

Tudományos Diákköri Dolgozat

Kiss János

DEBRECEN
2014

Debreceni Egyetem
Természettudományi és Technológiai Kar

Egyensúlyzavar biomechanikai vizsgálata

Tudományos Diákköri dolgozat

Témavezető:
Dr. Szabó István
Egyetemi docens

Készítette:
Kiss János
fizikus MSc

**DEBRECEN
2014**

Tartalomjegyzék

1. BEVEZETÉS	4
2. IRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	5
2.1 Az egyensúlyozás mechanizmusa.....	5
2.2 Az egyensúly érzékelése	5
2.3 A szédülés típusai	7
2.4 Egyensúlyvizsgálati módszerek	8
2.4.1 A stabilométer	10
2.4.2 Biomechanikai modell	12
2.4.3 A mérés és adatgyűjtés módszerei	15
3. A VIZSGÁLATOK ÉS MÉRÉSI MÓDSZEREK BEMUTATÁSA.....	17
3.1 Forgószékes vizsgálati módszer	17
3.1.1 A forgószámla forgási frekvenciájának mérése.....	18
3.1.2 Az egyensúlymérő program bemutatása	19
3.1.3 A mérési adatokat kiértékelő program	21
4. EGYENSÚLYZAVAR VIZSGÁLATAINAK EREDMÉNYEI	28
5. ÖSSZEFOGLALÁS	33
6. IRODALOMJEGYZÉK	35
1. FÜGGELÉK	36
2. FÜGGELÉK.....	37

1.Bevezetés

Tudományos Diákköri dolgozatom témájának, kiválasztása során, lényeges szempont volt, hogy kézzel fogható, emberi léptékű eszközökkel dolgozzak, és amennyiben lehetséges, a mindennapi élet minőségének javítására használható eredményeket érjek el. Az emberi egyensúly folyamatai, ilyen eredményekkel kecsegtetnek, hiszen azon túl, hogy bizonyos mozgásszervi megbetegedések kezelésében és rehabilitációjában hasznos ismeretanyagot tárhatunk fel vizsgálataikkal, a mai modern világ egyre terjedő mechatronikai kutatásaiban is segítséget nyújthat a jelenségek jobb megértése. Ezért, TDK dolgozatom elkészítése során, témavezetőm Dr. Szabó István javaslatára a Debreceni Egyetem Szilárdtest Fizikai Tanszékén jelenleg is folyó, biofizikai kutatásba kapcsolódtam be.

Dolgozatom elkészítéséhez főként a tanszéken már előzetesen elkészült, egyensúly vizsgálatra alkalmazható egyensúlymérő mérleget, úgynevezett forceplate-t, más néven erőmérő platform-ot, használtam, melynek segítségével, lehetőség nyílik, különböző fizikai és biológiai rendszerek részletes, non-invazív, tanulmányozására.

Munkám során a cél az volt, hogy az egyensúlyi testtartást hatékonyan megzavaró körülményeket hozzak létre, majd ezek hatását vizsgáljam az egyensúlymérleg segítségével és legalább nagyságrendileg meg tudjam mondani, a szédülés átlagos időtartamát, tehát a csillapodási időt.

Dolgozatomban leírom, hogy a kitűzött cél elérése érdekében, milyen módszereket és mérőrendszert dolgoztam ki, továbbá a mért értékek kiértékelése során, milyen megfigyeléseket végeztem. Az első részében a témához szorosan kapcsolódó irodalmi áttekintés olvasható. Ennek első felében az orvosbiológiai szempontból lényeges, egyensúlyszerv és a hozzá kötődő néhány betegség illetve zavar leírása található. Ezt követően, az egyensúlyozás és az állás fizikai leírása ismerhető meg, egyszerű modelleken keresztül.

A dolgozat központi részében áttekintem a vizsgált és általam fejlesztett inger működésének és hatásosságának leírására. Végül a mérés tényleges megvalósításának körülményei és a hozzá használt eszközök, együttes tárgyalása, valamint az általam mért adatok kiértékeléséből kapott eredmények ismertetése, és az ezekre tett következtetések olvashatóak.

2. Irodalmi áttekintés

2.1 Az egyensúlyozás mechanizmusa

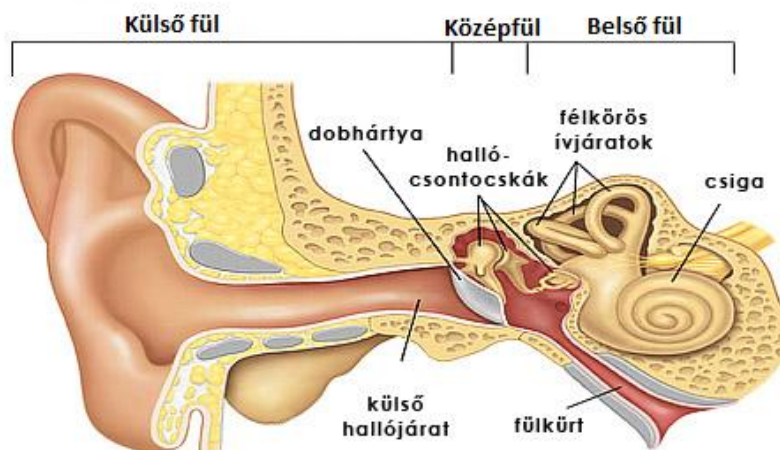
Egyensúlyon azt az állapotot értjük, amikor az adott testre ható külső és belső erők forgatónyomatéka, zérus. Ez az állapot nyilvánvaló egyensúlyt jelent egyszerű fizikai rendszereknél, de összetett biológiai rendszerek esetében nem triviális, mivel minden pillanatban bonyolult folyamatok zajlanak az élőlények testen belül.

Az emberi egyedfejlődés felegyenesedési szakaszában a testtartás és az ember csontszerkezete alapjaiban változott meg. Átalakult a gerinc hossza és íve, ennek következtében bizonyos csigolyák összenőttek, a medence alakja és a végtagok hossza és funkciója is változásnak indult. Így kialakult a ma ismert emberi csontvázszerkezet valamint a váz és izomrendszer. A szerveinktől származó mozgások, nem feltétlen összehangoltak, ennek következtében az emberi test élete során sohasem képes teljesen nyugalomban, egyensúlyban lenni.

Ahhoz, hogy ez az instabilitás a mindennapi élet során könnyen kezelhető legyen a szervek visszacsatolási funkciója feltétlen reflexként van jelen, mely a neki megfelelő ingerre automatikusan adott válaszreakció, például dőlésérzet esetén a megfelelő izomzat aktivációja a kompenzáció érdekében.

2.2 Az egyensúly érzékelése

Az emberi fül [\[1\]](#) három egymástól elkülönülő részre osztható. A fülkagyló és a hallójárat a külsőfület alkotja, ezt követi a középfül, ahol a dobüreg, a dobhártya és a hallócsontok találhatóak. A dolgozat szempontjából a harmadik rész a jelentős, ezt belsőfülnek nevezzük, itt történik az emberi egyensúly érzékelése, az úgynevezett vesztibuláris rendszer segítségével, illetve benne található a csiga nevezetű szervünk, mellyel a hangokat érzékeljük. Egyensúlyszervünk a Földön uralkodó lefelé ható gravitációs erőt, valamint a fej dinamikus mozgásából adódó gyorsulásokat egyaránt érzékeli.



1. ábra – Az emberi fül felépítése

A belső fül labirint résznek segítségével érzékeljük a mozgást, mely a sziklacsontok üregében található. A labirint két részből épül fel, az egyik rész a statociszták, ezen belül: tömlőcskék és zsákocskák, a fej helyzetváltoztatásairól ad információt a másik pedig a félkörös ívjáratok, a fej és a teljes test forgásáról szolgáltat impulzusokat az idegrendszer számára, mely azután a beérkező jelekből próbálja az egyensúlyt biztosítani.

A statociszták félkörös belsejében érzékelő szőrsejtek foglalnak helyet, végeik egy zselészerű anyagba ágyazott néhány száz darabból álló nanométer nagyságrendű mészkarbonát- kristállyal, az úgynevezett otolittal érintkeznek.

Álláskor ezek a kristályok állandó nyomást fejtenek ki a szőrsejtekre. Fejfordításkor, ebben a kocsonyás anyagban szabadon lebegő kristályok a forgás irányába mozdulnak el, ezáltal a szőrsejtekre gyakorolt nyomásuk változik. Az olykor megtapasztalt, jellegzetes zuhanás érzet is emiatt alakul ki, mivel ekkor a kristályok nem nyomják a szőrsejteket.

A félkörös ívjáratok, egy-egy íve a tér három irányába áll és belsejüket folyadék tölti ki, a három ívjárat találkozásánál helyezkedik el az úgynevezett tömlő. Ha elmozdulás történik a tér bármely irányába, akkor az ívjáratokat kitöltő folyadék, az elmozdulás nagyságának és irányának függvényében, mozgásba jön, és ingerli a tömlőben lévő érzékelő sejteket.

Önmagában azonban a belsőfül megfelelő működésének ténye, nem elegendő feltétele az egyensúly tényleges kialakításának. Szükség van további szervek helyes működésére, leginkább az agy, és a központi idegrendszer ezek.

A központi idegrendszer fogadja az egyensúlyi ideg (nervus vestibularis) által a tömlőcskékből és zsákocskákból illetve a félkörös ívjáratokból továbbított ingerületet.

A kapott információkat az idegrendszer összeveti a látóidegből és a belső szervek (proprioceptív) receptoraiból kapott ingerekkel. Majd ezeknek megfelelően alakul ki az egyensúly érzetének megléte vagy annak hiánya.

Egyensúlyzavarról beszélhetünk, például forgó mozgás utáni szédülés esetén. A forgó mozgás hirtelen megállításkor a félkörös ívjáratokat kitöltő labarintfolyadék, nem áll meg azonnal, mivel a „tehetetlenségének” következtében egy bizonyos ideig még tovább mozog a régi irányba.

A szédülés kialakulásának háttere az, hogy a szemből, a váz- és simaizomzatból valamint az egyensúlyszervből beérkező információk egymásnak ellentmondó, inkohereus egységet alkotnak. Figyelemre méltó, hogy az agy az említett 3 fő inger közül egy, középtávú kiesését képes kompenzálni.

2.3 A szédülés típusai

A szédüléseket, kiváltó okaik szerint csoportosítani lehet, az alábbiakban néhány, rövid részletezése olvasható. [\[2\]](#)

A vertigo, legfőképp az egyensúlyszer zavarából adódó jelenség, amely általánosan a forgás- vagy dőlésérzet kialakulásához vezet. Sápadság és szemteke rezgés (nystagmus), is általános kísérője a jelenségnek.

A vesztibularis eredetű szédülések az egyensúlyszerv vagy központjának zavarából esetleg károsodásából eredeztethetők.

A köznyelvben tengeri betegség néven elterjedt jelenséget, a legtöbb ember élete során legalább egyszer megtapasztalja. A tengeri betegség az úgynevezett, mozgási betegségek (motion sickness) csoportjának tagja, ezen belül egy olyan fiziológiás ingerszédülés, amit legtöbbször, járműben (autó, hajó, repülő, stb) való utazás vált ki. Kialakulásának oka, hogy az egyensúlyszervből és a szemből, egymásnak ellentmondó, eltérő információ jut az agyi feldolgozó központba. A kialakult szédülést émelygés, verejtékezés, egyes esetekben akár hányás is kísérheti.

Az egyéb, szédülést előidéző okok közül az egyik leggyakoribb a traumás szédülés. Oka az esetek többségében az egyensúlyszerv és az agytörzs rázkódása, melynek következtében a már említett mészkristályok leszakadhatnak. Ugyanakkor párhuzamosan jelentkezhetnek a központi idegrendszer pszichés eredetű bántalmai is.

Belgyógyászati betegségeknél bizonyos esetekben a szédülés érzete általános panasznak mondható. Ilyenek például a cukorbetegség, a májkárosodás, esetleg vírusfertőzés. Valamint a szívritmus zavarokhoz is gyakran társul szédülés.

2.4 Egyensúlyvizsgálati módszerek

Az egyszerű nyugodt állás esetén a test mechanikai szempontból egy instabil állapotban van. A testhelyzet megőrzése, „egyensúlyának” megtartása folyamatos kontrollt igényel.

A humánbiológiai vizsgálatok tárgykörébe tartozó mozgáskoordinációs vizsgálatok egyik fő szempontja az egyensúlyérzék és a hozzá kapcsolódó térbeli tájékozódás, valamint az egyes helyzetekben fellépő reakció-, alkalmazkodó idő felmérése és tanulmányozása [\[3\]](#). Az emberi egyensúly esetén beszélhetünk statikus, illetve dinamikus egyensúlyról. A két egyensúlyi állapot csecsemőkortól folyamatos egymásutániségben fejlődik, a gyermek első lépéseit életének 10. hónapja körül teszi meg, ekkorra a statikus egyensúlyozás képessége már jórészt kialakult, s a járás megkezdésével fejlődik ki a dinamikus egyensúly.

