

# **Szakmai zárójelentés**

A pályázat címe:

## **Mozgáskoordinációs zavarok objektív minősítése**

**Objective assessment of movement disorders**

Témavezető:

**Dr. Jobbágy Ákos**

**2005 – 2008.**

# Tartalomjegyzék

<b>BEVEZETÉS .....</b>	<b>3</b>
<b>1. A PAM MOZGÁSANALIZÁTOR ALKALMAZÁSA .....</b>	<b>5</b>
<b>2. UJJDOBOLÁS TESZT .....</b>	<b>7</b>
<b>3. A HATSZÖG TESZT .....</b>	<b>8</b>
<b>4. ARCREMÉGÉS VIZSGÁLATA.....</b>	<b>31</b>
<b>5. FELSŐ VÉGTAGOK REMEGÉSÉNEK VIZSGÁLATA.....</b>	<b>46</b>
<b>6. KLINIKAI ÉS OTTHONI HASZNÁLATRA ALKALMAS ESZKÖZÖK KÉZ- ÉS KAR REMEGÉSÉNEK MÉRÉSÉRE.....</b>	<b>56</b>
<b>7. KÉZREMEGÉS MÉRÉSE 3D GYORSULÁS SZENZORRAL.....</b>	<b>63</b>
<b>8. AZ ERŐKIFEJTÉS ÉS A TREMOR KORRELÁCIÓJÁNAK VIZSGÁLATA.....</b>	<b>66</b>
<b>PUBLIKÁCIÓK JEGYZÉKE .....</b>	<b>67</b>

## Bevezetés

A neurológiai betegségek előfordulási gyakorisága jelentősen nő az átlagos élettartam növekedésével. A Parkinson kór a 60 év feletteknek 1 %-át, a 70 év feletteknek pedig 2 %-át érinti. A Parkinson kór és hasonló neurodegeneratív betegségek esetében ***a korai diagnózis lehetőségét nyújt a betegség progresszióját lassító terápiára, az aktuális állapot meghatározása pedig segíti az optimális gyógyszererezést.*** Agyréktasztrófát Magyarországon évente mintegy 40 ezer ember szenved el. Agyréktasztrófát szenvedettek esetén a paciensek aktuális állapotának ismerete a rehabilitációt segíti. A mozgáskoordináció mérésével a neurológiai betegségekben szenvedők aktuális állapota objektív módon minősíthető és így kezelésük hatékonysága növelhető.

***A BME Méréstechnika és Információs Rendszerek Tanszéken 1991 óta foglalkozunk mozgások analízisével.*** Neurológusokkal együttműködve vizsgáljuk Parkinson kóros és agyréktasztrófát szenvedett paciensek és egészséges kontroll személyek mozgását. A Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Karán (korábban Testnevelési Egyetem) több mint tíz éve vizsgálják a járás és az egy helyben állás jellemzőit, a vizsgálathoz mozgásanalizátort és erőmérő platformot (force plate) felhasználva. A két egyetem kutatói által elkészített felvételek és ezek kiértékelése alapján az alábbiakban fogalmazzuk meg a kutatás célját.

***A kutatás célja az volt, hogy eszközt, mérési eljárást és kiértékelési módszert hozunk létre a mozgáskoordináció mérésére, jelentősen segítve ezzel neurológiai betegségekben szenvedők állapotának objektív minősítését.***

A kutatómunkát a pályázatban megadott kutatás terv szerint végeztük. A kezdeti szakaszban a tanszéken meglévő passzív markerbázisú mozgásanalizátort (PAM) használtuk. A korábban definiált újjdoboló mozgásminta mellett neurológusok segítségével új mozgásmintákat specifikáltunk. A hatszög segítségével definiált mozgások között egyszerűek és összetettek is vannak. Ezek segítséget nyújtanak a betegek objektív állapotfelméréséhez. A kutatómunka második részében klinikai alkalmazásra egyszerű kezelhetősége miatt jobban megfelelő eszközöket specifikáltunk és hoztunk létre. Ezek az eszközök alkalmasak arra, hogy az érintett – szakértelemmel nem rendelkező – betegek otthon, egyedül is tudják használni. Ez illeszkedik az egészségállapot otthoni monitorozásának filozófiájához, amely hatékony, mind az egyén mind a társadalom számára előnyös ellátást tud támogatni. Az eszközök validálása megkezdődött. Első lépésben egészséges kontroll személyeket vizsgáltunk, annak megállapítására, mennyire reprodukálható eredményeket kaphatunk az egyszerű eszközök alkalmazásával. Az így szerzett tapasztalatok biztatóak. Neurális betegségben szenvedők közül is néhányan kipróbálták az eszközöket, azonban nem önálló mérésként, hanem az állapotfelmérésükben ettől függetlenül alkalmazott eljárásokhoz kapcsolódóan, azokat kiegészítve.

A kutatás során a Szent János Kórházban és a Szent Imre Kórházban vizsgáltuk neurológiai betegségben szenvedők mozgását. Kontroll csoportként a Műegyetem hallgatóit és oktatóit teszteltük.

A kutatás eredményei a neurológusok számára nélkülözhetetlen diagnosztikai segítséget adnak. Különösen jól alkalmazható a mérési eljárás agyműtét során a tremorközpont lokalizálásában, a beültetett agyi pacemaker beállításában, Parkinson kóros betegek gyógyszererezésének beállításában.

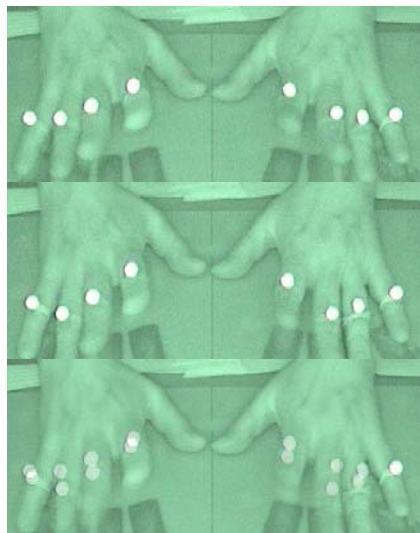
Lehetőséget látunk arra, hogy a kutatómunka eredményeként létrehozott mérési eljárások, kiértékelő algoritmusok termékbe integrálva megjelenjenek. Ehhez szoros orvos-mérnök együttműködés szükséges. A termékként való megjelenés segítené a neurális betegségek igen bonyolult diagnosztizálását, a terápia és a gyógyszererezés optimális beállítását. A kézügyességmérést megvalósító játékok növelni tudják a betegek motiváltságát a rehabilitációban való részvételre.

A kutatásban elért eredményeinket 25 publikációban írtuk le, ezeknek jegyzékét utolsó fejezetként megadjuk.

A szakmai zárójelentés készítésében részt vett: dr. Jobbágy Ákos, dr. Harcos Péter, dr. Fazekas Gábor, dr. Valálik István, dr. Grosz Zoltán Elemér, dr. Bretz Károly, Orova Katalin, Szűcs Sándor, Simon Péter, Mayer Viktor, Bretz Károly János, Jantek Balázs, Szemán János, Patonai Balázs, Hering Andrea.

