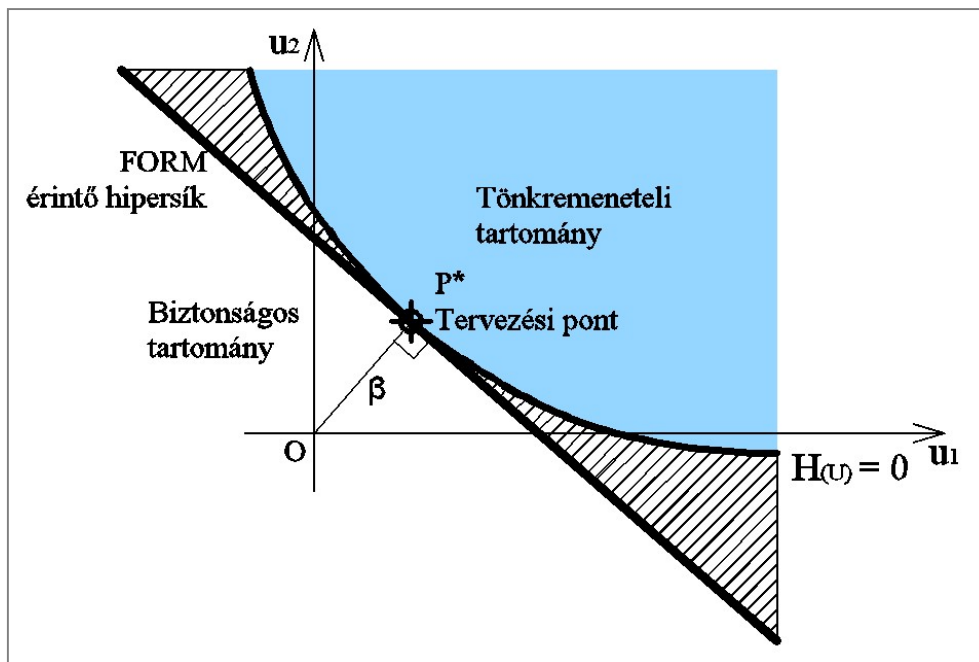
$$\alpha_i = \frac{\nabla_i H(\{u\})}{\|\nabla H(\{u\})\|_{\{u^*\}}} . \quad (\text{F.13})$$

Az  $\alpha_i$  értékei -1-től 1-ig változnak, ezen intervallumon mutatják, hogy az adott  $u_i^*$  valószínűségi változó értékének módosulása hogyan befolyásolja a megbízhatósági indexet, tehát megadják annak érzékenységét, ami a (7.11) alapján:

$$\beta = -\{\alpha\}^T \{u\} \Rightarrow \frac{\partial \beta}{\partial u_i} \Big|_{\{u^*\}} = -\alpha_i . \quad (\text{F.14})$$

Az elsőrendű megbízhatósági módszer (FORM) kulcsa, hogy a már korábban említett  $P_F = \Phi(-\beta)$  összefüggést alkalmazza a tönkremeneteli valószínűség meghatározására.

A FORM módszer közelítő volta arra utal, hogy ha *nemlineáris határállapot-függvény* dolgozunk, akkor nem ad egzakt megoldást. Ilyenkor úgy járunk el, hogy a valódi  $H(u_i) = 0$  tönkremeneteli függvényt az  $OP^*$  vektorra merőleges FORM hipersíkkal helyettesítjük, és az eseménytér e sík mögötti tartományán hajtjuk végre az elemi eseményekhez tartozó valószínűségek összegzését.



F.2. ábra: Tönkremeneteli valószínűség meghatározása FORM módszerrel (Hazay M., 2016)

Ez természetesen valamekkora hibát von maga után (sraffozott rész), ami a határállapot-függvény görbületétől függ.

Mivel dolgozatom témája az agysérülések bekövetkezési valószínűségének meghatározása, amely során a hatást és az ellenállást leíró változókkal három (az adott sérülési típusoknak megfelelően) egyszerű *lineáris határállapot függvényt* definiálunk, így az *elsőrendű megbízhatósági módszert* alkalmazva nincs szó ilyen fajta számítási hibáról. Éppen emiatt esett a választás erre az eljárásra, mert így a FORM hipersík és a tönkremeneteli függvény egybeesik.