A dolgozat szempontjából a statikus egyensúly vizsgálata a lényeges így a továbbiakban erről lesz szó. A statikus egyensúly vizsgálatára számos módszer ismeretes a szakirodalomban. Ezen módszerek közül a kutatómunkámhoz leginkább kapcsolódó a Nobel-díjas osztrák-magyar kutató Bárány Róbert munkássága [\[4\],\[5\]](#).

Bárány kifejlesztett egy egyensúlyvizsgálatot, mely a Bárány-féle egyensúlyvizsgálat nevet viseli. A vizsgálat annak eldöntésére irányul, hogy a szédülést kiváltó tényező vagy tényezők az egyensúlyszervben, vagy az ahhoz vezető idegi pályákon helyezkednek-e el.



2.ábra - Egy tipikus Bárány-féle forgószék

A Bárány-féle forgószékben, egy módosításokkal ellátott egyszerű forgószék, a páciens, fejét 30°-kal előre döntve foglal helyet. Mindezt annak érdekében, hogy a vízszintes ívjárat, tényleg vízszintes helyzetbe kerüljön. Majd a széket megadott idő alatt, megadott számban megforgatják, majd hirtelen megállítják és figyelik a szédülés következtében fellépő szemteke-rezgést, valamint fennállásának idejét mérik. A szédülés elmúltával a páciens az ellenkező irányba is megforgatják azonos paraméterek szerint, majd megállítás után itt is megfigyelik a nystagmust. Egészséges esetben az ingerlés hatására létrejövő reakciók fennállásának idejében nincs különbség.

Bárány Róbert, életművében a belső fülben található vesztibuláris apparátust, tanulmányozta és fontos diagnosztikai módszerét is kidolgozta, mindezekért 1914-ben neki ítelték az orvosi Nobel-díjat.

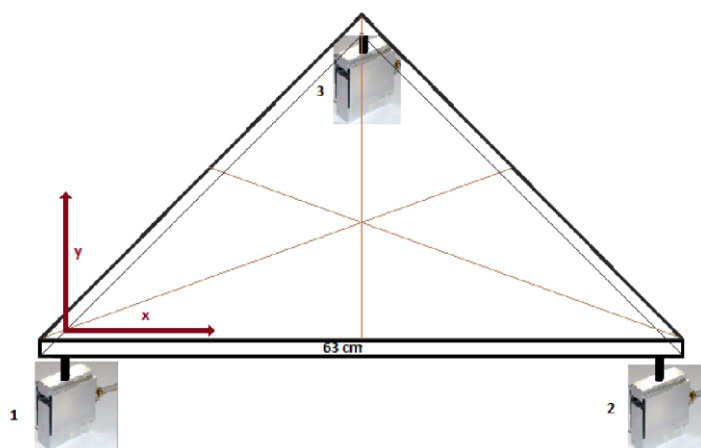
2.4.1 A stabilométer

Az egyensúly vizsgálatok egyik legpontosabb, eszköze az úgynevezett stabilométer, "forceplate" vagy magyarra fordítva „egyensúlymérleg”, melynek egyik változata a későbbiekben részletesen bemutatásra kerül [6].

Ahogy az látható az emberi testtartás stabilitásának vizsgálata, és annak kvantitatív elemzése, számos élettani funkció helyes, vagy helytelen működésére, fényt deríthet.

Klinikai alkalmazásokhoz kaphatóak, az említett tárgykör vizsgálatához szükséges eszközök, ugyanakkor ezek ára és korlátozott elérhetőségük révén, még nem elterjedtek.

Az erőmérő platformok alkalmazása és beszerzése olcsóbb, másrészt kezelhetőségük is jóval megoldottabb, mint a kommerciális daraboké. A továbbiakban egy ilyen egyensúlymérleg bemutatása következik.



3.ábra - Az erőmérő platform geometriai elrendezése

A fenti képen az általam használt forceplate geometriai elrendezése látható. Ezentúl egyensúlymérleg alatt ezt a konkrét eszközt értem. A 63cm oldalhosszúságú fából készült egyenlő oldalú, háromszög alakú fedőlap egy hasonló méretezésű alumínium keretre van felrögzítve.

A háromszög minden csúcsában egy-egy a KALIBER Műszer- és Méréstechnika Kft által gyártott nyúlásmérő bélyegnek nevezett erőmérő ellenálláscella helyezkedik el. A bélyegek névleges mérési tartománya 0-tól 100kg-ig terjed. Az eszköz lábai a csúcsai alatt, a nyúlásmérő bélyegekhez rögzítettek. A lábak gömbcsuklóban végződő kerek talpakon foglalnak helyet, ennek segítségével elérhető, hogy az alátámasztott mérőplatform stabil és vízszintes irányú erőktől mentes legyen. Az eszköz teljes tömege 4,5kg.

A mérleg a függőlegesen a felületre ható erő értékét, a mérőcellák terhelőerő értékeinek összegéből állítja elő (W), majd az eszköz kétdimenziós felületén kiszámítja az egyensúlyi nyomatékokból az ezt a vertikális erőt reprezentáló pontot. Ezt a pontot nyomásközéppontnak, angol elnevezéssel center of pressure, nevezzük és a továbbiakban a szakirodalmat követve, a COP jelölést vezetjük be rá. A COP komponenseit a következő egyenletekből származtatjuk:

$$\begin{aligned}
 W &= F_1 + F_2 + F_3 \\
 COP_x &= a \frac{F_2 + F_3 / 2}{F_1 + F_2 + F_3} \\
 COP_y &= a \frac{F_3 \sqrt{3} / 2}{F_1 + F_2 + F_3}
 \end{aligned}
 \tag{1}$$

, ahol a a háromszög oldalainak hossza, és F_1 , F_2 , F_3 az egyes mérőcellákon jelentkező erőérték.

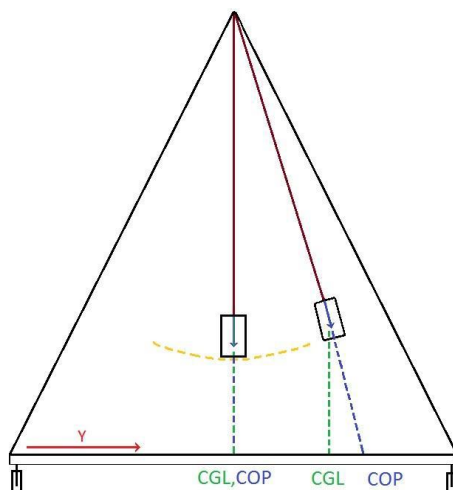
Statikus egyensúly esetén, a tömegközéppont forceplate-re vett függőleges vetülete, angolul center of mass, további jelöléseknél, COM, megegyezik a COP pontjával. Tehát elmondható, hogy statikus esetben a tömegközéppont vetülete a nyomásközéppont.

Ugyanakkor dinamikus egyensúly esetén a két pont helyzete egymástól lényegesen eltér.

Dinamikus mozgás közben a COM függőleges vetületének koordinátái, amit gravitációs középpontnak, center of gravity (COG), nevezünk, illetve ennek vonala, center of gravity line (CGL), eltér a COP koordinátaértékeitől [7].

Az alábbi ábra ezt szemlélteti, egy matematikai ingaként használt felfüggesztett tömeg mozgásának segítségével. A kép oldalnézeti ábrázolása, a látható háromszög két egyenlő szára az inga felfüggesztésének tartó eleme, a mérőeszköz jelenleg nem látható része az ábra síkjára merőlegesen helyezkedik el. A megfigyelhető eltérést az adja, hogy a lengő inga külső lendülete igyekszik a statikus egyensúlyi helyzetbe visszaállítani az ingát. A COP, mint azt említettem, a külső erőt reprezentáló pont, mely ebben az esetben a COM pontjából a felfüggesztés irányával megegyezően vetül az alapra.

Biomechanikai rendszereket tanulmányozva elmondható, hogy a CGL a COM koordinátaértékei körül ingadozik.



4. ábra - Ingamozgás COP és CGL változásai statikus és dinamikus egyensúly esetén

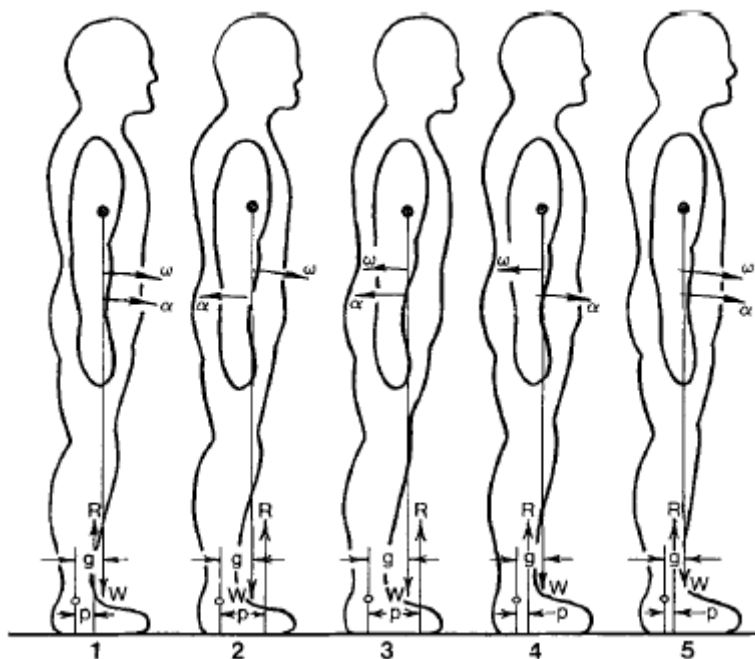
2.4.2 Biomechanikai modell

A szakirodalomban fellelhető elméleti leírások általánosan, fordított inga modelleken alapulnak, mivel az emberi test felfogható egy többszörösen összetett fordított ingának. Ezen modellek közül a legegyszerűbb az egyszeresen fordított. Az emberi test, egyszeres és többszörösen fordított inga modellel való közelítésének egyik legrészletesebb tanulmánya a D.A. Winter és kutatócsoportja által publikált szakirodalmi anyag [\[8\]](#). Természetesen az állás folyamata, jobban közelíthető két vagy többszörösen összetett ingamodell segítségével, mivel az állás közben csípőnk valamint fejünk is mozdul, valamint végtagjaink is részt vesznek az egyensúlyi állás kialakításában, a dolgozatban később tárgyalt kísérlet megértéséhez azonban elegendő az egyszerű fordított inga modell tanulmányozása. Winter, kutatásaink első szakaszában az egyenes állás folyamatát, olyan fordított ingával közelítették, amelynél a rögzítési pont, ami körül a test elfordulni képes, a boka ízülete. A COP helyzetének időbeli változása, a bokaizomzat idegi szabályozásának indikátora.

A továbbiakban a két, egymás mellett lévő zárt lábon történő egyenes állás folyamatát vizsgáljuk, az úgynevezett bokastratégián keresztül. Most tekintsük át a fentebb leírt COP-COM kapcsolatot a bokastratégia segítségével.

Ugyan mindenki számára ismeretes, hogy bokánk segítségével, mind előre-hátra, mind pedig jobbra-balra képesek vagyunk elmozdítani testünk, ez utóbbtól azonban most tekintsünk el, mivel testfelépítésünknek köszönhetően, előre-hátra nagyobb mértékű és természetesebb kitéréseket, végzünk állás közben, így ez könnyebben vizsgálható.

A szakirodalmi jelölésrendszerben az előre illetve hátra történő kilengéseket antero-posterior kitéréseknek nevezik, valamint az (A/P) jelölést használják, így én is ezt követem a leírás során. A következő ábra segítségével részletes leírást kaphatunk a jelenségről.



5. ábra – Az egyszerű fordított ingával közelített statikus állás ingadozásainak szemléltetése öt különböző időpillanatban.

A hosszkeresztmetszeti ábrázoláson az látható, ahogy az alany a forceplaten állva előre- valamint hátra kilengve törekszik az egyenes állásra. Az ábrán lévő öt számjegy a folyamat öt elkülönülő szakaszát jelzi. Mint az látható, az 1 esetben a test COG pontjának vetülete a COP előtt jár, és az ω szögsebesség iránya az óramutató járásával megegyező irányba mutat. A test súlya, W , és a függőlegesen felfelé ható erő, R , egymással egyenlő és ellentétes irányú. A g illetve p mennyiségek a bokaízülettől, mint a modell fixpontjának csatlakozásától mért távolságok, sorrendben a W és az R levetített vonalától a bokaizület forceplate-re merőlegesen vett vonaláig. W és R egyenes állás alatt végig konstansak. Feltételezve, hogy az emberi test felfogható fordított ingaként, mely a boka körül képes lengéseket végezni, az óramutató járásával ellentétes irányú lendület egyelő az Rp szorzattal, míg a vele megegyező irányú lendület értékét a Wg szorzat adja meg.