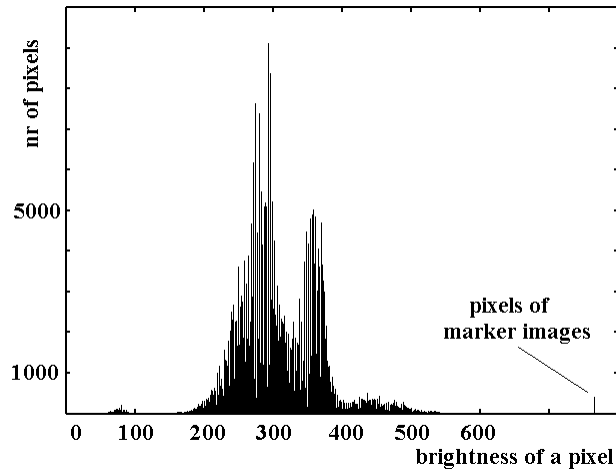
## 1. A PAM mozgásanalizátor alkalmazása

A PAM (Passive Marker-based Analyser) rendszer azon videó alapú mozgáselemző rendszerek közé tartozik, melyek passzív markereket használnak. A rendszer egyik legfőbb előnye, hogy a legtöbb eleme kereskedelmi forgalomban kapható. A mozgást rögzítő videokamera SONY TR8100E, vagy ezzel kompatibilis típus. A kamera alkalmas felvétel készítésére az infravörös tartományban („Nightshot”), a kommersz alkalmazásokhoz szükséges infravörös szűrő a CCD érzékelő elöl mechanikusan eltolható. A berendezés részét alkotja egy optikai szűrő és egy szabványos, köztük az IEEE1394 szabványnak megfelelő interfészekkel rendelkező, kereskedelmi forgalomban kapható laptop. Az objektív körül egy megvilágítást adó gyűrű van, amely 18 infravörös tartományban működő LED-et tartalmaz. A vezérléséhez szükséges, a BME MIT tanzséken kifejlesztett áramkör szintén része a mozgást rögzítő rendszernek. A LED-ek a CCD szenzorok érzékenységének megfelelően kerültek kiválasztásra. A vezérlő a LEDek villogtatását a kamera függőleges szinkron jelének felhasználásával állítja elő. A LED gyűrű egy félkép alatt 2 ms időtartamig világít, ami megfelelően rövid mintavételi idő az emberi mozgásokhoz és elegendően hosszú ahhoz, hogy a CCD szenzor számára érzékelhető legyen. A feldolgozás során a páros és páratlan félképek is feldolgozásra kerülnek, így másodpercenként 50 kép készül. Az infravörös LED-ek segítik a környező látható fény elnyomását, és egyszerűsítik a markerek elkülönítését a környezetüktől.



1.1. ábra: A PAM által rögzített páros (felül), páratlan (középen) és az együttesen megjelenített kép (alul).

Az elkülönülés foka jól látható az 1.1. ábrán, ahol a PAM által készített páros és páratlan félképet és a kettőt együttesen figyelhetjük meg, melyek felvétele között 20ms idő telt el. Az analóg videó jelet feldolgozó A/D konverter a legnagyobb intenzitású pixelekhez 780-as értéket rendel. Azok a pixelek, melyek a marker képéhez tartoznak magas intenzitásúak, így az AD konverter ezekhez a pixelekhez magas, 680-tól 720-ig terjedő értékeket rendel. A marker képét alkotó pixelek elkülönítését szemlélteti az alábbi hisztogram (1.2. ábra), amely megmutatja, hogy az egyes értékekhez hány pixel tartozik.



1.2. ábra: A marker képek elkülöníthetőségét bemutató diagram.

A mozgásanalizátorok pontossága több összetevőjű. A véletlenszerű és rendszeres hibák valamint a felbontás befolyásolja a pontosságot. Ezekre a paraméterekre nem adható a mozgáselemző rendszerek esetén egy összefogó számszerűsített érték. Ez annak is köszönhető, hogy a markerképek mérete erősen befolyásolja a pontosságot. Minél több pixel jut egy markerképre, annál pontosabban határozható meg a marker pozíciója. A rögzítő kamera lencsájének nemlinearitása is befolyásolja a pontosságot. A lencse hatása főként a látótér sarkaiban jelentkezik. Az orvosi célra használt mozgásanalizátor rendszerek esetében ritkán van szükség nagy pontosság elérésére, mivel ezt az emberi mozgás rögzítése nem kívánja meg. A kutatómunka során használt PAM rendszer felbontása az egész látómező 1/16000 része. A felvételek során használt markerek gömb alakúak, átmérőjük 9 mm. A PAM rendszer egy kamerával dolgozik, így a markerek mozgása nem követhető három dimenzióban. Emiatt a kamera és egy-egy felvett mozgás távolságának nagyjából állandónak kell lenni az összes vizsgált alany esetén. Ezt biztosítja egy asztallapra szerelt kamera állvány, mely stabil pozíciót ad a kamerának, és kijelöli az alany kezének, illetve mozgásmintától függően az ujjainak a mozgáspályáját.

Az asztallapon rögzítve szerepel 8 darab vörösréz lemez, melyek kezdeti, impedancia mérő funkcióját nem használtuk, de tökéletesen alkalmasak annak a jelölésére, hogy az alany az ujjdoboló (fingertapping) mozgás végzésekor hova tegye a megfelelő ujjait. Szintén az asztallapra rögzítve található egy átlátszó plexi lemez, melyre egy 10cm oldalú szabályos hatszög került, mely oldalai kék színű vonallal, középpontja és csúcspontjai pedig piros jelzéssel vannak feltüntetve.

A mérés elvégzéséhez az említett eszközökön kívül 9 mm átmérőjű markereket használtunk fel, amelyek retroreflektív bevonattal rendelkeznek, így a LED-ek fényét a kamerába verik vissza. A markerek rugalmas szalagok segítségével helyezhetők fel az ujjak középső ujjperceire. A kezek megfelelő tartása biztosításának érdekében az asztallapon található egy rugalmas anyagból készült szalag, amely a csukló rögzítésére alkalmas, de emellett nem korlátozza az alany mozgását olyan mértékben, hogy az befolyásolja a mérés eredményét.

A PAM mozgásanalizátort részletesen bemutató publikációk az irodalomjegyzékben találhatóak.

## 2. Ujjdobolás teszt

Az ujjdoboló mozgás a zongorázást utánozza. A beteg – a hüvelykujjait kivéve – fel-emeli mindegyik ujját, majd leüt az asztalra ismét az alábbi sorrendben: kis-, gyűrűs-, középső- és mutatóujj. Az utasítás az, hogy a lehető leggyorsabban végezzék a mozgást és igyekezzenek a lehető legmagasabbra emelni ujjukat.