## F.2. Monte Carlo-szimuláció

A Monte-Carlo szimulációnak a lényege, hogy *véletlen számgenerálással* előállítjuk a valószínűségi változók értékeinek mintahalmazát, majd az összes szimulált elemi eseményre kiértékeljük a *határállapot-függvényt*. A kiértékelés során eldöntjük a kísérlet kimenetelét, vagyis hogy az elemi esemény az eseménytér *biztonságos* vagy *tönkremeneteli tartományába* esik, majd összeszámoljuk, hogy az összes elemi esemény közül, hány végződött tönkremenetellel. A Monte-Carlo-szimuláció megbízható eredményt ad, még számos *valószínűségi változó* és komplikált *határállapot-függvény* esetén is, amennyiben elegendően sok elemi eseményt generálunk.<sup>35</sup>

Jelen kutatásban a Monte Carlo-szimulációt a FORM analízis eredményeinek ellenőrzésére használtam. Fontos megjegyezni, hogy a pontos számítás ellenőrzésére ezen vizsgálat során is

<sup>35</sup> Ez általában  $10^5$ - $10^6$  nagyságrendet jelent

szükség volt, így a két eredmény összevetésével megállapítható, hogy a számítások helyesek-e.

Első lépésként a *valószínűségi változók mintahalmazának generálását* végezzük el. Fontos, hogy ezek eloszlását és a köztük lévő korrelációt figyelembe kell vegyünk. A *véletlen számokat* minden esetben *egyenletes eloszlással*, egy  $[0, 1[$  tartományon generáljuk. Ebbe a tartományba eső *egyenletes eloszlású változók* transzformálására van szükség, hogy az adott *valószínűségi változónak megfelelő eloszlású és értékű mintahalmazt* kapjunk. Az inverz transzformációs módszer használható erre:

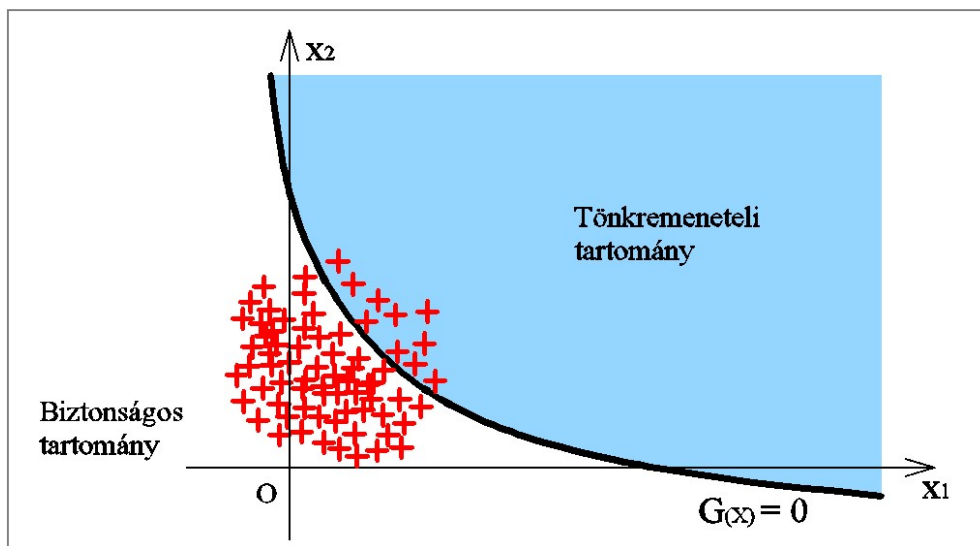
$$X = F_X^{-1}(E), \tag{F.15}$$

ahol  $X$  a *kívánt eloszlású valószínűségi változó*,  $E$  a  $[0, 1[$  tartományba eső *egyenletes eloszlású változó*,  $F_X^{-1}$  pedig az  $X$  változó eloszlásfüggvényének az inverze.