Majd ezek felhasználásával felírható a következő egyenlet:

$$Rp - Wg = I\alpha , \quad (2)$$

,ahol I a teljes test tehetetlenségi nyomatéka a bokaízület körül ($\text{kg}\cdot\text{m}^2$ egységdimenzióban), α pedig a test, mint fordított inga szöggyorsulása ($\text{r}\cdot\text{s}^{-2}$ egységdimenzióban). Tehát a két lendület különbsége egyenlő a test teljes tehetetlenségi nyomatékának és szöggyorsulásának szorzatával.

Abban az esetben, ha a $Wg > Rp$, a test óramutató járással megegyező irányú szöggyorsulást mutat, ami következtében létrejövő előredőlést az alany kompenzálni igyekszik. Ennek érdekében növelni fogja a COP értékét tehát az R-t, ez látható a 2 esetben. Ekkor az $Rp > Wg$ tehát a COP előrébb helyezkedik el, mint a COM vetülete, így α ellenkező irányba áll be, és csökkenteni igyekszik az ω értékét mindaddig, míg a 3 esethez érkezünk el. Az α időszerinti integrálja éppen az ω értékét adja vissza. Végeredményben, a 3 esetben már α és ω is egyirányúak, az óramutató járásával ellentétesen, ekkor a folyamat hátrafelé hasonló módon ismétlődik meg. Amikor a központi idegrendszer érzékeli a hátradőlést, a COG-nak kompenzációra van szüksége ezért a COP addig csökken, míg újra a COG mögé kerül. Ezzel elértük a 4 állapothoz, melyben α újra az óramutató járásának irányába áll, ω pedig ezzel ellentétes, majd ismét csökkenve α -val egyirányúvá válik. Ekkor az 5 esetben a test visszatért a kiindulási pozíció állapotába. Ebből a COG-COP mozgás sorozatból látható, hogy a bokaízület talpi és lábháti mozgató izmai, az úgynevezett plantarflexor és dorsiflexor, a teljes test mozgásával vesznek részt a COG szabályozásában.

Mindamellet a COP dinamikus tartománya nagyobb, mint a COG-é, mivel a COP folyamatosan előre-hátra mozog figyelembe véve a COG helyzetét. Megtörténhet, hogy a COG csak pár centimétert mozdul a lábujjak mozgásával, de szélsőséges esetben a COP lábujjakkal történő kompenzációja nem elegendő, hogy ellenkező irányba fordítsa szögsebesség irányát. Az említett esetben az alannak végtagjait, például kezét kell megmozdítania, hogy elkerülje az esést.

A kezek lengése ugyancsak felfogható egy fizikai ingának. A kitérés maximális β szöge meghatározott. Ennek segítségével a következő egyenlet kapható meg:

$$mg = \frac{F_{\max} - F_{\min}}{2(1 - \cos \beta) + \sin^2 \beta} * \frac{L}{L_0} \quad (3)$$

, amelyben m az inga tömege, L a COM és a forgástengely távolsága, L_0 pedig egy megegyező lengésidejű matematikai inga hossza. Ez a kifejezés jól közelítő becslés ad az egyensúlymérlegen tapasztalható tömegingásokra.

Megemlítendő, hogy elég hosszú időtartamra vizsgálva az állást, az átlagos COP és az átlagos COG értékeinek egyenlőnek kell lenni.

A modell ismertetése A/P irányokban ezzel bemutatásra került, a medio-lateral (M/L), tehát oldalra történő dölések esetében a leírás, hasonló módon adható meg. Azzal a különbséggel, hogy az oldalkitéréseket két egyensúlymérleg alkalmazásával lehetséges érdemben mérni, ekkor a modellben nyilvánvalóan a test egy-egy lábbal való állás közbeni kitéréseit vizsgáljuk az előzőekben ismertetett bokaizület csatlakozási pontra. Ekkor a COP mind az A/P mind pedig az M/L irányokban a következő egyenletből adódik:

$$COP = COP_l \frac{R_{vl}}{R_{vl} + R_{vr}} + COP_r \frac{R_{vr}}{R_{vl} + R_{vr}} \quad (4)$$

,ahol COP_l és COP_r sorrendben a bal és a jobb talp alatti COP értékek, R_{vl} és R_{vr} pedig hasonlóan az előzőekhez a bal és jobb lábon függőlegesen ható erők.

Itt érdemes megemlíteni, hogy míg a COP pontja egy lábon állásnál, a talp által lefedett felület egy pontján helyezkedik el, addig, ha mindkét lábunk éri a talajt egyetlen stabilométeren történő állás közben, akkor a COP, a két láb közti területen fog jelentkezni.

2.4.3 A mérés és adatgyűjtés módszerei

Az elméleti modell után térjünk át a fentebb már tárgyalt mérőeszköz segítségével készült eddigi vizsgálatok hátterére.

A mérőműszer három nyúlásmérő bélyegéből érkező feszültségjeleit egy a National Instruments cég által gyártott USB 6212 típusú A/D kártyába vezetjük. A kártya mintavételezési frekvenciája 50 kHz, az elektromos zaj csökkentése érdekében, 200 minta átlagát vesszük egy mért adatnak. Ezért a tényleges mintavételezési frekvencia 2,5 kHz.

Majd a digitális jeleket USB porton keresztül egy számítógépbe továbbítjuk. A számítógépen futó mérő és kiértékelő programok a National Instruments LabVIEW 2010-es illetve 2013-as keretprogramjaiban íródtak.

A vizsgálat kezdetén a forceplate terheletlen állapotban van, ekkor a külső háttérzaj értékei meghatározásra kerülnek, majd ezen értékek átlaga lesz a későbbi nulla szint, melyhez viszonyítottan történik a további mérés. Ezen folyamat neve a tárázás. Ahhoz, hogy a tárázás, megfelelően hiteles legyen, a mérleg érzékenységét és hatásosságát kalibrálni kellett.

A kalibrálás egy standard, ismert tömegű súly segítségével történt, melyet a mérleg különböző pontjaira helyeztek és a kapott erőértékeket figyelembe véve meghatározásra kerültek a nyúlásmérő bélyegek kalibrálási koefficiensei. Mindezek után a szenzorok feszültségjeleit erőértékekké alakítjuk, ekkor a súly és a COP koordináták kiszámíthatóak (1) egyenletekből.

Ha a mérleget a lapjára átfordítjuk, tehát lábai néznek fölfelé, nincs terhelés a cellákon. Ekkor a teljes erő standard deviációja, tehát korrigált empirikus szórása, 0,3 N-ról, 0,06 N-ra csökken, köszönhetően a 200 pontra történő átlagolásnak. A lábain álló mérleg a szeizmikus háttérzaj következtében, terheletlenül 0,07 N nagyságú standard deviációval rendelkezik.

A COP meghatározásakor a háttérzaj hatása függ a mérlegre helyezett súly nagyságától. Kis tömegek esetén, (5kg) a COP helyzetének korrigált empirikus szórása 0,2 mm. Elmondható, hogy a test belső felépítése és a test és a forceplate kapcsolatának stabilitása, nagyban módosítja a megjelenő standard deviáció értékét. Külső gerjesztő rezgések a rendszerben belső rezgéseket keltenek, végső soron ezek vezetnek a COG és COP koordinátáinak eltéréséhez. 35kg-os stabil terhelés esetén a korrigált empirikus szórás 0,01 mm-re csökkent, míg a szakirodalom szerint 6-8 mm nagyságú amplitúdójú ingás figyelhető meg a COP koordinátaiban. Így a 0,01 mm-es hiba kevesebb, mint egy százaléka mért amplitúdóknak.

A zaj Fourier spektruma 40Hz-es levágó frekvenciával van szűrve, egyben ez a forceplate sávszélessége. Ugyanakkor az említett 2,5 kHz-es mintavételezési frekvencia jelentős felül mintavételezést jelent, mivel még a dinamikus ingásból származó jelek közül sincs, amelyik 40Hz fölötti lenne. Mindez igazolja, hogy a mérőrendszer megfelelő az emberi mozgás dinamikus folyamatainak vizsgálatára is.

A testtartásvizsgálat, angol nevén posturography, egy gyűjtőfogalom, amely magában foglalja az összes testtartás ellenőrzésére használt technikát, történjen az akár statikus, akár dinamikus mozgás közben. Segítségével non-invazív módon, tehát a rendszerbe való beavatkozás nélkül vizsgálhatjuk meg, mind normál mind pedig kóros állapot esetén, a

központi idegrendszer adaptációs mechanizmusait, melyek részt vesznek a testtartás és az egyensúly kialakításában és irányításában. Ugyanakkor kiváltképp az egyensúly folyamatának vizsgálatát, illethetjük csupán a stabilometria kifejezéssel is.

Előzetes kutatásokban a testtartás vizsgálata a már bemutatott rendszert alkalmazva valósult meg. Az eszköz felhasználásával lehetőség nyílik az emberi statikus egyensúly paramétereinek mérésére és azok számszerűsítésére. Az egyensúlymérlegen kijelölt, Y irányban áll az alany, nyitott szemmel, normál lábtávolsággal.

Ekkor az Y irány megfelel a biológiai antero-posterior irányultságú síkíránynak, az alany így ebben a síkban végez előre-hátra imbolygó mozgást, továbbá ekkor az X irány a medio-laterális síknak felel meg, ebben jobbra illetve balra történő mozgás lehetséges.

Általánosan elmondható, hogy az állási stabilitás vizsgálata során a legnagyobb stabilitás az ML irányokban van, ugyanakkor zárt láb esetén az AP és ML irányok stabilitása hasonló értékű. A csukott szem alatt folytatott vizsgálatok rámutattak, hogy ekkor a stabilitás nyitott láb esetén főleg az AP irányokban, míg zárt láb esetén minden irányban jelentősen csökken.

3. A vizsgálatok és mérési módszerek bemutatása

Mint az látható, a forceplate, kitűnően alkalmazható az egyensúlyi stabilitás vizsgálatára. A már leírt kutatások olyan stabil állásra tértek ki, melyek intenzív külső ingerektől mentesek voltak. TDK dolgozatom elkészítése során ilyen külső ingerek hatékony kifejlesztése és az egyensúly változására gyakorolt hatásuk, vizsgálata és számszerűsítése volt a cél. Az ingerek kialakítása mind, vizuális, mind pedig hangig alapon elkezdődött, de hatékonyságuk, nem volt megfelelő, ezért a fizikai kontaktussal járó külső behatás mellett döntöttünk.

3.1 Forgószékes vizsgálati módszer

Az ötlet, mely végül jól alkalmazhatónak bizonyult, egyáltalán nem új keletű, mégis a később részletezett mérési elrendezésben, eddig nem alkalmazott eszköz, egy forgószék használata volt. Alkalmazásának szükségességét az indokolja, hogy használatával könnyedén váltható ki a tengeri betegség néven ismert szédülésforma.

Ezen célra a Debreceni Egyetem Szilárdtest Fizikai Tanszékén fellelhető forgószámsúly demonstrációs eszközt használtam. Maga a forgószámsúly egy 85cm magas, fém vázú, 54cm átmérőjű fa, forgó résszel ellátott állvány, melynek a forgásnál jelentkező, végső soron fékező hatást előidéző tehetetlenségi nyomatékai a forgó fa résztől és a hozzá kapcsolódó tengelytől

származnak. A forgószék három lába görgőkben végződik, továbbá mindegyik végén található egy-egy rögzítő csavar, amellyel az eszköz rögzíthető a padlón.

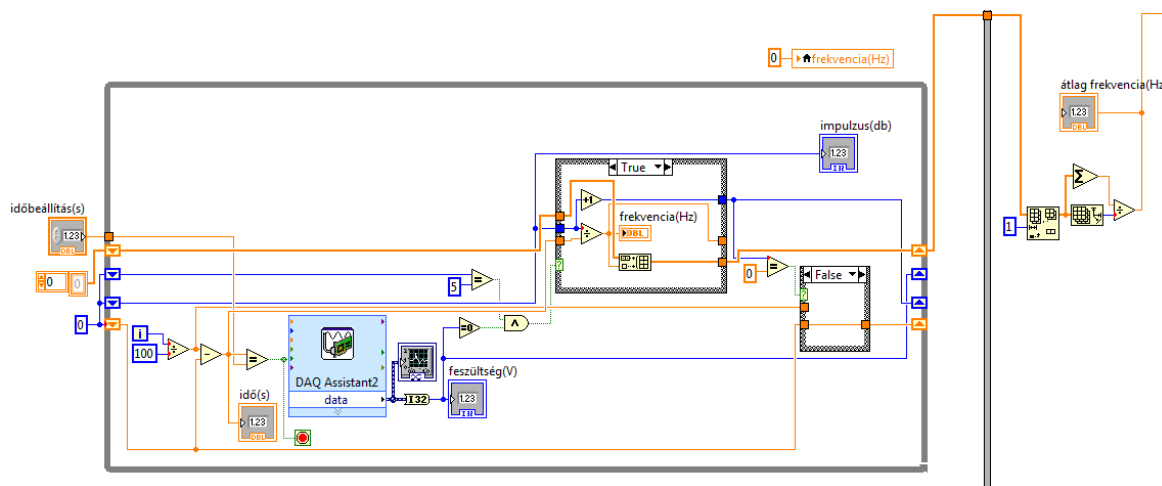
A kísérlet során egy meghatározott periódusidővel tartó 20s-es forgatás után, a kísérleti alany rááll a mérlegre, és elkezdődik az egyensúlyvizsgálat.