A mozgások kiértékelése során vizsgáljuk azok szabályosságát. Mivel alapvetően periodikus mozgásokról van szó, a szabályosságot azzal jellemezzük, mennyire áll közel a kvázi-periodikus mozgás a periodikushoz. Erre jól használható az SVD analízis. A Fourier analízissel szemben itt a bázisfüggvények tetszőlegesek lehetnek, nem csak szinuszosak. A mozgás periodikussága, PM annál nagyobb, minél nagyobb súllyal szerepel a teljes mozgás leírásában a domináns bázisfüggvény. Ha a bázisfüggvényeket súlyuk szerint sorba rendezzük, akkor

$$PM = \frac{\sigma_1^2}{\sum_{i=1}^n \sigma_i^2}$$

ahol  $\sigma_i$  az  $i$ . bázisvektor súlya. Ha  $\sigma_1$ -n kívül az összes többi  $\sigma_i$  értéke nulla, akkor periodikus a jel,  $PM = 1$ .

A mozgást könnyebb szabályosan elvégezni lassan. Ezért a szabályosságon kívül a végrehajtás sebességét is vizsgálni kell. Az ujjdoboló mozgást könnyebb gyorsabban végezni kisebb amplitúdóval, azaz ha nem emeljük az ujjakat magasra. A mozgás sebességét az amplitúdó és a frekvencia szorzatával jellemezzük:

$$amxfr = \frac{\sum_{i=1}^n \frac{A_i}{T_i}}{n}$$

ahol  $A_i$  az  $i$ . ujjdobolási ciklus amplitúdója cm-ben,  $T_i$  az  $i$ . ciklus periódusideje s-ban,  $n$  az adott idő (vizsgálatainkban 20 s) alatt végrehajtott ciklusok száma.

Ezek alapján az ujjdoboló mozgást minősítő paraméter (Finger-Tapping Test Score):

$$FTTS = (PM - 0.6) * amxfr$$

Az eddig kiértékelt több száz ujjdoboló mozgás tanulmányozása alapján 0.6 levonása azért szükséges, hogy a szabályosság és a gyorsaság azonos súllyal szerepeljen.

FTTS meghatározható minden ujjra. Egy kéz teljesítményét a mutató-, középső- és gyűrűs ujj FTTS értékének átlaga, a vizsgált személy teljesítményét pedig a két kézre kiszámított érték átlaga jellemzi.

Az ujjdoboló mozgást a kutatómunkában részt vevők már 1995 óta vizsgálják. Ebben a kutatásban a neurális betegségekben szenvedők aktuális állapotának vizsgálatára új mozgás-mintákat definiáltunk és elemeztünk. Az ujjdoboló mozgást referenciának használtuk.

Az ujjdoboló mozgásról készített felvételek kiértékelését az irodalomjegyzékben megadott publikációink mutatják be részletesen.

### 3. A hatszög teszt

Az ujjdoboló mozgást már korábban is vizsgáltuk, de a hatszög segítségével definiált tesztek ezen OTKA pályázathoz kapcsolódóan kezdtük el használni. Ezért ezt a tesztet részletesebben ismertetjük.

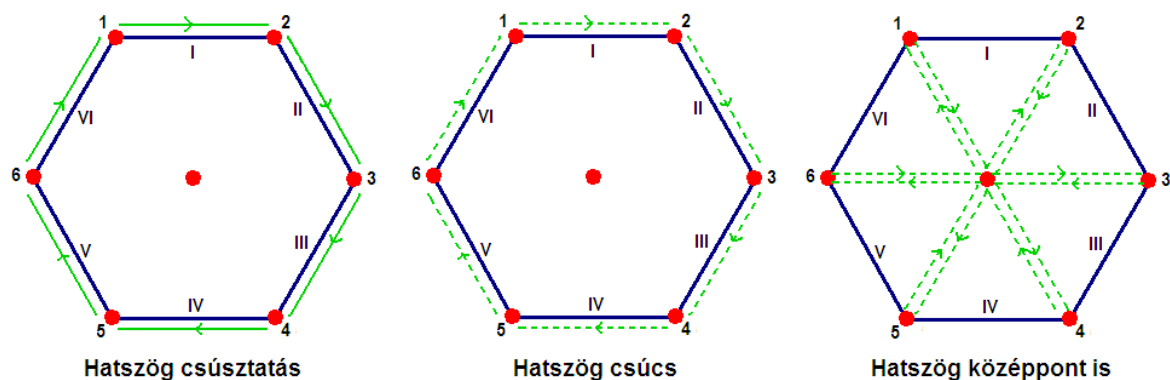
A kutatómunka során a hatszöghöz kapcsolódóan három mozgásmintát javasoltak a neurológusok a közös konzultációink során. Mindhárom mozgásminta az asztallapon megtalálható hatszögre épül. A három mozgásminta:

1. Hatszög csúsztatás
2. Hatszög csúcs
3. Hatszög középpont is

Mindhárom mozgásminta esetében

1. az adott minta egy kézzel történő mozgást ír elő,
2. a mutatóujj hegyével kell végrehajtani a feladatot,
3. a mutatóujj középső ujjpercére helyezett marker segítségével rögzíthető a mozgás,
4. az ábrákon látható 1-es jelű csúcsból indul a mozgás,
5. a mozgás az óramutató járásával megegyező irányban halad,
6. ha visszaér az alany az első csúcshoz, akkor a mozgást periodikusan folytatnia kell a felvételt készítő leállító utasításáig,
7. a felvétel 20 másodpercig tart,
8. a felvételt készítő utasítására kell kezdeni és befejezni a mozgást,
9. a kamera látóterében az asztallapon található két stabil markeren kívül csak egy, a mutatóujjon lévő marker lehet,
10. az alany a mozgás lehető leggyorsabb, legpontosabb elvégzésére kap utasítást,
11. a mozgást végző karját a mozgás során nem támaszthatja le az alany.

A hatszöghöz kapcsolódó mozgásmintákat a 3.1. ábra szemlélteti.



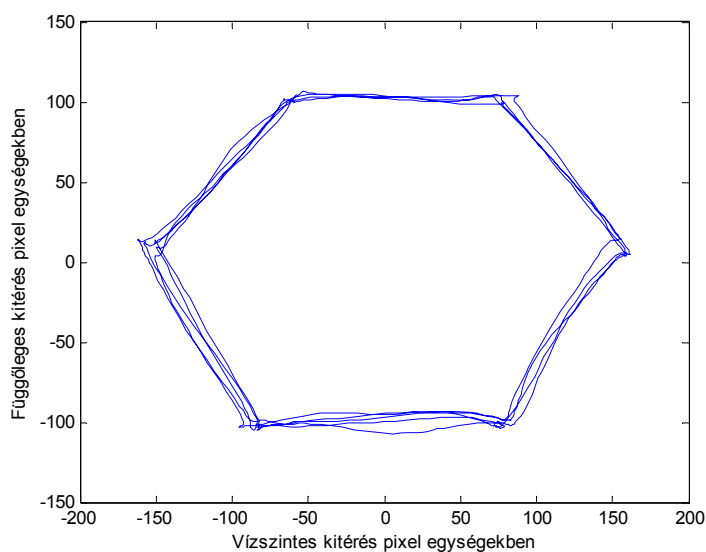
3.1. ábra: Hatszöghöz kapcsolódó mozgásminták.