A szimuláció második lépése a határállapot függvények  $H(u_k)$  kiértékelése. Ezt követően tönkremenetel számlálót  $I_{D_F}$  használunk a  $H(u_k)$  eredményének függvényében:

$$I_{D_F} = \begin{cases} 1, & \text{ha } H(u_k) \leq 0, \\ 0, & \text{ha } H(u_k) > 0. \end{cases} \tag{F.16}$$

Az egyes kísérletek kiértékelési eredményeit illusztrálja az alábbi ábra:



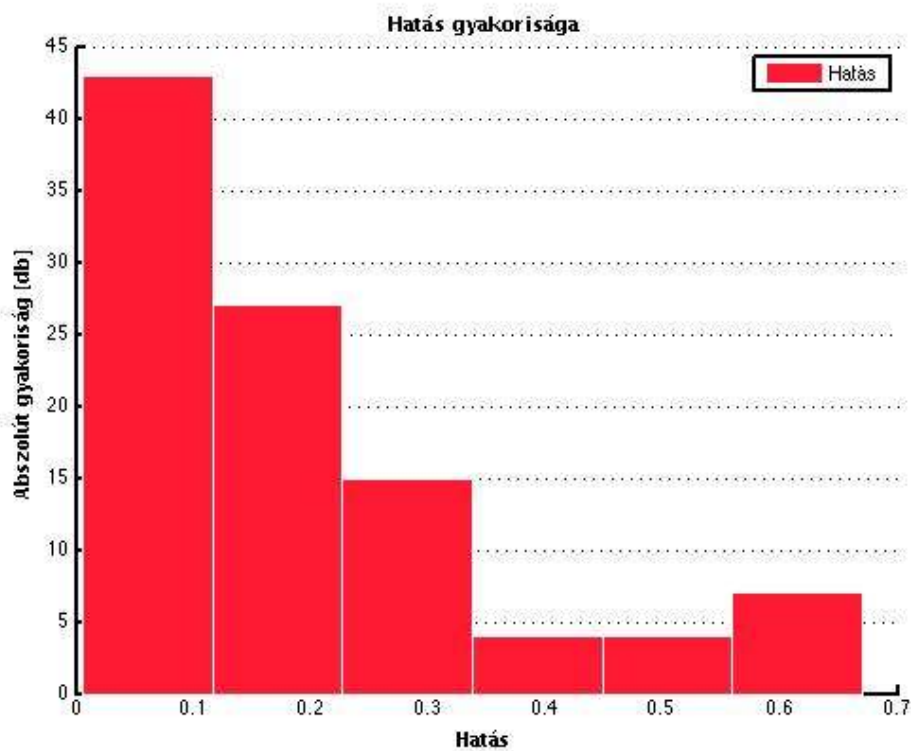
F.3. ábra: Elemi események kimenetele a valószínűségi eseménytérben (Hazay M., 2016)

A szimuláció természetesen akkor fejeződik be, ha az összes elemi kísérletnek elvégezzük a kiértékelését, amit az előző két lépés  $N$ -szer való ismétlésével tehetünk meg.

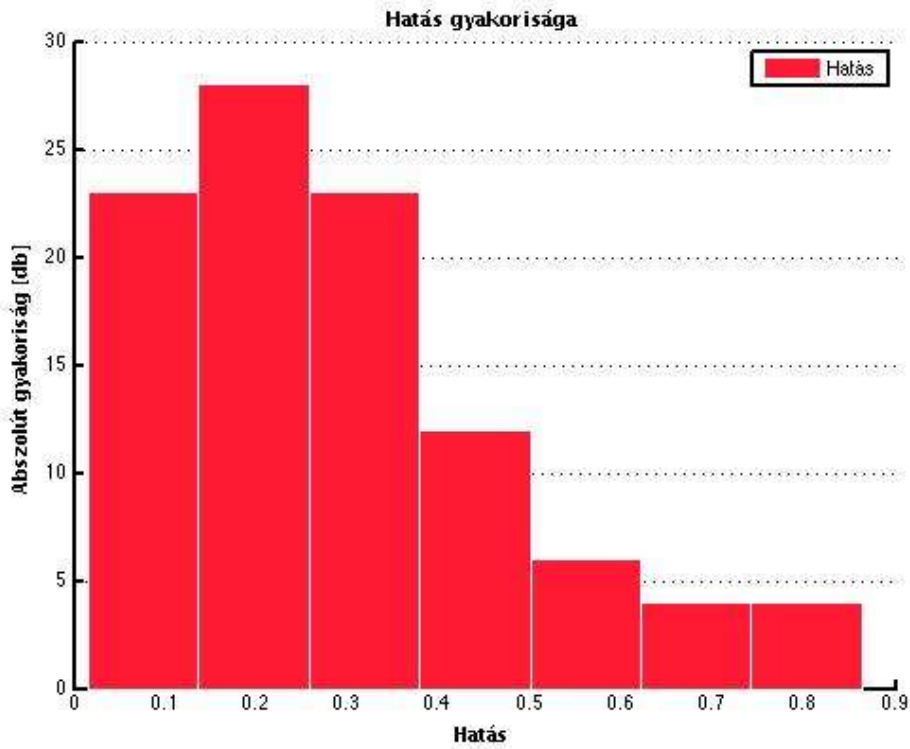
Végző lépés a *tönkremeneteli valószínűség* megbecslése. Ezt egy *statisztikai kiértékeléssel* érjük el, ennek legfontosabb eleme az  $N$  számú kísérletből *tönkremenetellel* végződött elemi események összegzése. A tönkremeneteli valószínűséget a következő módon becsülhetjük:

$$P_F \approx \frac{1}{N} \sum_{r=1}^N \mathbf{I}_{D_F}^{(r)} . \quad (\text{F.17})$$

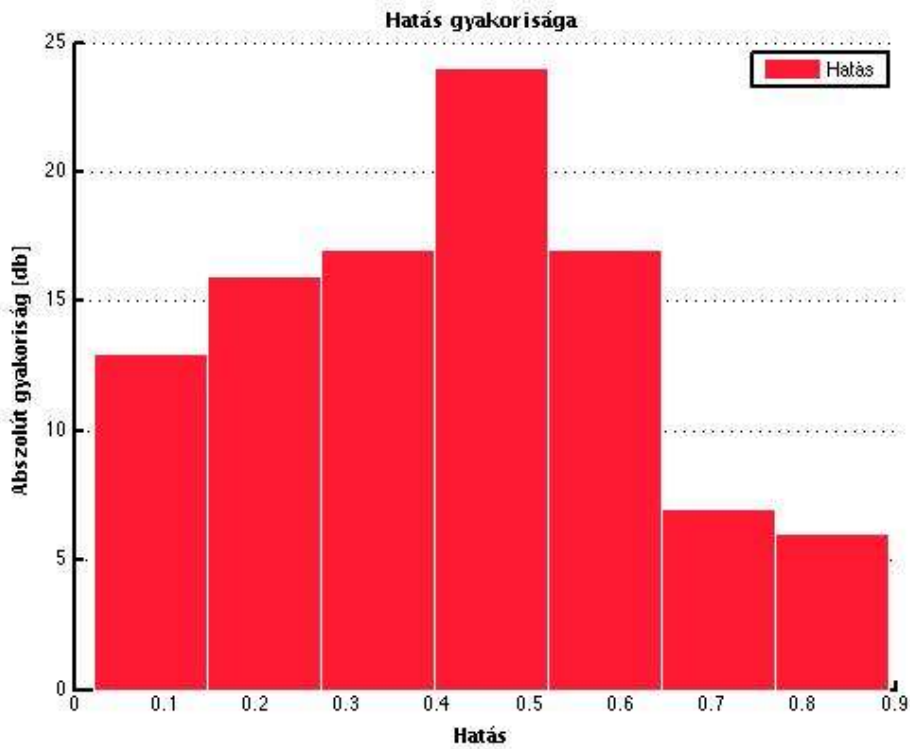
### F.3. Hisztogramok



F.4. ábra: CSDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=700$  esetén (DAI)