A továbbiakban bemutatom a vizsgálat megvalósításához szükséges általam elvégzett mérés technikai fejlesztéseket, majd rátérek a kiértékelési módszerek és eredmények bemutatására.

3.1.1 A forgózsámoly forgási frekvenciájának mérése

A forgózsámoly, a forgási frekvenciájának meghatározásához, fel lett szerelve, egy kerékpár sebességmérő eszköz fejegység nélküli impulzusdetektorával, mely a következő módon működik. Az impulzus detektor két részből áll, az első a tulajdonképpeni detektor, mely a forgó ülőlap tengelytől mért középsugarának távolságban, rögzítve van. A második rész egy vele megegyező távolságban a forgó résszel szabadon elmozdulni képes apró mágnesből áll. Ha forgás közben a mágnes áthalad a detektor fölött, az impulzusjelet (0) szolgáltat. Ezt a jelet egy, NI USB-6009 multifunkcionális DAQ egység analóg +Aio illetve föld bemenetére vezetjük, melyre a jel nagyság beállítása érdekében egy 5kOhm-os felhúzó ellenállás is kötve van. A DAQ egységből USB csatlakozású kivezetésen továbbítjuk a feszültségjeleket, majd ott egy mérőprogram segítségével történik az adatok feldolgozása. A frekvenciamérés folyamata a következő.

A program indítása előtt meg kell adni a mérni kívánt időintervallumot, mely alatt az alanyokat forgatni kívánjuk, ezt mi önkényesen 20 másodpercre választottuk, mivel ezen idő alatt még nem jelentős a forgózsámoly és az alany összes tehetetlenségi nyomatékából adódó forgás kicsillapodása, valamint szédülés már fellép. A mérés ténylegesen akkor kezdődik, amikor a mágnes először haladt át a detektor fölött, tehát a forgószék megtett egy teljes fordulatot. A forgatás erőssége minden esetben szubjektív, ezért a frekvenciát mérnünk illetve számítanunk kell. Ehhez a LabVIEW 2010-es keretprogramban általam írt mérőprogramot használtam, melynek blokk diagramja a következő ábrán látható. Egyben ez a program a később tárgyalandó egyensúlymérő program szekvenciális rutinjának kezdeti része.



6. ábra - A frekvenciamérő program blokk diagramja a LabVIEW-n belül

A program működése azon alapszik, hogy amennyiben a mágnes áthalad a detektor fölött a kapott feszültségérték 0-ra csökken az amúgy 5V körül ingadozó értékről. Így azon események számát kell detektálni, amikor a bejövő feszültség értéke 0V. Ezt úgy oldottam meg, hogy egy logikai függvény folyamatosan vizsgálja a beérkező jelek 0 voltát, s ha egyezést talál, akkor megnöveli egy tömb értékét 1-gyel. A program, futása során minden impulzus után, kiírja egy másik tömbbe az aktuális frekvenciát, melyet az impulzus darabszáma és az eddig eltelt idő hányadosa alapján számol, majd a mérés végén ezeket a frekvenciaértékeket átlagolva, megkapjuk az átlagos frekvencia értékét. A program futása akkor áll le, ha a futási idő elérte a kezdetben megadott értéket, ekkor a forgó alany külső emberi beavatkozás hatására, hirtelen megállításra kerül. A kapott átlagos frekvencia értéke a későbbi mérőprogramban mentett adatfájlok nevében kerül rögzítésre.

Ahogyan az látható a forgószék alkalmazásának feltételei valamint a vele végzett mérések esetleges reprodukálhatósága teljesültek. A forgással kiváltott ingerszédülés minden vizsgált alanynál jelentkezett, ugyanakkor mértéke alanyonként eltérő.

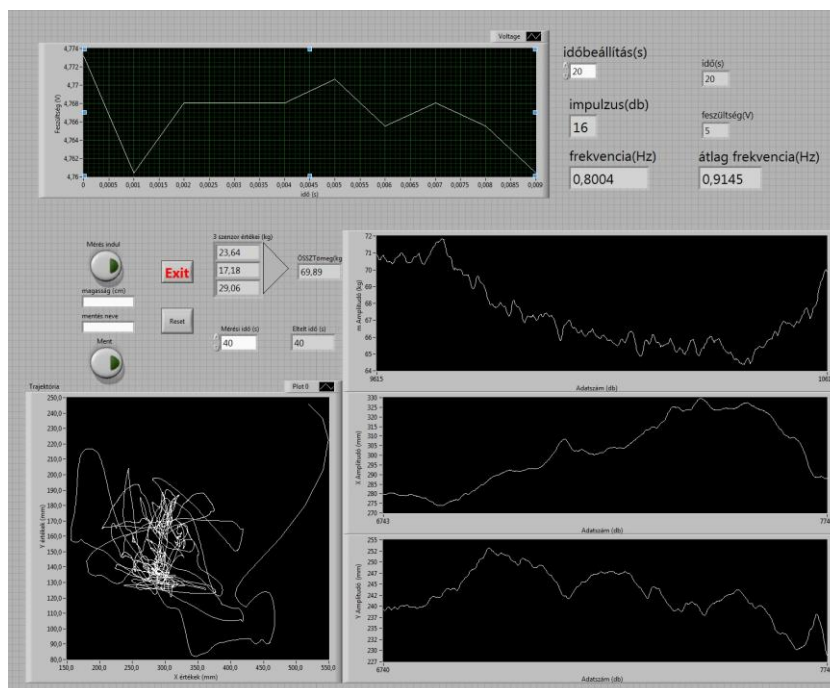
3.1.2 Az egyensúlymérő program bemutatása

A kiváltott ingerszédülés mértékének vizsgálatához összeállított mérési elrendezés a következő. A mérés kezdetén az alany a forgószékben ül, a fent részletezett módon emberi erővel adott idő alatt (20s) megforgatásra majd hirtelen megállításra kerül. Ezután az alany közvetlenül a forgószék elé helyezett egyensúlymérlegre száll le. A leszállás ideje alanyonként változó, azonban mindenkinek azt az utasítást adtam, hogy a forgatás után közérzetétől függően törekedjen azonnal leszállni. Ugyanis ezen kezdeti szakasz esetén a

belső fül félkörös ívjárataiban lévő folyadék mozgása még egy ideig a forgás irányával megegyező, köszönhetően a hirtelen megállításnak.

A leszállást követően, az alanyoknak negyven másodpercig kellett a mérlegen állniuk. Az állás vizsgálatára vonatkozó időparamétert több okból kifolyólag választottuk ennyire. Első szempont, hogy ezen idő alatt az adatgyűjtő eszközről a számítógép felé továbbítódott adatok száma 10000, amely a mozgási változások megfelelő részletességű vizsgálatát teszi lehetővé. További szempont, hogy az előzetes próbaméréseket alapul véve negyven másodperc alatt, egészséges emberek esetén, helyreáll az egyensúlyszerv normál működése. Valamint, hatékonysági szempontokat figyelembe véve a mérés pontosan egy percet vesz igénybe.

Az előbbiekben tárgyalt alprogram akkor áll le, ha az előre megadott mérési időintervallum lejárt, ekkor a mérleg mérőprogramja automatikusan elindul, ezzel párhuzamosan pedig átdadódik az átlagfrekvencia értéke. Az egyensúlymérő program indulását követően rögtön rövid tárazási szakasz következik, melyben a háttér értékeit 0 szintre állítjuk, ehhez képest mérjük a nyúlásmérő bélyegek feszültségértékeiből származó jeleket, melyek folyamatosan tárolódnak el egy tömbben. A program a mérés során grafikusan is megjeleníti az X és Y irányú, kitéréseket, valamint a tömeg ingadozását. Utóbbi csak akkor folyamatos, ha a vizsgálandó test tömege az 1 kg-ot meghaladja, de humánbiológiai rendszerek esetében ez mindig igaz. Továbbá valós időben nyomon követhető a COP trajektóriájának kialakulása.



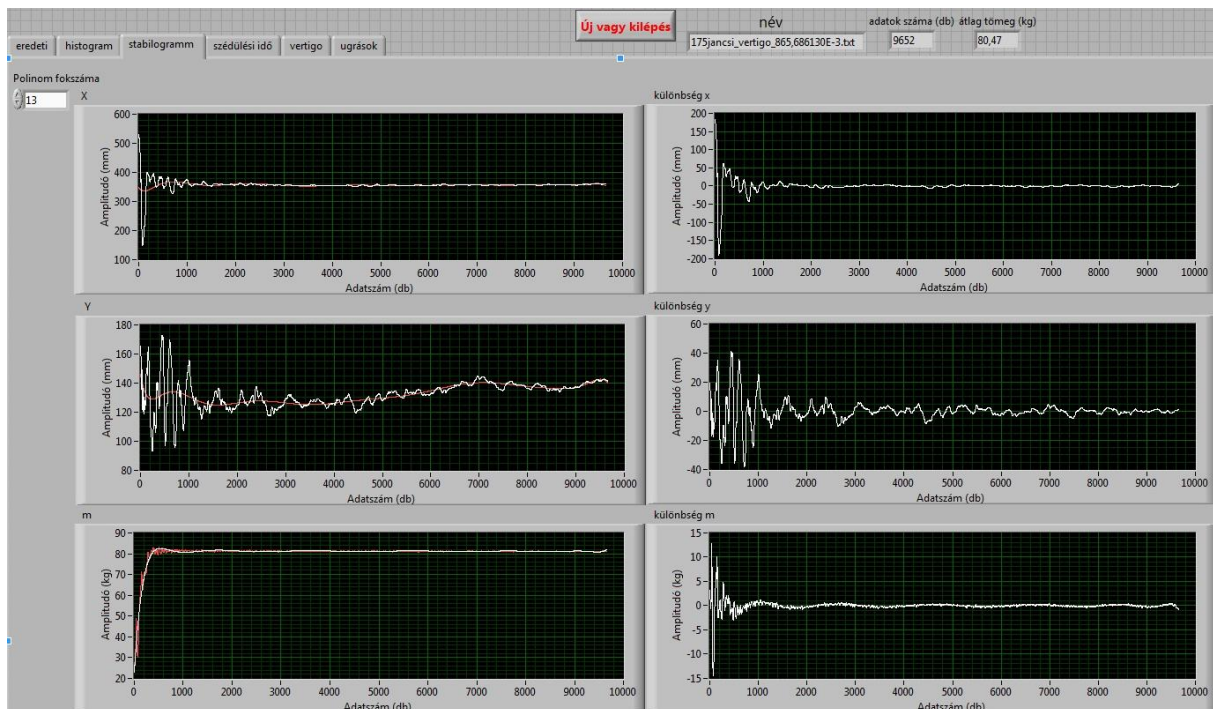
7. ábra – A mérőprogram kezelőfelülete

Ha a program elérte az előre megadott mérési időt, jelen esetben negyven másodpercet, leáll. Ahhoz, hogy a mért értékek ténylegesen eltárolódjanak, a mentés gomb megnyomása szükséges, ehhez meg kell adnunk a kívánt mentési nevet, valamint az alany magasságát. Utóbbira az előzetes, magasságérték és szédülés időtartam közötti korrelációs feltevés miatt volt szükség, azonban a mérések kiértékelése során a két mennyiség függetlennek bizonyult.

A mentett adattömb tartalmazza a mért összetartozó X és Y pontokat és a tömegértékeket. Az adattömb mentése, *.txt kiterjesztésű szövegfájlba történik, a tárolt fájlok fájlnevei a következő formában alakulnak ki. Elsőként a magasság, aztán a név, majd egy vertigo jelző, utalva a szédülés vizsgálatra, végül pedig az átlagfrekvencia értéke, szerepel a névben. Egy ilyenre példa, a 175jancsi_vertigo_865,686130E-3.txt fájlnev. A Reset gomb megnyomásával az eltelt idő 0-ra állítódik, az Exit gomb megnyomásakor pedig új mérést kezdhethetünk, kiléphetünk a mérési ciklusból, vagy visszatérhetünk a jelenlegi mérési körbe.