Az ábrán látható zöld vonal a mozgásminta által előírt pályát jelöli. A mozgás az 1-es jelű csúcsonál kezdődik. A folytonos zöld vonal jelöli, hogy a mozgás a hatszög síkjában történik. A mérés során az alany a mutatóujját a hatszög oldalain a római számoknak megfelelő sorrendben kell végigcsúsztatnia. A mozgás csak a csúcspontokon állhat meg. A „hatszög csúcs” mozgás nem a hatszög síkjában történik. A feladat ebben az esetben az 1-es jelű csúcsponttól indulva a csúcspontok megérintése az arab számoknak megfelelően. A mutatóujj csak a csúcspontokon érinti a hatszög síkját, az átmeneti szakaszokon, az oldalak felett a hatszög síkja felett helyezkedik el. A „hatszög középpont is” mozgásminta esetében is a szaggatott zöld vonal a mutatóujj haladási irányát jelöli a hatszög síkja felett. Az ábrán látható módon a mutatóujj minden

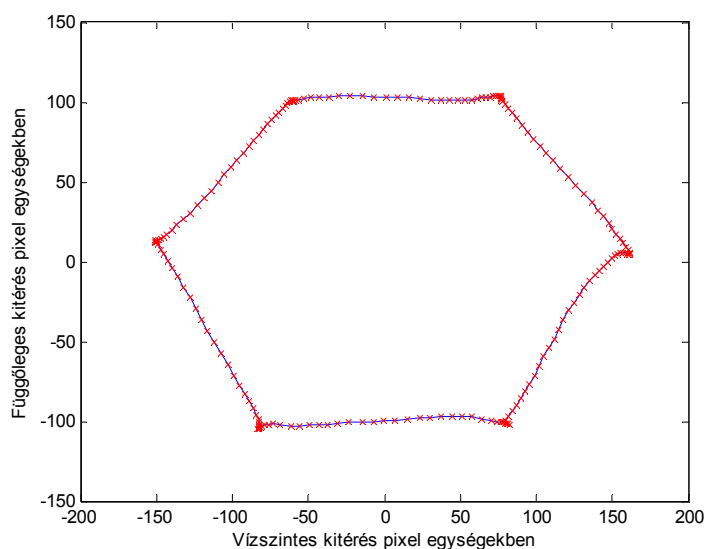


csúcspont érintés előtt a középpontot érinti. A hatszög síkját csak a csúcsokhoz és a középpont-hoz érve érinti az alany. Ezen mozgásminta szerinti gyors feladat-végrehajtás nagy figyelmet igényel, ennek a feladat komplexitása az oka.

A hatszög csúsztatás mozgásminta esetében a kamera szemszögéből látható, a mutató-ujjon lévő marker által befutott pályát a 3.2. ábra mutatja. Jól megfigyelhető, hogy a 20 másodpercig tartó felvétel alatt az egészséges alany körülbelül négy és fél periódus megtételére volt képes. Az ábrán az is jól látszik, hogy az egyenesek mentén történő mozgás - kevés kivételtől eltekintve - jól közelíti az egyenest. Az egyes periódusokban azonos élek mentén eltérő vonalon haladt a marker. Ennek oka a hibázáson kívül lehet az eltérő ujjtartás is, mivel az ujj dőlésszöge a kamera nézőpontjában befolyásolhatja a marker észlelt pozícióját, így ez önmagában nem hordoz információt. De, mivel a megcélzott mozgás minden periódusban az oldalak mentén egyenes volt, ezért az egyes periódusokban az oldalakra illesztett egyenestől való eltérés diagnosztikai értékű lehet, mivel feltételezhető, hogy az ujjtartás egy oldal mentén nem változik nagymértékben. A 3.3. ábra a 3.2. ábrán látható mozgás egy periódusából származik.



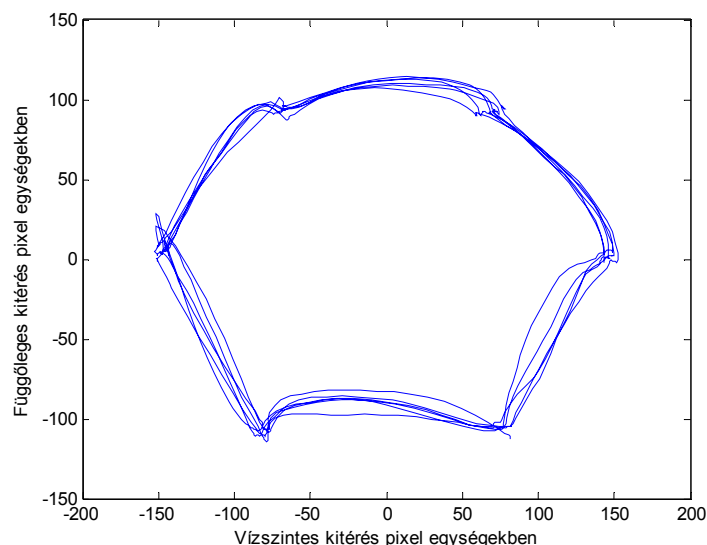
3.2. ábra: Egészséges alany bal kezének mozgásáról készült felvétel hatszög csúsztatás esetén.



3.3. ábra: Egészséges alany bal kezének mozgásáról készített felvétel egy periódusa hatszög csúsztatás esetén.

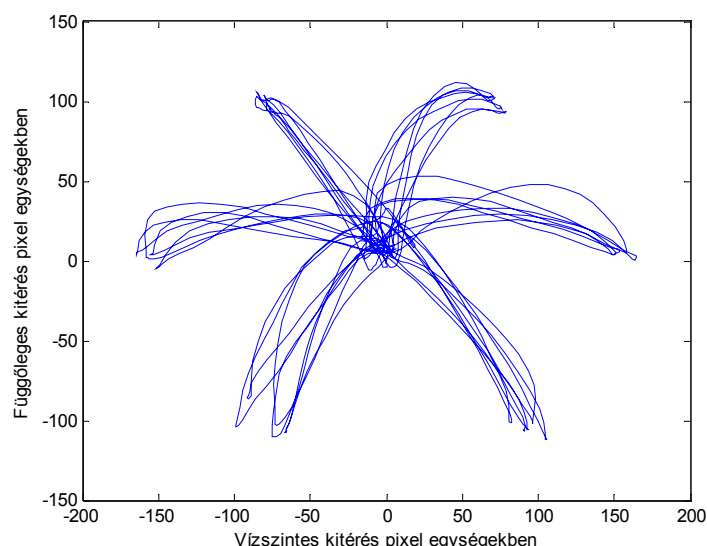
A 3.3. ábrán piros színű x-ek jelölik a mintavételi pontokat, azaz két szomszédos pont között 0,02s idő telik el. A pálya azon szakaszain, ahol ritkábban látható a piros jelzés, ott gyorsabb, ahol sűrűbben, ott lassabb volt a mozgás. Megfigyelhető, hogy a sarkok pontos érintéséhez a sarkok megközelítése esetében jelentős lassulás szükséges.