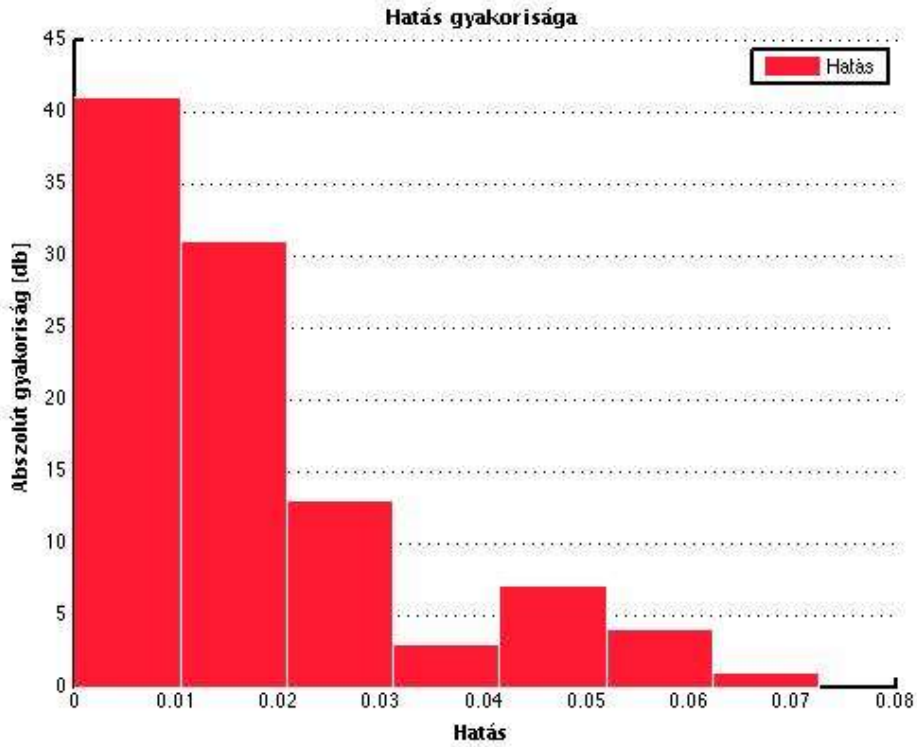


F.5. ábra: CSDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=1000$  esetén (DAI)

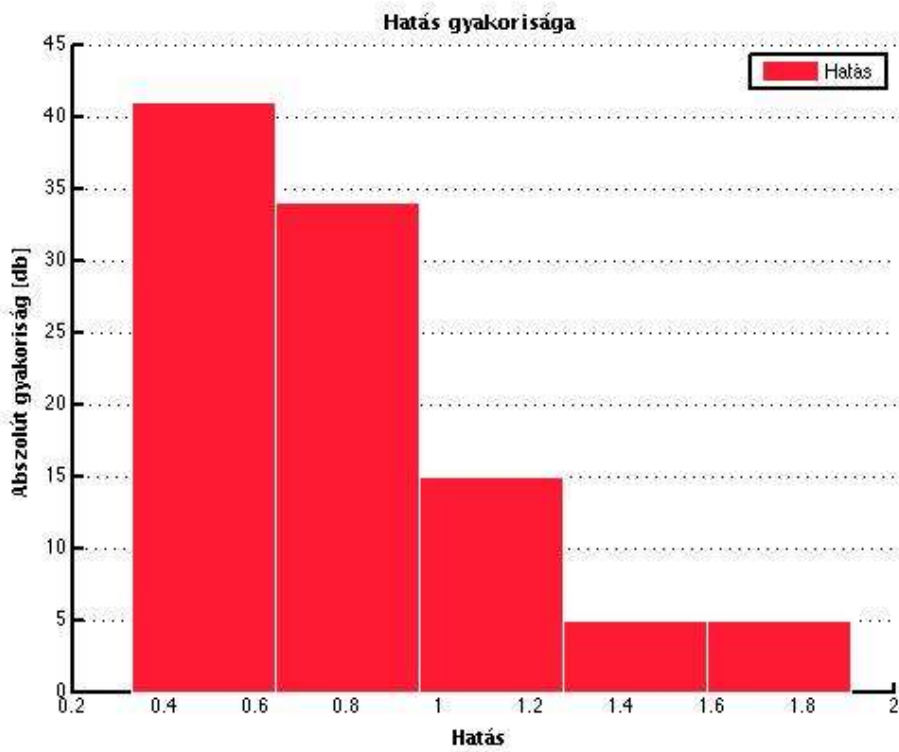


F.6. ábra: CSDM értékek normális eloszlása  $HIC_{15}=1500$  esetén (DAI)