3.1.3 A mérési adatokat kiértékelő program

A mentett adatokat egy másik, ugyancsak a LabView 2010-es illetve 2013-as keretsomagján alapú programmal értékeltem ki. A program indítását követően egy felugró ablakban kell kiválasztanunk a kiértékelni kívánt adatfájlt. A megnyitást követően láthatóvá válik a választott fájl neve, és annak mérete. Többféle kiértékelési módszert alkalmaztam, módszertől függően az egész adatsorra vagy csak egy részére. A különböző módszerek között a programban elhelyezett fülek segítségével válthatunk. A választott adatfájlt a program először három tömbbé (X, Y és tömegingadozás) bontja szét majd ezeket a továbbiakban, külön kezeli. A három tömb grafikus ábrázolása látható az alábbi ábra bal oldalán. Az ábra jobb oldalán lévő grafikonok az eredeti tömbök 13-ad fokú illesztett polinomjának tömbből levont értékeit ábrázolják. A polinom illesztés a LabVIEW egyik beépített alprogramjával, egy úgynevezett General Polynomial Fit subVI segítségével történik. Használatát a további kiértékelés során való jobb kezelhetőség indokolja.



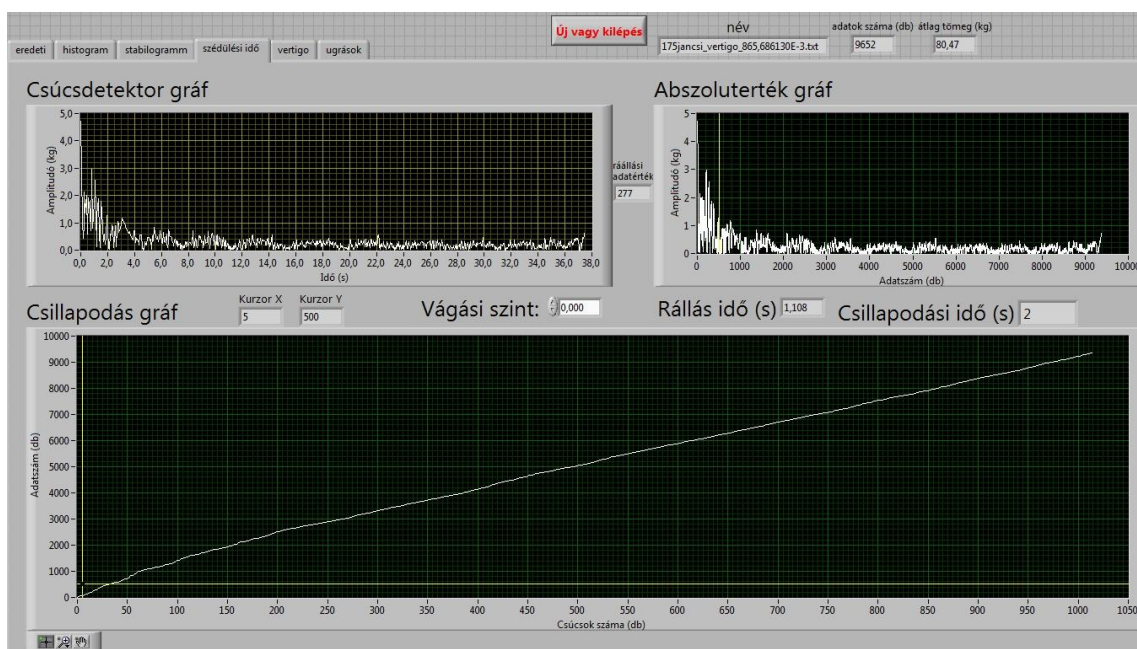
8. ábra - A kiértékelő programban megjelenő COPx, COPy és tömegingadozás grafikonok, eredeti és levont-polinomos képe

Látható, hogy az alsó tömegingadozási grafikon eredeti és levágott képe jelentősen különböző, ennek oka, hogy az adatgyűjtés során a tároló tömb a ráállás szakaszát is rögzíti, ezen idő fontos paraméter, hiszen szédül az alany, de mozgása ekkor még nem vizsgálható biztonsággal, így ez a szakasz levágásra kerül, azonban a kiértékelés során a ráállás idejével korrigáljuk a leolvasott csillapodási időket.

A csillapodási idők meghatározásához használt módszer részletes leírása a következőkben olvasható. Azon időpontot értem csillapodási idő alatt, melyen túl már láthatóan nem szédül az alany, tehát tömegingadozásának képe hasonlatos a szakirodalmi normál állási ingadozáshoz.

Ezen időpont leolvasással történő meghatározására, az eredeti tömegingadozás grafikonját használjuk fel. Vizsgáljuk, hogy a ráálláskor a tömegek mikor érik el, a függvényből számolt átlagtömeg értékét, és ha ez teljesül, akkor az addig lévő értékeket elvetjük, és ettől kezdve vizsgáljuk az új függvényt, melyből kivonjuk az illesztési polinomot. Az így nyert grafikon a mérlegen való állás ingadozását mutatja immár a 0 szint körül. Az csillapodási idő meghatározási módszerének lényege, hogy a függvény képére egy a LabVIEW programban megtalálható csúcsdetektorral megkeressük a legnagyobb értékek helyeit valamint a hozzájuk tartozó amplitúdó értékeket, ez két tömböt ad, melyeket egymás függvényében ábrázolva, kialakul az alábbi kép bal felső sarkában látható grafikon. Ahhoz, hogy a csúcsdetektort

alkalmazhassuk, a tömegingadozási grafikon negatív értékeit, abszolút érték átalakítás során a 0 szint fölé kell vinni, ez látható az ábra jobb felső sarkában. Ez az átalakítás csupán gyakorlati jelentőségű, az adatok pozitív előjellel eddigi helyükön maradnak.

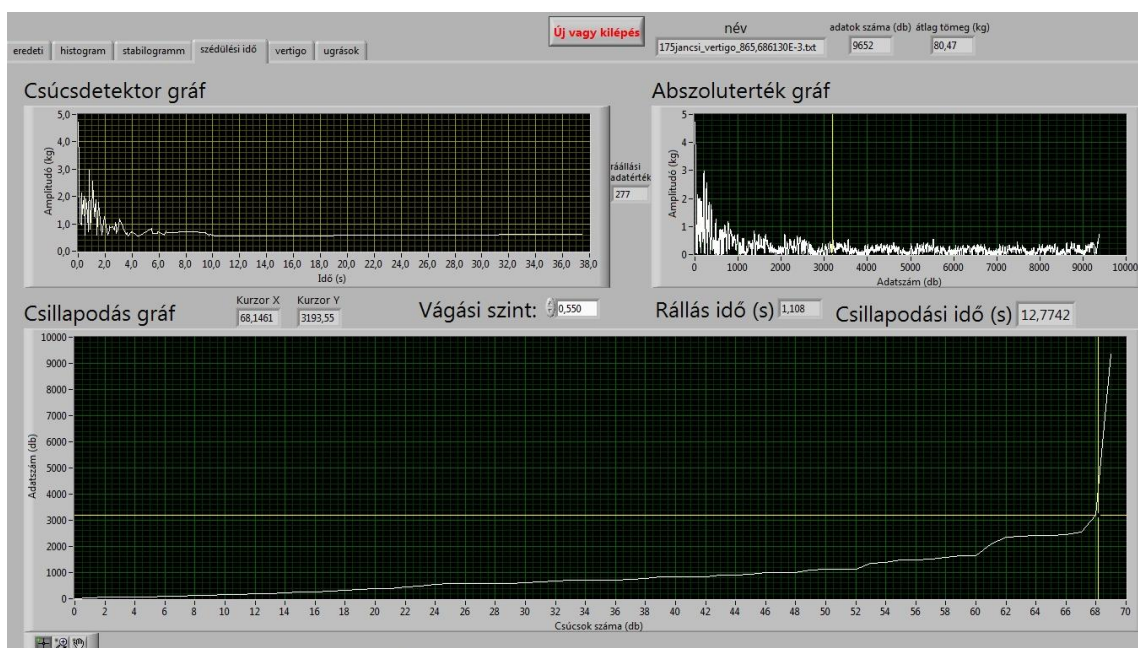


9. ábra – A program leolvasott csillapodást megadó része, a kiértékelés kezdetén

A középső grafikon az adatok helyét ábrázolja a csúcsok számának függvényében. Ezen három grafikon együttes szemléltetése szükséges a csillapodási érték leolvasásához. A lineáris függvény képen látható, hogy kezdetben, a csúcsdetektor az adattartomány teljes hosszán detektál csúcsmaximumokat, majd a detektor szintjét változtatva a grafikon képen jól megfigyelhető ugrásszerű változások jelentkeznek. Ezek a meredek szakaszok mutatják, hogy az egyensúlyszerv helyreállításának ideje alatt a mozgáskoordináció javulása nem folytonos, hanem szakaszokra tagolódik. A középső grafikon folyamatos ellenőrzése mellett, a csúcshely-amplitúdó grafikon képét figyelve a vágási szint értékét addig kell növelni, míg a függvény képének utolsó szakasza egyenesnek és jó közelítéssel vízszintesnek nem mondható. Belátható, hogy ezen módszer alkalmazása helyes, mivel az utolsó szakaszon már minden alany esetében visszatért a normál állási funkció, és a test mozgása mentes a nagyobb perturbációktól, tehát a szédülés időtartamába már nem tartozik bele ez az időszak. Ha egy ilyen egyenes szakaszt elérünk, a középső grafikonon minden esetben látható legalább egy, nagy meredekségű törés. Több törés esetén a legnagyobb meredekségű szakasz kezdőpontját választjuk ki a csillapodási idő végpontjának. A kiválasztáshoz két kurzormutatót használunk,

melyek értékei a Kurzor X és Kurzor Y rubrikában láthatók. A kiválasztott pont Y értékéből számítjuk a csillapodási időt az alábbi módon. A csillapodási idők (másodpercek) származtatása az adatszám, tehát a csúcshely értékekből történik. Tudjuk, hogy 40 másodperc alatt 10000 adat érkezik be, ezért a hely-idő átszámítás egy 0,004-es szorzófaktorot jelent minden adatpontra. A teljes program minden látható időértéke ezen séma alapján számított. A kapott csillapodási idő a (10)-es ábra jobb közepén látható, ez a kurzorok függőleges mozgatásával egyidőben változik, továbbá a középső grafikon kurzorjának Y értéke szimultán, a jobb felső abszolút érték grafikonon elhelyezett kurzor pozícióját adja. Utóbbi azért szükséges, hogy megtudjuk becsülni a kiválasztott pont megfelelőségét.

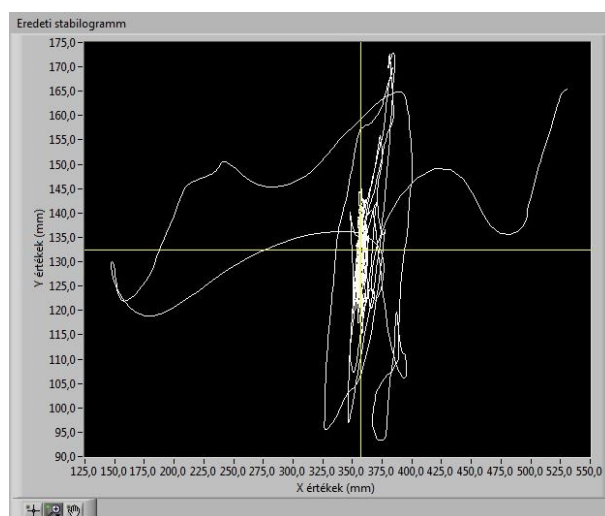
A ráállási idő, a már említett levágott szakasz tömbméretéből származik, a fenti szorzófaktor segítségével. Figyelmelen kívül hagyva azt a minimális időintervallumon, mely alatt a mérleg terhelése még nem érte el az 1kg-ot, a leolvasott csillapodás ideje és a ráállási idő összege, jó közelítéssel megegyezik a forgatásból megállított alany valós szédülési idejével. Az alábbi ábra a leírtakat szemlélteti.



10. ábra - A program leolvasott csillapodást megadó része, a kiértékelés végén

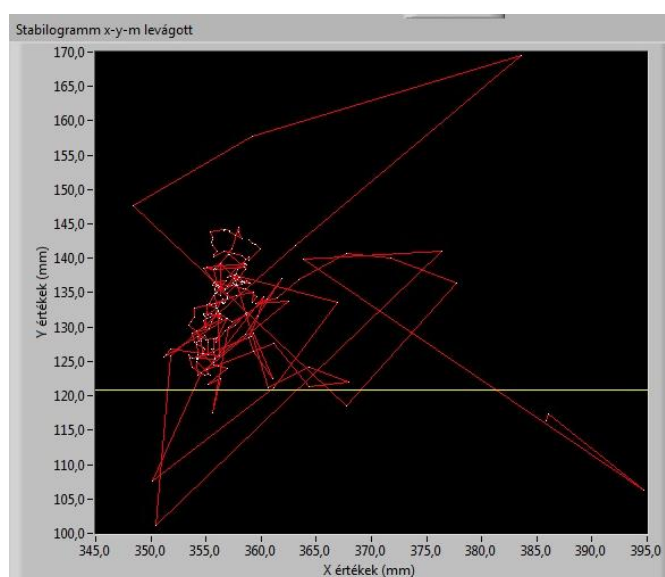
Megemlítendő az a megfigyelés, hogy a legtöbb vizsgált alany esetében négy másodperc, azaz 1000 érték, körül alakult az első észlelhető ugrás, azonban ekkor még jól láthatóan intenzív szédülés állt fenn mindenkinél. A dolgozat szempontjából igen lényeges csillapodási időt ezzel a leolvasási módszerrel meghatároztuk.