A 3.4. ábra a hatszög csúcs mozgásminta alapján készült felvétel esetén jeleníti meg a marker által befutott pályát. A felvétel a 3.2. és 3.3. ábrához tartozó egészséges alanyról készült. A marker szintén a bal kéz mutatóujján kapott helyet. A marker által befutott pályán látható, hogy az alany két csúcs megérintése között nem emelte magasra a kezét. Ez egyenes következménye annak, hogy az alany a lehető leggyorsabb végrehajtásra kap utasítást, így a mozgást vezérlő központja ennek megfelelően optimalizálja a mozdulatait, ami az alacsony kézemelet eredményezi. A PAM által készített videofelvételen megfigyelhető, hogy a kéz emelésének magassága nem szimmetrikus a két érintési pont között. A két pont közötti távolság 2/3 részéig emelkedik a kéz, majd csökken a csúcs érintéséig. (Ennek a 3.4. ábra alapján történő megállapítása komoly szakértelmet igényel!) Ez a jelenség a hatszög I és IV oldalai mentén figyelhető meg a leginkább, mivel ezek az oldalak látszanak vízszintesnek a kamera nézőpontjából. A hatszög síkjának érintési helyei, vagyis azok a helyek, amelyeket az alany akkor érintett meg, mikor az egyes sarkokat célozta, nem minden esetben megállapíthatók. A 3-as és 6-os sarok esetében a mozgás során látszódnak úgy pályaszakaszok, hogy a marker álló helyzetűnek tűnik. Ez abból adódhat, hogy a marker pályája egy szakaszon a hatszög síkjának érintési pontja és a kamera lencséje által meghatározott térbeli egyenesre esik. Ebben a helyzetben a marker álló helyzetűnek tűnik. Ez a probléma meredekebb emelkedés és leesés esetén nem volna jelentős, de ehhez a kéz magasabbra emelkedése lenne szükséges, ami ellen az szól, hogy bizonyos emelés előírása neurológusok szerint annyira korlátozná az alany természetes mozgásának jellemzőit, és így nagy befolyással lenne az eredményre. Ebből kifolyólag a mozgásminta ilyen irányú módosítását a konzultációk során elvetettük.



3.4. ábra: Egészséges alany bal kezének mozgásáról készült felvétel hatszög csúcs esetén.

A 3.5. ábra a hatszög középpont is mozgásminta alapján készült felvételből származik. A mozgást a tesztelt alany (akinek mozgását az előző ábrák is mutatták) a bal kezével végezte.



3.5. ábra: Egészséges alany bal keze felvétele hatszög középpont is esetén.

A mozgásminták közül a 3.5. ábrán látható a legösszetettebb. Gyors mozgás mellett nagy figyelem szükséges a feladat teljesítéséhez. A 3.5. ábrán jól megfigyelhető, hogy az alany 20 másodperc alatt számos periódust tett meg a feladat elhibázása nélkül. A hatszög csúcs mozgásminta esetében említett jelenség, miszerint egy mozgásban lévő markert közel állónak láthatunk bizonyos pontok környezetében, jelentkezik a hatszög középpont is mozgásminta alapján készült felvételek esetén is. Ebben az esetben a 4-es és 5-ös számú csúcsok, illetve a középpont környezetében jelentkezhet ez a hatás. A középpont esetében csak abban az esetben figyelhető meg, ha a marker az 1-es vagy 2-es csúcsokból, vagy csúcsok felé mozog, míg a 4-es és 5-ös csúcsok környezetében, ilyen szempontból minden mozgás kritikus. A feladat során gyakoriak az éles irányváltások, melyek gondot okozhatnak a mozgásukban korlátozott betegeknek.

A felvételeket a vizsgálat tárgyát képező mozgásmintáknak megfelelően készítettük el a Szent János Kórházban. A vizsgálatához a kórház Mozgásszervi Rehabilitáció Osztályának főorvosa, dr. Fazekas Gábor választotta ki a megfelelő beteg alanyokat.

A kórházban készült felvételek 12 agyérkatasztrófán átesett és 3 Parkinson kórban szenvedő alanyról készültek. Az agyérkatasztrófán átesettek életkora 33 évtől 83 évig terjed. Az átlagéletkoruk 60,9 év. Az átlagtól való négyzetes eltérés átlaga 13,6 év. A 12 főt 4 nő és 8 férfi alkotja. Az agyérkatasztrófa lokalizációja változó. A bekövetkezés időpontjától a vizsgálatig eltelt időben is nagy eltérések tapasztalhatók. A legkorábban bekövetkezett a 2000-es év végén, míg a legkésőbbi 2008 elején történt. Egy alanytól eltekintve az összes alany jobbkezes. A betegek között 5 esetben bal oldali, a fennmaradó 7 esetben jobb oldali érintettség lépett fel.

A Parkinson kórban szenvedő alanyok életkorai 56, 59 és 75 év. Mindhármuk neme férfi és jobbkezesek. Kettejük már több mint 18 éve szenved Parkinson kórban. Egyikük esetében a 2004-es évben lett diagnosztizálva a betegség. Hármuk közül csak az ő esetében figyelhető meg az oldalak közti mozgáskoordinációs különbség. A betegség a bal oldali mozgását jobban érinti.

A munka kezdeti szakaszában szabad szemmel figyeltük meg az egyes mozgások jellemzőit. A felvételeken jól látható, hogy a betegek többsége nem képes elérni az egészséges kontroll személyek sebességét. A sebesség növelése mindhárom mozgás esetén a csúcsok eltalálási pontosságának rovására történik. Ezért a globális leíró paraméterrel szemben támasztott követelmények között szerepel annak leírása, hogy a teljesített sebességhez viszonyítva milyen pontosan találja el az alany a csúcsokat. A sebesség a mozgás során nem állandó. Segítségét nyújthat az objektív értékelésben, ha a sebesség egyenletességét vizsgáljuk. Jelentőséggel bírhat az egyes oldalak menti sebesség, illetve a sebesség egyenletessége is. Az egyes érintési helyek körüli szórás is fontos részadatnak bizonyulhat.

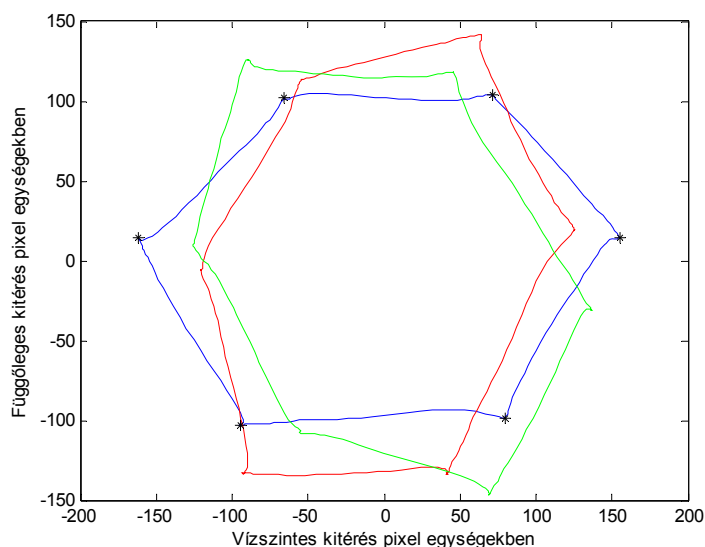
A betegek hatszög csúsztatás mozgásmintának megfelelő felvételei esetében gyakran megfigyelhető, hogy az oldalak menti mozgás csak nagyobb hibával közelíthető egyenessel. Ennek számszerűsítése is diagnosztikai jelentőségű lehet.