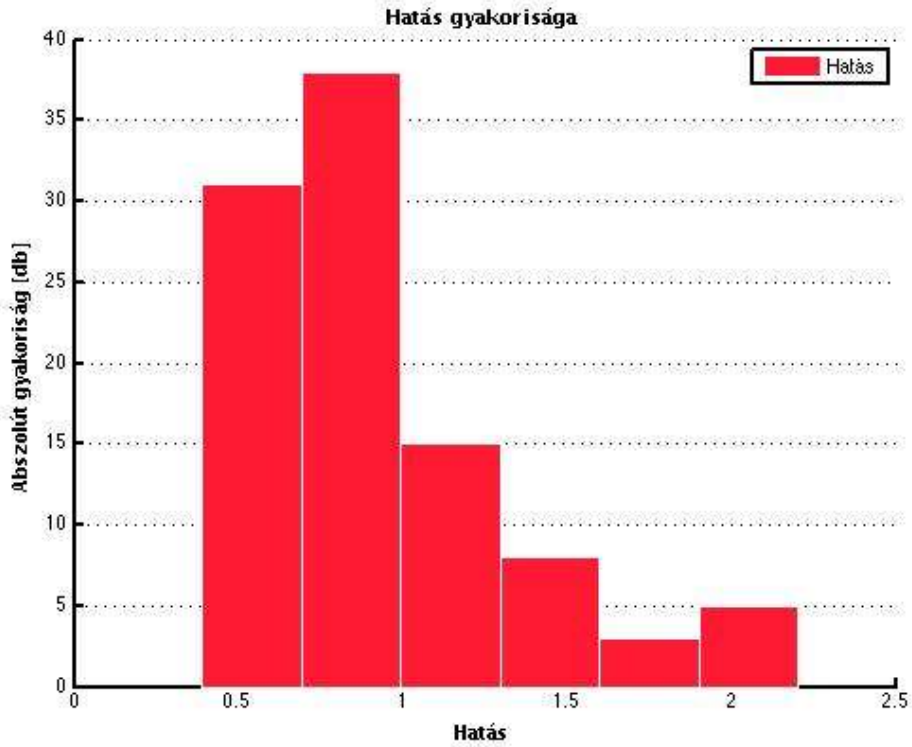




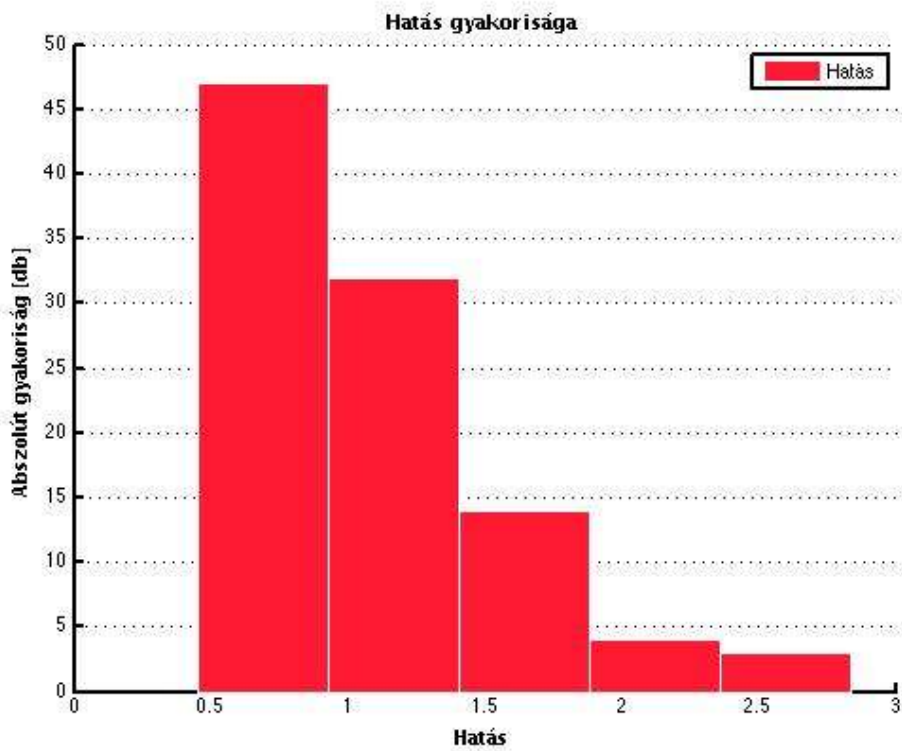
F.7. ábra: DDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=2000$  esetén (Contusion)