További észrevételeket tehetünk, ha vizsgáljuk a COP trajektória töréspontjainak egymástól mért távolságát az adatok, végső soron a mérési idő függvényében.



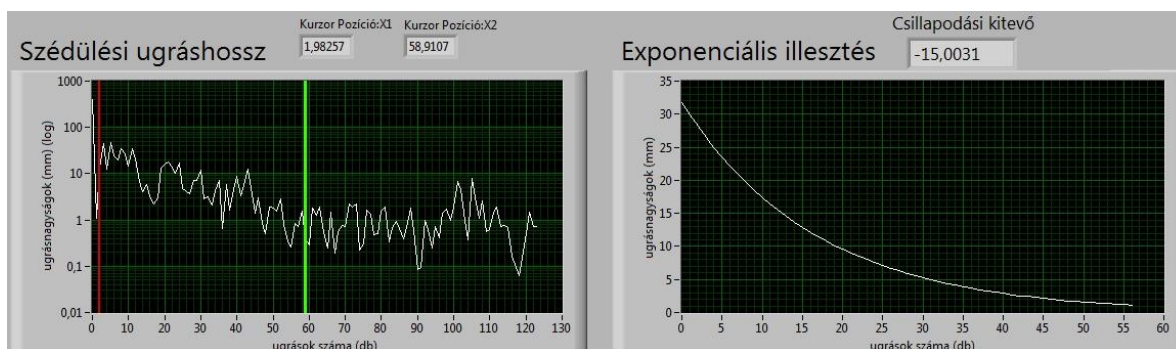
11. ábra – Egy általános COP trajektória

Ehhez a kiértékelő program egy subVI algoritmusával először megkeresi a trajektória töréspontjait, a tömegingadozásban található csúcsok helyeinek alapján. Ezután a pontokból egy új gráfot állít elő. A továbbiakban ezt a függvényt használjuk fel, melynek képe nyilvánvalóan hasonlatos az eredeti stabilogrammhoz, azonban jóval kevesebb pontból áll. Továbbá a kezdeti, ráállási kilengések eltávolításra kerültek az adatsorból. Ezáltal az alábbi grafikonhoz hasonló eredményeket nyerhetjük.



12. ábra – Egy töréspontokból álló trajektória

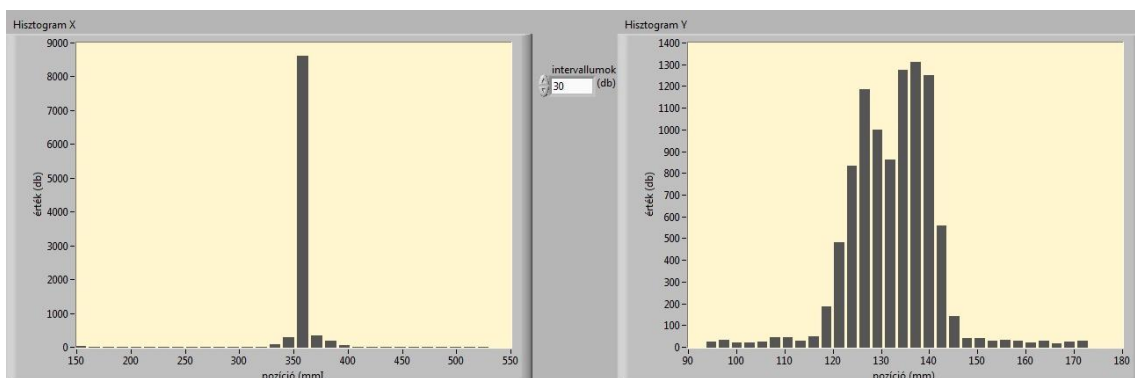
A grafikon X illetve Y pontpárjainak egymás után következő távolsága fogja adni az alábbi gráfot ugyancsak az adatok számának függvényében. Azonban ez az adatsor a jobb kezelhetőség érdekében el lett felezve. Így az adatsor első felét használjuk fel, mindez később a csillapodási idők eredményeinél tárgyalandó megfontolások miatt szükséges.



13. ábra – A szédülési ugráshosszokat kiértékelő programrész

A 13. ábra baloldali diagramján két kurzor mozgatható, ezek segítségével választhatjuk ki a vizsgálni kívánt tartományt. Továbbá az Y tengely logaritmikus skálával rendelkezik a változások tendenciájának jobb kiértékeléséhez. A kurzorok által közrefogott tartományra a LabVIEW keretprogramban megtalálható Exponential Fit VI, exponenciális függvényt illeszt, a program futása során ez a kurzormozgatásokat követve változik. Az illesztett, jobb oldali függvény aktuális kitevőjét a csillapodási kitevő rubrikában olvashatjuk le. Ezen értékek összevethetőek minden vizsgált alanyra.

Igen szemléletes információt hordoz az X és Y irányú kitérések hisztogramjának vizsgálata. A mérőprogram mentett adatsorából származó adatok a keretprogramban megtalálható Histogram VI-on áthaladva kerülnek ábrázolásra a hely függvényében. Az intervallumok beállításával pedig, megadható, hogy a program milyen felbontással jelenítse meg az adatokat.



14. ábra – X és Y irányú hisztogramok 30 intervallumra

További stabilitási paramétereket is vizsgáltam a COP, X és Y irányú kitéréseire. A leolvasott csillapodási idő kurzorpozíciója az X és Y grafikon két részre, egy szédülési szakaszra és egy normál szakaszra bontja. Mindkét kitérés mindkét szakaszára vizsgáljuk az Xsd, Ysd, VXsd, VYsd valamint az iXsd, iYsd paramétereket.

Ahol az egyes paraméterek jelentése:

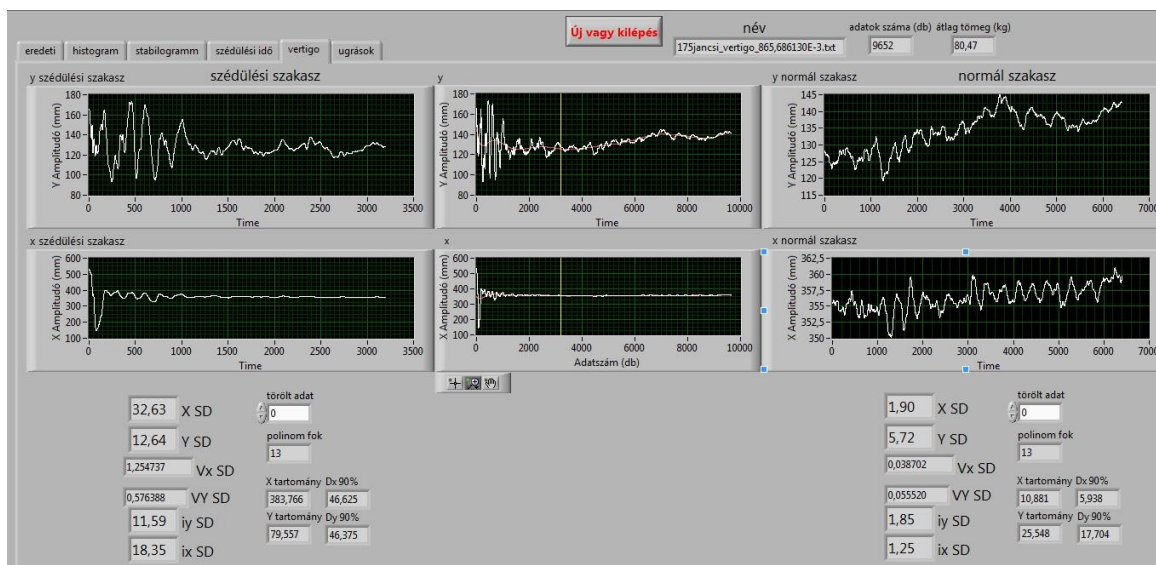
Xsd, Ysd: COPx és COPy szórása.

VXsd, VYsd: Az X és Y irányú átlagos sebesség értékek szórása.

iXsd, iYsd: COPx-COPTrendx és COPY-COPTrendy különbségek szórása

(a COPTrendx illetve COPTrendy az illesztett görbék)

A leírtak az alábbi képen kerülnek szemléltetésre, melyen a középső ábrák a jobb megértés érdekében az eredeti, X és Y stabilogram grafikonjait mutatják az elválasztó kurzorral.



15. ábra – A normál és szédülési tartomány stabilometriai mennyiségeinek meghatározása, a leolvasott csillapodási idő segítségével.

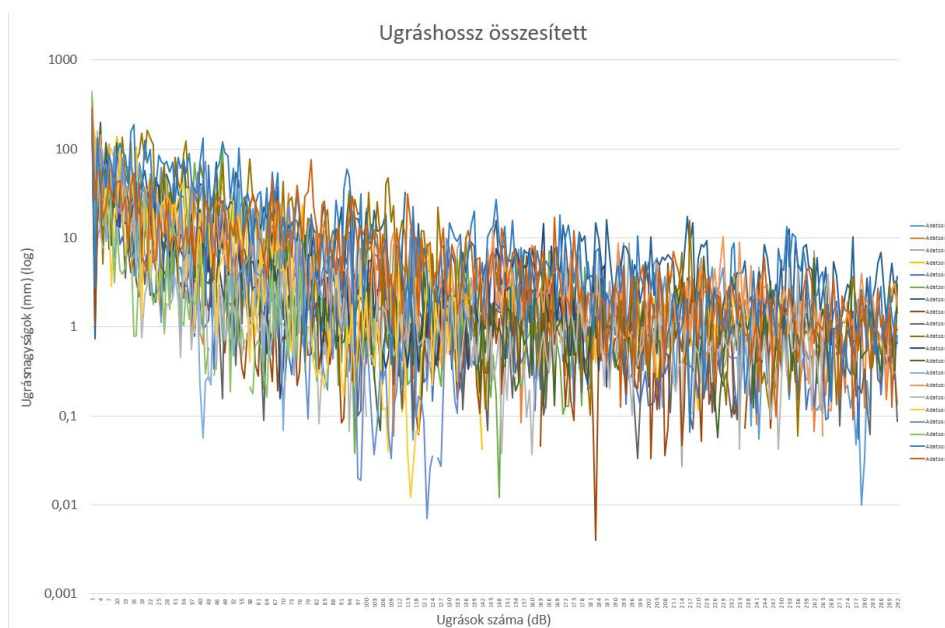
4. Egyensúlyzavar vizsgálatának eredményei

A mérések során 17 férfit és 3 nőt, tehát összesen 20 alanyt vizsgáltam meg. Korcsoporti megoszlásuk 19 és 25 év közötti. Átlagos magasságuk 177cm.

A bemutatott program által kapott értékeket Microsoft Excel táblázatkezelő programba kigyűjtve, értékeltem ki. A 20 másodperces forgószékes periódus alatt az alanyok forgási frekvenciája $0,90525 \text{ Hz} \pm 10\%$ volt. Továbbá a forgás megállítását követően az alanyoknak átlagosan 1,0798s-ba, tehát valamivel több, mint egy másodpercbe telt az egyensúlymérlegre történő leszállás. Az alanyok szédülésének leolvasott, átlagos kicsillapodási ideje 13,40645s volt, ezt a leszállási idővel korrigálva, 14,48625 másodperc adódik a teljes csillapodási idők átlagára. Az utóbbi értéket adó adatsor szórása ugyanakkor 3,097044s, melynek legkisebb értéke 9,2831s, legnagyobb értéke pedig 24,1615s.