### A hatszög csúsztatás mozgásminta alapján készült felvételek kiértékelése

A hatszög csúsztatás mozgásminta – a többivel ellentétben – kvázi egy síkban történik. A mozgás elemzéséhez elengedhetetlen a mozgás periódusokra bontása, az egyes periódusok oldalakra bontása, valamint az egyes periódusok által rajzolt hatszög csúcsainak meghatározása.

A periódusokra bontás megkönnyítése érdekében a Descartes koordinátákról polár koordinátákra célszerű áttérni. Így, mivel a hatszög közepén található az origó, elegendő a szögkoordinátát vizsgálni a periódusok meghatározásához. Az átalakítás nem bonyolult, mivel a Descartes koordináták négyzetes közepe megadja a polár koordinátás felbontás sugár koordinátáját. A Descartes-féle rendszerben a vertikális és horizontális koordináták hányadosa segítségével megadható a polár felbontás esetében a szög koordináta.

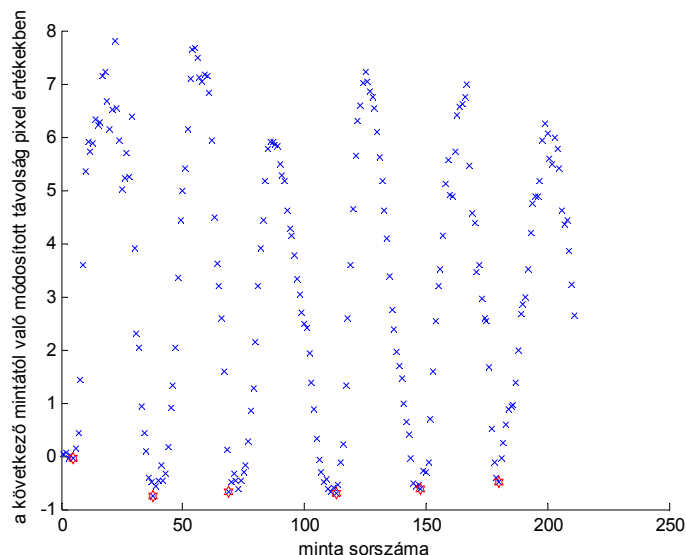
A mozgást periódusokra kell bontani. A bemenő paraméterek a koordinátákat tartalmazó vektorok. A feldolgozás során megtörténik a periódusokra a csúcsmeghatározás, két eltérő elven. Az első a szélsőértékek vizsgálatával történik. A mozgásmintának megfelelő mozgás esetén a szabályos hatszögről kapott kép csak kis torzulásokat szenved. A szabályos hatszög az egyik oldalára fektetve látszik. Ezért, ha a hatszöget középpontja körül  $\pi/3$ , illetve  $2\pi/3$  radiánnal elforgatjuk és a nem elforgatott esettel együtt mindhárom esetben a horizontális tengely mentén vizsgáljuk a szélsőértékeit, akkor azok a marker által befutott pálya csúcspontjaira esnek. Ezt szemlélteti a 3.6. ábra.



3.6. ábra: A csúcsok szélsőérték szerinti keresésének illusztrálása.

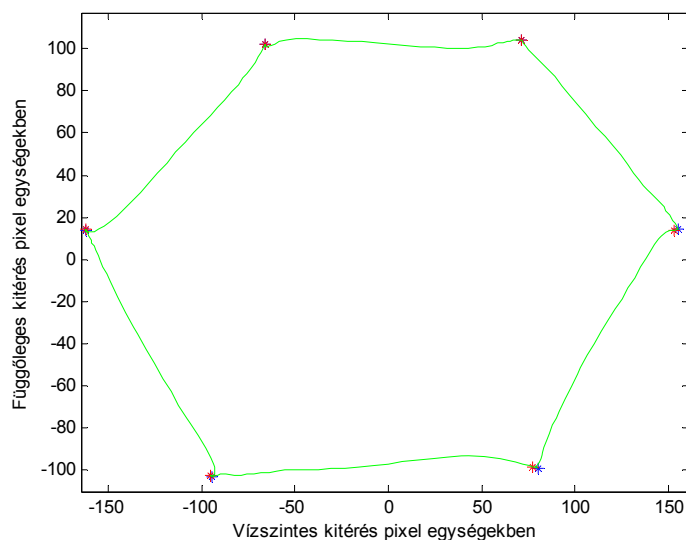
A 3.6. ábrán kék színnel látható a periódus nem elforgatott képe. Pirossal jelölt a  $\pi/3$  radiánnal, zölddel a  $2\pi/3$  radiánnal elforgatott periódus képe. A nem elforgatott perióduson fekete csillagok jelzik a módszerrel talált csúcshelyeket. Látható, hogy a csúcs közelében a marker pályája nem tekinthető két egyenes szakaszból álló formának. Ezért a szélsőértékek alapján keresett csúcsokon kívül a sebesség vizsgálatával is elvégeztük a keresést.

A csúcsok környezetében a mozgás az irányváltás miatt lelassul. A lassulás mértéke függ a csúcs megérintésének pontosságától, hiszen ebben az esetben az irány változtatása egy ív mentén történik, nem egy pontban, de a lassulás ebben az esetben is megfigyelhető. A mozgás sebességét a két szomszédos mintavételi pont távolsága jellemzi. A kapott távolság értékekből a későbbi feldolgozás céljából kivonva az értékek átlagának ötödét, a 3.7. ábrán látható módon alakulnak egy perióduson belül a módosított távolság értékek.



3.7. ábra: A minták közti módosított távolság értékek a minta sorszáma függvényében.

A 3.7. ábrán látható, hogy a marker sebessége erőteljesen hullámzó jelleget vesz fel a felvétel során. A csúcsok meghatározásánál azt feltételezzük, hogy a marker mozgása az irányváltoztatás pillanatában, a csúcspont felett a legkisebb. Ezért a távolság értékek lokális minimum helyeit az egyes lassítások környezetében a csúcspontoknak megfelelő pozíciókban veszi fel a függvény. Ezek a helyek láthatók piros színnel megjelölve a 3.7. ábrán.