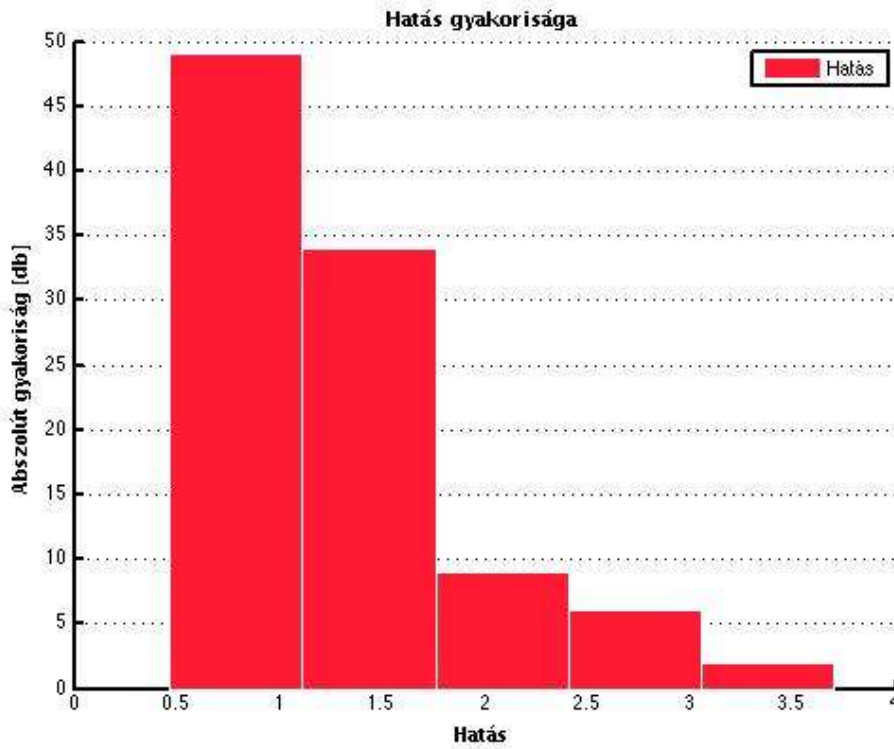
F.8. ábra: RMDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=500$  esetén (SDH)



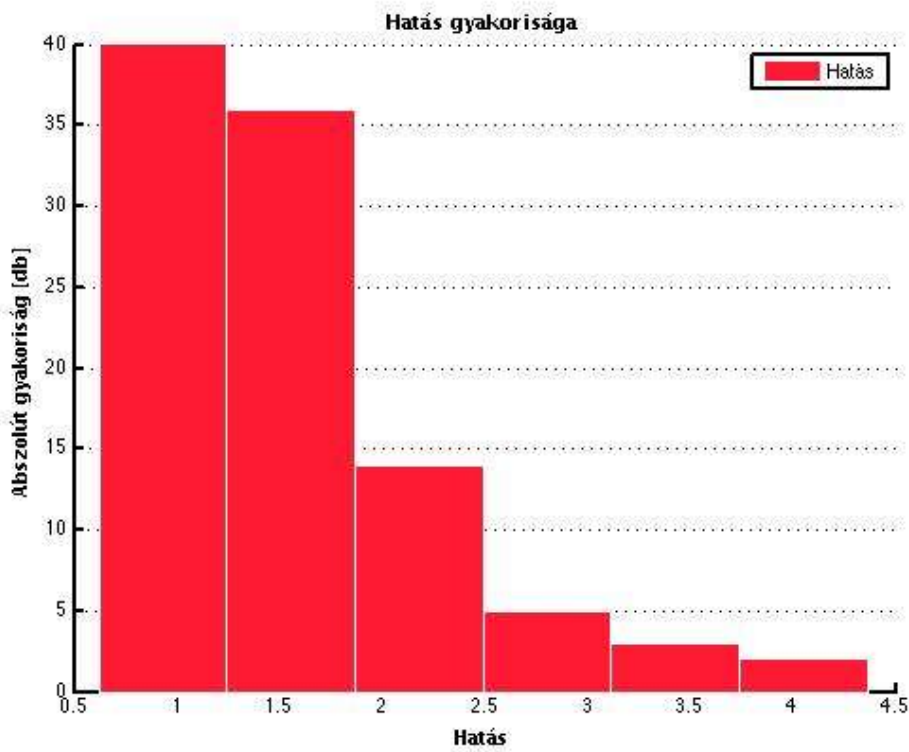
F.9. ábra: RMDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=700$  esetén (SDH)



F.10. ábra: RMDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=1000$  esetén (SDH)



F.11. ábra: RMDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=1500$  esetén (SDH)



F.12. ábra: RMDM értékek lognormális eloszlása  $HIC_{15}=2000$  esetén (SDH)