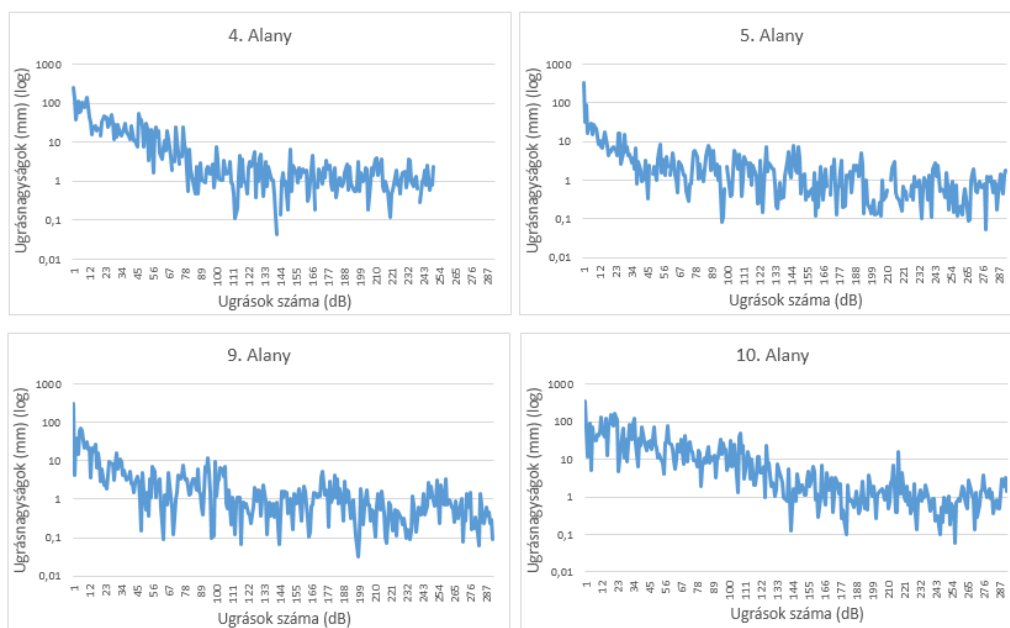
A kapott, közel 14,5 másodperces átlagos csillapodási idő, indokolja, hogy a kiértékelő program továbbfejlesztésében az ugráshosszokat ábrázoló grafikonok a teljes adatsor első feléből áll. Belátható, hogy nagyon ritka esetektől eltekintve a kiváltott ingerszédülés minden esetben elmúlt 20 másodpercen belül, ezért az így vizsgált adatsor jó közelítéssel tartalmazza a teljes szédülési szakaszt.

A szédülési szakaszcól a függvényalak alapján, azt feltételeztem, hogy exponenciális csillapodású. Ennek igazolására az ugráshossz gráfot logaritmikus skálán ábrázolva egyenest illetve akörül ingadozó függvénymenetet kellett kapnom. Az alábbi összesített grafikonon a vizsgált 20 alany együttes ábrázolása látható.



16. ábra – Az összes ugráshosszt tartalmazó logaritmikus gráf

Megfigyelhető, hogy a függvény két különböző meredekségű egyenessel közelíthető. Az egyes alanyok erre vonatkozó diagramjait külön vizsgálva is látható a tendencia. Azonban volt alany, akinek sem a szédülési sem a teljes tartományon vett meredekségében nem volt tapasztalható a többi adatsorban jól kivehetően látható, jelentős változás. Feltehetően ezen esetekben az alany több kisebb kompenzációval korrigálta egyensúlyvesztését.



17. ábra – Néhány alany logaritmikus ugráshossz grafikonja

A legnagyobb meredekségű szakaszt kiválasztva a kiértékelő program bemutatása során részletezett módon megkapjuk az igazoltan exponenciális csillapodás kitevőit. Ezen kitevők átlagára 12,1-es negatív érték adódott, melynek szórása 6,7. Az így leolvasott negatív kitevők legkisebb értéke 3,11, míg legnagyobbika 29,3 volt.

Az X és Y kitérések hisztogramjairól beszerezhető információ talán az egyik legszemléletesebb. A hisztogramok intervallumát fokozatosan növelve, észrevehető, hogy egy bizonyos pont után nem jutunk új információhoz, mindössze a meglévő finomodik.

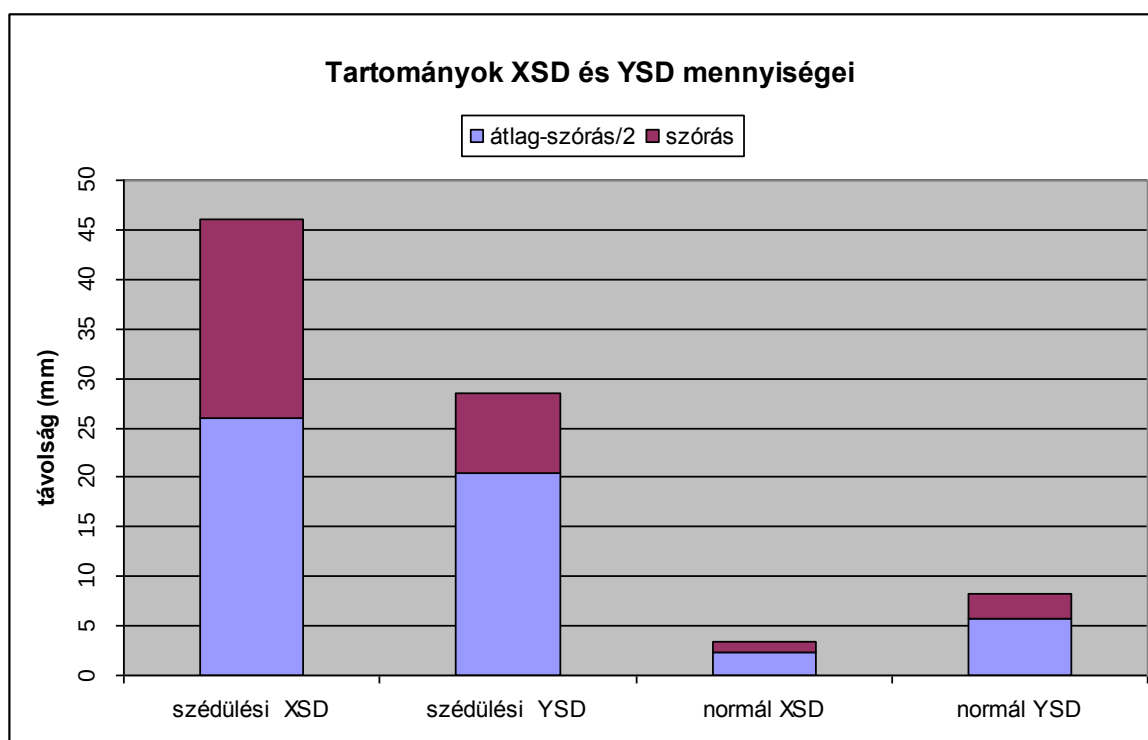
A 14. ábrán jól látható, hogy a vizsgálat teljes 40 másodperces idő intervallumában az X irány bejárt pontjaiban éles maximum jelentkezik, amely lecsengése igen erős, míg az Y irány betöltött pontjai ugyanezen idő alatt igen széles kiterjedésűek. Az X hisztogram jelentős kiugrása abból származik, hogy benne a teljes X irányban mért adatsor található, amely tartalmazza a ráállás kori testsúly áthelyezéseket is. Azonban még így is jól látható, hogy a hisztogram értékei a mérés folyamán kisebbek és nem olyan kiterjedt eloszlásúak, mint az Y

hisztogram hasonló eredményei. Mindez jól mutatja, a következőkben más aspektusból is alátámasztott megfigyelést, hogy mind normál állás mind pedig a szédülési periódus alatt az oldalra történő kilengések mértéke jóval kisebb, mint az előre-hátra végzett mozdulatok.

További eredmények, azt mutatják, hogy a COPx és COPy szórásai, tehát az Xsd és Ysd értékek, egymással korrelációs kapcsolatba hozhatók. Az alábbi grafikon ezzel kapcsolatban, több lényeges információt is szolgáltat. Megfigyelhető, hogy a szédülési és a normál szakaszban mért Xsd és Ysd között, páronként nagyságrendi különbség van. Továbbá látható, hogy míg a szédülési szakaszban a COPx szórása a meghatározó, tehát az alany mozgása az oldalirányokban jelentős, addig a normális, kicsillapodott szakaszban, a nyugodt állásra vonatkozó tapasztalatoknak megfelelően, a COPy-é, azaz az előre-hátra irányokban domináns a mozgás. Természetesen figyelembe véve a nagyságrendi különbségeket.

	átlag	szórás	átlag-szórás/2
szédülési Xsd	35,9885	19,98674	25,99513
szédülési Ysd	24,4655	8,08381	20,4236
normál Xsd	2,844	1,114481	2,28676
normál Ysd	7,0055	2,38125	5,814875

1. táblázat – Különböző tartományok átlagos Xsd és Ysd mennyiségei és azok szórása.

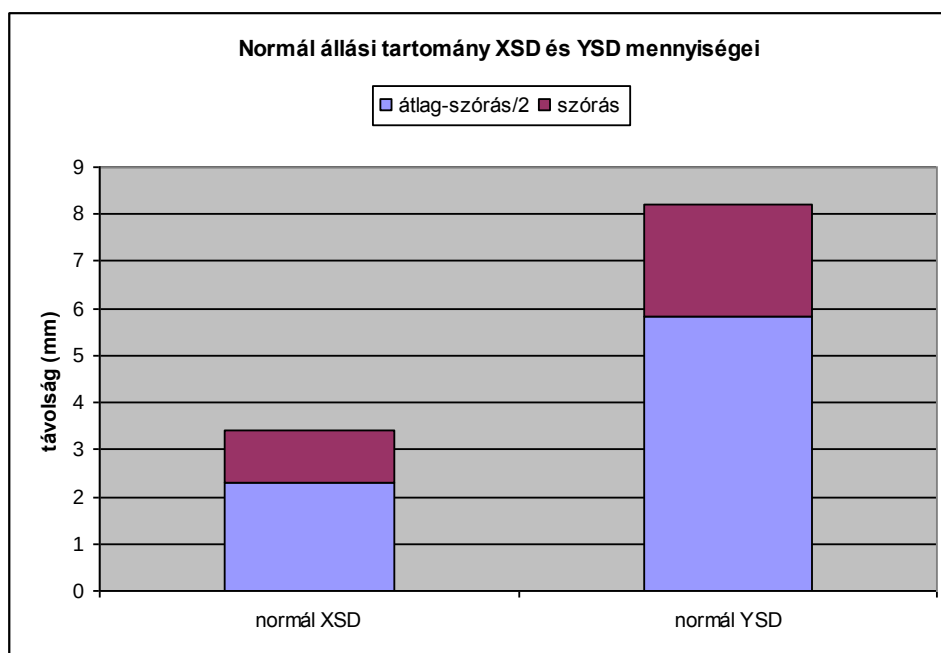


18. ábra - Különböző tartományok Xsd és Ysd mennyiségeinek grafikus ábrázolása

Kiemelve a normál állási tartomány szórási mennyiségeit, látható, hogy a grafikonon lévő értékek, jó közelítéssel megegyeznek AP irányú szakirodalmi 6-8 mm-es kitérési értékkel.

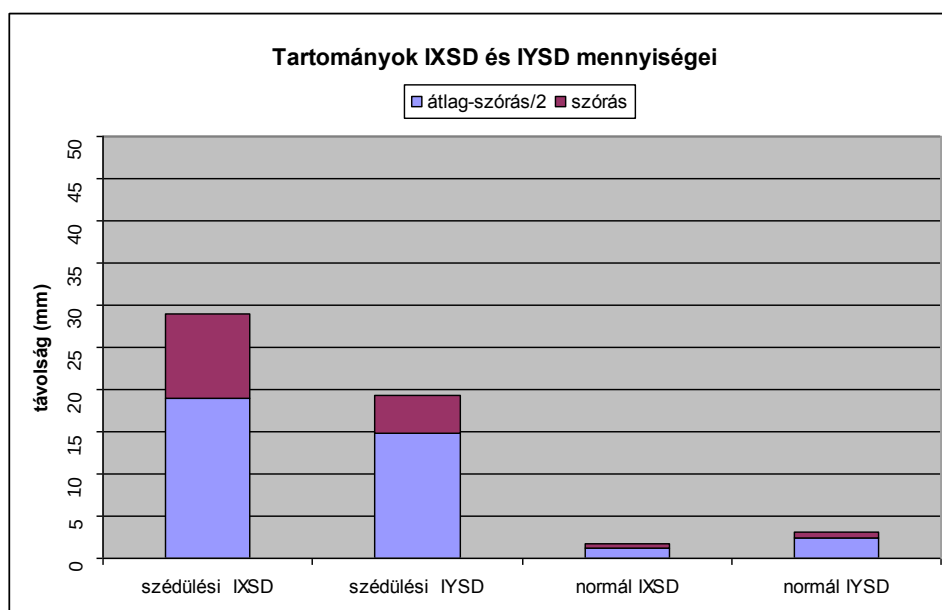
	átlag	szórás	átlag-szórás/2
normál Xsd	2,844	1,114481	2,28676
normál Ysd	7,0055	2,38125	5,814875

2. táblázat – A normál állási tartomány X és Y irányába vett szórási mennyiségei



19. ábra – Normál állási tartomány Xsd és Ysd mennyiségeinek grafikus ábrázolása

Mivel az iXsd, iYsd mértékek az eredeti COPx és COPY ingadozásaira illesztett 13-ad fokú polinom levonása után kapott grafikon szórásait jelentik, így feltételezhető, köztük és az Xsd és Ysd között, a tartományokon vett, változásbeli hasonlóság. Mint az látható az 20. ábrából, a tendencia ténylegesen hasonló a szédülési és a nyugalmi szakaszok esetében. Az értékbeli különbséget mindössze a levont polinom értékeinek hiánya okozza.