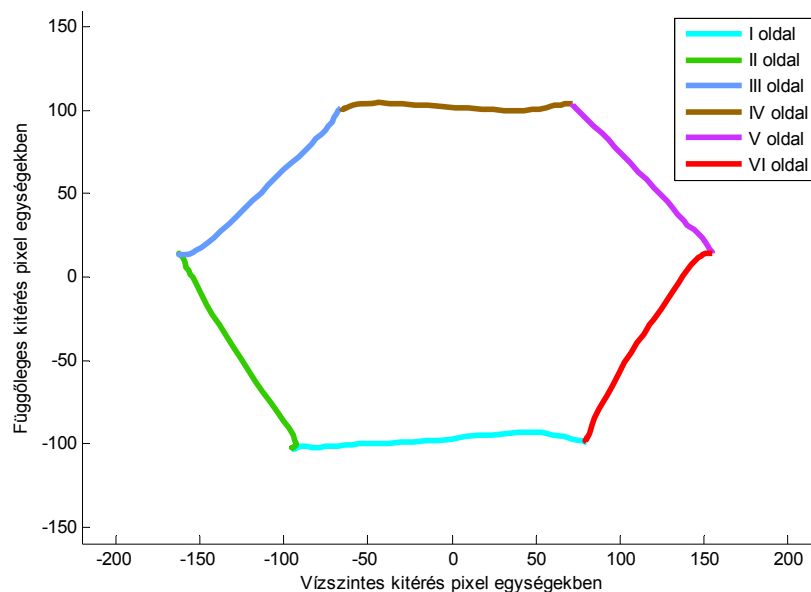


3.8. ábra: A két különböző csúcsmeghatározó módszer különbsége egészséges alany esetén.

A lokális minimumok helyei alapján azonosítja a függvény a megfelelő csúcskoordinátákat. Ezzel a lépéssel zárul le a sebesség alapján történő csúcshely vizsgálat. A két vizsgálat különböző eredményt ad. Ezt szemlélteti a 3.8. ábra. A zöld színű vonal a megjelenített periódusban a marker által befutott pályát jeleníti meg. A kék színű csillagok a szélsőérték kereséssel, a piros színű csillagok pedig a sebességből származtatott csúcshelyeket jelölik. A két módszer eredménye jól megfigyelhetően nagyon közel esik egymáshoz, a 4-es és 5-ös csúcsok esetében teljesen egymásba is esnek.

A marker pályájának csúcshelyei után, azok segítségével a periódus további szétdarabolása elvégezhető. Azokat a szakaszokat, melyek a hatszög oldalai mentén történő mozgásból származnak, meghatároztuk és külön tároltuk. A részfeladat megoldásához fontos eldönteni, hogy melyik módszerrel származtatott csúcskoordinátákat használjuk fel. A szélsőérték vizsgálá-

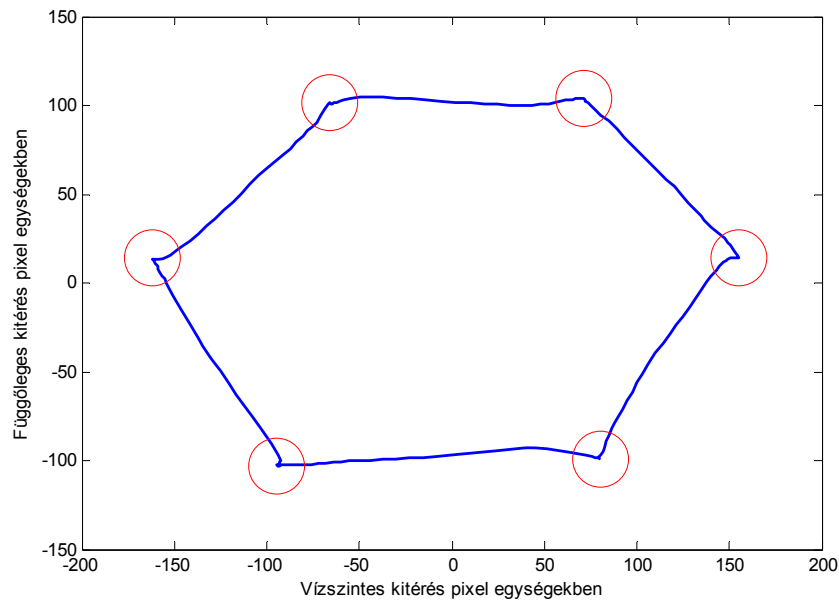
ton alapuló módszer mellett szól, hogy ez a módszer mindig eredményez hat pontot a megfelelő csúcsok közelében, de mivel a hatszög csúcsainak környezetében történik az irányváltás, ami kritikus pontja a mozgásnak, ez a rész gyakran annyira nehezen teljesíthető a betegek számára, hogy sűrűn vétének hibát. Ha ezen a területen letérnek a mozgásminta által kiszabott útról és csak a mozgásuk korrigálása révén jutnak el a csúcsba, akkor a szélsőérték vizsgálat helytelenül állapítja meg a marker pályájából származó csúcs koordinátáit. A sebességből származtatott csúskeresési algoritmussal meghatározott helyek esetén ez a hatás nem lép fel, de a sebesség változtatására az oldalak mentén nagyon érzékeny. Ha a vizsgálat alanya mozgása során az oldalak mentén lassít, és még a lassítással megegyező oldalon gyorsít, akkor ez a módszer hamis eredményt adhat. Ez a jelenség tapasztalataink szerint ritkábban fordul elő, de nagyobb hibát okoz, hiszen az egyik csúcshelyet az oldal mentén állapítja meg. Bár a szélsőérték keresésen alapuló módszer gyakrabban vét hibát, de mindig a csúcs környezetén belüli pontot talál meg, ezért az oldalakra bontás céljából az ilyen módon keresett marker pályájának csúcskoordinátáit használtuk fel.



3.9. ábra: Az oldalak szétválasztásának szemléltetése.

Az eredményül kapott oldalakat különböző színnel ábrázoltuk a 3.9. ábrán. Az ábrán található színmagyarázat a mozgásmintának megfelelő számozás szerint tünteti fel az oldalakat.

A következő lépésben az oldalakra illesztett egyeneseket határoztuk meg. A hatszög csúsztatás mozgásminta alapján készült felvételek esetében gyakori jelenség a hatszög csúcsai környezetében a lekerekítés. Megfigyelhető az is, hogy a marker nem egyből a megfelelő pályán indul el a csúcsból, hanem fokozatosan tér rá a hatszög oldalát követő útra.

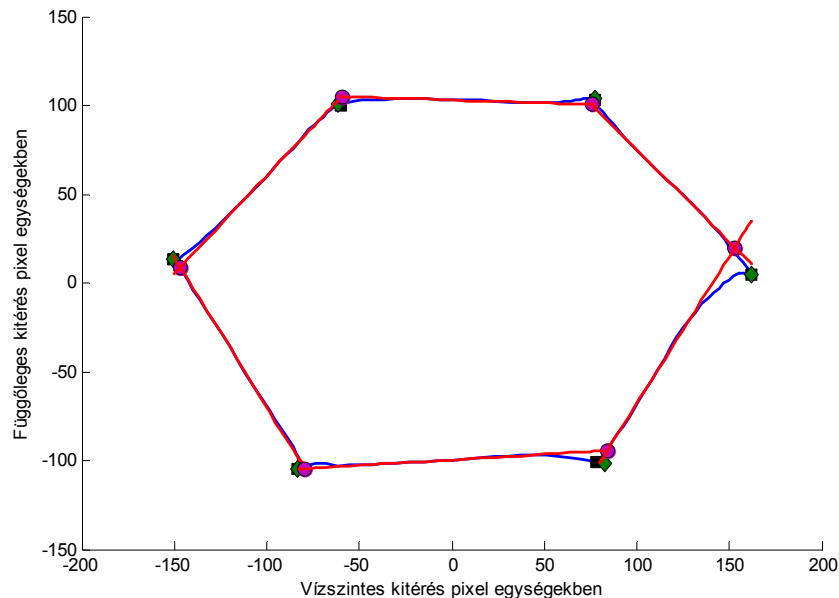


3.10. ábra: A csúcsokból indulva az egyenes pályára állás szemléltetése.