20. ábra – A különböző tartományok *iXsd* és *iYsd* mennyiségeinek grafikus ábrázolása

	átlag	szórás	átlag-szórás/2
szédülési <i>iXsd</i>	23,939	10,10542	18,88629
szédülési <i>iYsd</i>	16,994	4,499782	14,74411
normál <i>iXsd</i>	1,501	0,49082	1,25559
normál <i>iYsd</i>	2,6935	0,701414	2,342793

3. táblázat - Különböző tartományok átlagos *iXsd* és *iYsd* mennyiségei és azok szórása.

Érdekes megfigyelés, hogy az AP és ML irányokba vett átlagos sebességek szórásai (*VXsd*, *VYsd*) összevetve a szédülési és normál tartományokat, ugyancsak az említett eltéréseket produkálják.

Végző soron tehát látszik, hogy a forgószék által kiváltott szédülés fennállása, átlagosan 14 és fél másodpercnek adódott. Ez idő alatt az alanyok oldalirányú kitéréseinek szórásértékei, nagyobbak adódnak, mint az előre-hátra irányokban, és a szédülés utáni, normál egyensúlyi tartomány értékeihez képest, nagyságrendileg is különböznek. Mindez egyben azt is jelenti, hogy a kezdeti szakasz COP trajektóriája jóval nagyobb területet jár be, mint a normál tartományban. Az átlagosan 14,5 másodperc környékén kezdődő, normál állási tartomány szórási értékeiben, a szédülési szakasszal ellentétben, az előre-hátra irányú kitérések dominálnak, és értékeik közel visszaadják a szakirodalmi értékeket.

A megfigyelt jelenség magyarázata a következő lehet. A forgószék forgásának hirtelen megállításakor, az alany belsőfülbéli, félkörös ívjárataiban lévő folyadék egy ideig még tovább mozog az addigi forgási irányba. Ez az inger pedig szédülést idéz elő. Továbbá a

legtöbb szédülésforma általános indikátora az úgynevezett nystagmus. Ha megfigyeljük, a jelenlegi mérésnél a forgatás után itt is rögtön fellép a szemteke rezgés, amely vízszintes irányú, és periodikusan csillapodó. A tapasztalat szerint ekkor az alany, úgy érzékeli, mintha vízszintes irányban forogna, vagy ugrálna az általa látott kép. Ezáltal a szédülés fennállása alatt oldalra próbál meg elmozdulni, kompenzálva a látottakat. Ez lehet tehát az oka a szédülési tartomány nagymértékű, oldalirányú kitéréseire. A szédülés elmúltával, a testtartás stabilitása visszatér a normális tartományba és a tapasztalatok alapján, a negyven másodperces mérés végéig, megőrződik.

5. Összefoglalás

A Tudományos Diákköri dolgozatom fő vizsgálati iránya, olyan virtuális vagy valós zavaró inger megalkotása volt, mellyel szédülés és egyensúlyvesztés érhető el. Az elért szédülés paramétereinek vizsgálatához pedig, meglévő és új mérési módszerek kidolgozására és együttes alkalmazására volt szükség. Ehhez kapcsolódóan megismerkedtem az egyensúlyozás biológiai mechanizmusával és a folyamatban résztvevő szervek, legfőképpen a belső fülben elhelyezkedő egyensúlyszerv felépítésével és lehetséges zavaraiival. Továbbá, olyan egyensúlyvizsgálati módszereket és stabilometriai eszközöket is lehetőségem volt szakirodalmilag tanulmányozni, melyek egy részének klinikai alkalmazása már bevett gyakorlat.

A szédülést kiváltó ingerek megalkotása során, többféle módszert is kipróbáltam, úgymint a vizuális, hangis, és közvetlen kontaktussal járó ingerek.

Az említett módszerek közül, legjobb a hatást a forgószékekkel történő forgatás közvetlen kontaktussal járó ingere jelentette. A forgatás után fellépő ingerszédülést, a Debreceni Egyetem Természettudományi és Technológiai Kar Szilárdtest Fizikai Tanszékén található stabilometriai feladatokat is ellátó, erőmérő mérlegének, segítségével hatékonyan tudtam vizsgálni. A mérőrendszer összeállítása során, reprodukálható mérési kör kialakítására törekedtem, ehhez szükség volt a forgószék, frekvenciájának mérésére, mivel minden alany szubjektív kezdő sebességgel lett megforgatva. Ehhez átalakításokat kellett végeznem a forgószámlayon, továbbá meg kellett írnom a hozzá szükséges mérőprogramot, majd azt egy általam írt egyensúlyvizsgálatokhoz használt mérőprogrammal kombinálni. Munkám során megismerkedtem a LabVIEW programozási nyelvvel.

A további cél ezután a szédülés utáni kicsillapodási időértékek meghatározása valamint a szédülési és egyensúlyi paraméterek vizsgálata volt. Ehhez a mérőprogram által lementett adatok hatékony kiértékelésére volt szükség. Ennek érdekében elkészítettem egy kiértékelő programot is.

A kiértékelés elvégzése és a mért alanyokra végzett átlagolás után, jól láthatóvá vált, hogy a 20s forgatási periódus utáni szédülésből adódó egyensúlyvesztés, átlagosan valamivel több, mint 14 másodperc körül áll helyre. Továbbá, megfigyelhető volt, hogy a szédülési tartományban, az oldalirányú kitérések, míg a nyugalmi tartomány során az előre-hátra irányú kitérések dominálnak, és a szédülési tartomány kitérései nagyságrendileg nagyobbak, mint a nyugalmi szakaszon tapasztaltak.

A mérési elrendezés és a használt módszer segítségével tehát kvantitatív elemzést adtam az egyensúlyrendszer megfelelő működésére, hiszen az egyensúlyszerv abnormális viselkedése esetén a helyreállási idő, feltételezhetően nagyban megnő.

Számos érdekes megfigyelést tettem a mérések elvégzése és kiértékelése során. Igazoltam a szédülési periódus exponenciális lecsengésű voltát. Azt tapasztaltam, hogy a vizsgált alanyok, nagyobb hányadánál a legjelentősebb csillapodás négy másodpercre tehető. Továbbá, úgy tűnik, hogy nincs korreláció a forgatás frekvenciája vagy a magasság és a fellépett szédülés csillapodási ideje között.

Ahogy az látható, a dolgozatban a szédülés és az egyensúlyzavar jelenségeinek egy újfajta vizsgálati módszerét taglaltam, amely ilyen irányú további kutatások alapját képezheti. További vizsgálatok segíthetnek a jelenségkör még pontosabb megértésében és matematikai leírásában. Illetve a szédüléskor jelentkező nystagmus jellegének feltárása, jövőbeli kísérletek alapja lehet.

6. Irodalomjegyzék

[1] Dr. Szendei Ádám (1984.):

Orvos a családban; Medicina Könyvkiadó* Budapest, nyolcadik kiadás, 168-171. oldal

[2] A szédülés fiziológiájának és formáinak leírása:

<http://www.fulspecialista.hu/ful/szedules>

Letöltve: 2014.09.28

[3] Müller Anetta (2004):

Mozgásvizsgálatok a mozgásegyenletesség és a teljesítménykonstancia példáján,
doktori értekezés, Semmelweis Egyetem Doktori Iskola Nevelés- és
Sporttudományok Doktori Iskolája

[4] Nagykáldi Cs. (1974):

A statikus egyensúly vizsgálata az edzettséget diagnosztizáló szempontból.
A Testnevelési Főiskola Közleményei. 3. sz. 81-94. p.

[5] Bárány Róbert munkássága és életének rövid bemutatása a KFKI tudósnaptárában:

<http://tudosnaptar.kfki.hu/b/a/baranyr/baranyrpant.html>

Letöltve: 2014.09.21.

[6] F. R. Soha, I. A. Szabó, L. Harasztosi, J. Pálinkás, Z. Csernátó (2011):

Development of a balance measurement system for biomechanical applications;
ACTA PHYSICA DEBRECINA XLV kötet, 186-196. oldal

[7] F. R. Soha, I. A. Szabó, M. Budai (2012):

Dinamic and static centre of pressure measurement on the forceplate
ACTA PHYSICA DEBRECINA XLVI kötet, 143-153 oldal

[8] D. A. Winter PhD:

Human balance and posture control during standing and walking;
Gait&Posture: 1995; Vol. 3: 193-214, December, 193-197. p.

1. Függelék

TDK dolgozatom témájának kiválasztása során saját érdeklődési területemmel megegyezőt szerettem volna találni, így témavezetőm Dr. Szabó István javaslatára a Debreceni Egyetem Szilárdtest Fizikai Tanszékén jelenleg is folyó, biofizikai kutatásba kapcsolódtam be.

Tőle, közös ötlet alapján azt a feladatot kaptam, hogy az egyensúlyi testtartást hatékonyan megzavaró rendszereket és körülményeket hozzak létre, majd ezek hatásait vizsgáljam egy a tanszéken megtalálható egyensúlymérleg segítségével. A kitűzött cél az volt, hogy nagyságrendi értéket tudjak mondani, az általam kiváltott szédülés fennállásának átlagos időtartamára.

Ennek érdekében megismerkedtem az egyensúlyozás biológiai mechanizmusával és a folyamatban résztvevő szervek, legfőképpen a belső fülben elhelyezkedő egyensúlyszerv felépítésével és lehetséges zavaraiival. Továbbá szakirodalmilag tanulmányoztam az egyensúlyvizsgálati módszereket és stabilometriai eszközöket.

Kutatásaim során többféle külső, vizuális és hangig valamint közvetlen kontaktussal járó ingert alkalmaztam, annak érdekében, hogy minél hatékonyabb egyensúlyzavart állítsak elő. Ezek közül a forgatás közvetlen ingerlésével kiváltott szédülés bizonyult a legmegfelelőbbnek. Fogatás során minden egészséges embernél fellép valamilyen fokú ingerszédülés.

A kiváltott szédülések vizsgálatához össze kellett állítanom a saját mérési elrendezésemet. Továbbá az általam felépített kísérlet reprodukálhatósága érdekében meg kellett terveznem és írnom egy frekvenciamérő programot illetve a mérő és kiértékelő programokat. A programokban alkalmazott eljárások a dolgozat gerincét képezik, hiszen ezen módszerekből kaptam meg az eredményeimet. A kísérlet mérőprogramjában meg kellett oldanom, hogy a mérés gördülékeny és hatékony legyen. A kiértékelő program különböző részeiben pedig a vizsgálandó paraméterek és azok értékeinek korrigációja valamint kigyűjtése jelentett megoldandó feladatot.

A kigyűjtött adatokat, matematikai formalizmusok segítségével egymáshoz mérten és egymástól elkülönülve is értékeltem, majd az eredményeket összesíttettem és a szakirodalmi adatokkal összevettem.

Eredményeket kaptam az egészséges emberek szédülésének menetére és csillapodási időparamétereire ezzel a dolgozat kitűzött célját elértem.

2. Függelék

A mesterképzésben készítendő, Egyensúlyvizsgálatok erőmérő platform segítségével című diplomamunkám témavezetője Dr. Szabó István egyetemi docens. A készülő diplomamunka építkezik a TDK dolgozatom és az alapképzésben megírt szakdolgozatom elkészítése során elsajátított ismeretanyagra és eredményekre. Különbsége abban nyilvánul meg, hogy egyik fő célja a szédülés fellépésénél minden esetben jelentkező szemtekerezgés tulajdonságainak (irány, időtartam, sebesség) korreláltatása a vizsgált alany egyéb mind egyensúlyi, mind általános paramétereivel. Mindehhez új mérőrendszer fejlesztése szükséges, amellyel hatékonyan és egységesen lehet ezt a célt megvalósítani. Továbbá a kiértékelést is át kell szervezni.

Az eddigi kutatásaim során a szédülést kiváltó ingerek közül a forgatás bizonyult a legmegfelelőbbnek, ugyanakkor a virtuálisan előállított képi ingerek is ígéretesnek bizonyultak. Ezek fejlesztése és hangi ingerekkel való megfelelő kombinációja is célom. Szeretném igazolni, hogy az így kiváltott szédülések karakterisztikája nem különbözik a forgózsámolyos vizsgálatokban kapott eredményektől.

Továbbá a szédülés vizsgálatain túl, egyéb a természetes egyensúlyt periodikusan vagy véletlenszerűen megzavaró hatásokkal is foglalkozom a munkám során.

A felsorolt célok és módszerek még folyamatos kutatások tárgyai. Az ezekből kapott adatokkal párhuzamosan készítem a diplomamunkámat, így a TDK dolgozat leadásáig még nem rendelkezem teljes tartalmi összefoglalóval róla. Azonban a diplomadolgozatomat az OTDK-n való részvételhez szükséges minden tartalmi szempont figyelembevételével készítem.