A 3.10. ábrán látható a csúcsok környékén jelentkező piros karikával jelölt fokozatos irányváltás. Ha az ezeken a szakaszokon lévő pontokat is azok közé vennénk, amelyekre illesztjük az egyenest, akkor az rontaná az illesztés hatékonyságát. Ezért azokat a pontokat, melyeknek a marker pályájából számított csúcsoktól, vagyis a bemenetként megadott oldal végpontjaitól mért távolsága nem haladja meg a 30 pixel egységet, kihagytuk abból a ponthalmazból, amelyre az illesztést végeztük. Ezzel az illesztett egyenes jobban tükrözi a hatszög oldala mentén történő haladást.

Következő lépésként az illesztett szomszédos oldalhoz tartozó egyenesek metszéspontjait határoztuk meg. Ezek a pontok jelentik azokat a helyeket, ahol a mozgás az oldalak mentén történő haladásnak megfelelően folytatódna a csúcsok közelében is. Így ezek a pontok is kezelhetők csúcspontokként.

A 3.11. ábrán kézzel van feltüntetve a marker pályája a mozgás egy periódusában. A piros egyenes szakaszok az illesztett egyenesek. Az ábrán látható mindhárom csúcs-meghatározási módszer eredménye. A szélsőérték vizsgálatára alapuló módszer eredményeként kapott pontokat a zöld színű deltoid jelöli. A sebesség megfigyeléséből származó pozíciókban fekete négyzet, az illesztett egyenesek metszéspontjaiban a lila kör található.



3.11. ábra: A marker pályája, az illesztett egyenesek és a származtatott csúcshelyek.

### A felvételek kiértékelése

Az általunk kidolgozott paraméterek összességükben képesek a mozgás kellően részletes leírására. Javaslatot teszünk egy globális paraméterre, amely egyetlen numerikus érték, és alkalmas a vizsgált személy mozgáskoordinációjában bekövetkező változás minősítésére. A korábbi kutatómunka során meghatározott paraméterek validálását is elvégeztük.

A „hatszög csúsztatás” mozgásminta esetében a vizsgálandó paraméterek:

1. A mozgás átlagsebessége
2. A mozgás sebességének egyenletessége
3. A marker pályájának az oldal menti szakaszára illesztett egyenestől való eltérés
4. A csúcspontok környezetében az előírt pálya lekerekítésének mértéke
5. A csúcspontok környezetében a lassítás mértéke

### A mozgás átlagsebessége paraméter vizsgálata

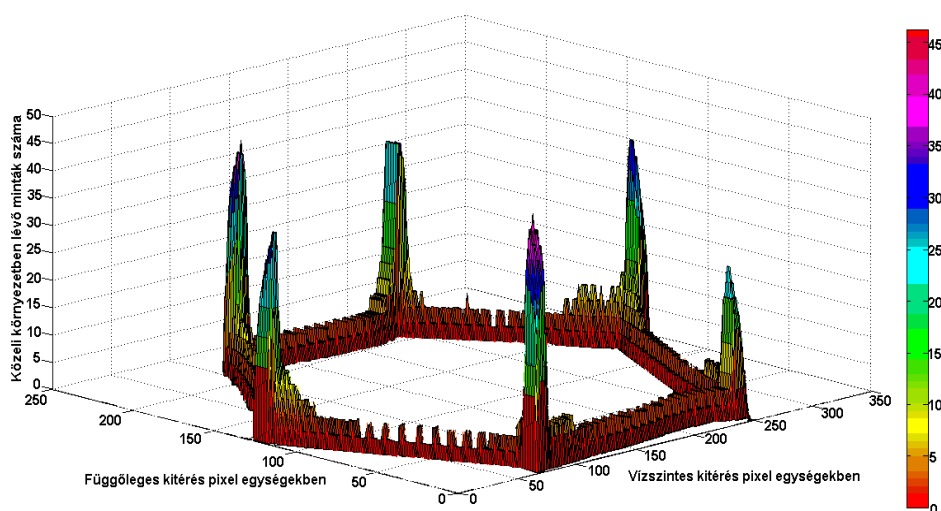
A paramétereket neurológusok és mérnökök közösen definiálták. A Szent Imre Kórházból dr. Harcos Péter főorvos és dr. Grosz Zoltán, a Szent János Kórházból dr. Fazekas Gábor főorvos biztosította a kutatáshoz szükséges orvosi szakértelmet. Konzultációk során megvizsgáltuk az elkészített felvételeket. A kutatás kezdete óta használt paraméterek két csoportra bonthatók. A jellemzők egyik csoportja a mozgás sebesség jellemzőit vizsgálja, a másik a feladat végrehajtásának pontosságát írja le. *A neurológusok a betegek mozgásának leírásában egyértelműen a pontosságnak tulajdonítanak nagyobb szerepet.* A sebességbeli különbségeket nem tartják meghatározónak, ezért a mozgás átlagsebessége paramétert a globális paraméterhez közvetlenül nem használtuk fel. Helyette az átlagsebesség leírására alkalmas, sokkal durvább paramétert, a megtett periódusok számát vettük figyelembe.

### A mozgás sebességének egyenletessége paraméter vizsgálata

A mozgás sebességének egyenletessége az oldalak mentén való vizsgálat esetében adhat képet arról, hogy az adott oldal mentén milyen mértékben okozott nehézséget az alanynak a mozgás. Ezt a paramétert a korábbi vizsgálatok során a sebesség szórásának és az átlagsebességnek a hányadosaként állítottuk elő. A paraméter felülvizsgálatakor az egészséges alany mozgását vettük alapul. Ebben az esetben a csúcsból kiindulva fokozatos gyorsulás tapasztalható. Mivel az alany a pontos végrehajtást kapta feladatul, ezért igyekszik a következő csúcst pontosan meg-

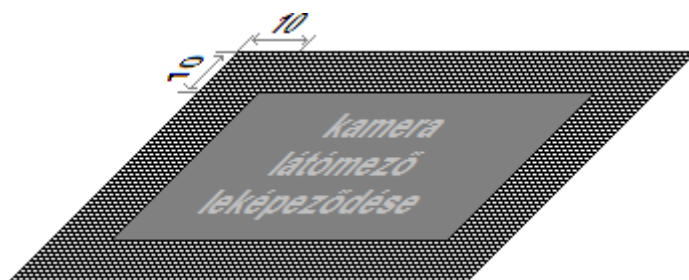


érinteni, ennek érdekében a csúchoz közelítve lassítja a mozgást. Az ilyen mozgást a korábban alkotott paraméter nem minősíti megbízhatóan a sebesség nagy szórása miatt. Ezért az oldalak menti sebesség vizsgálata céljából új paramétert definiáltunk. Ehhez elkészítettünk egy háromdimenziós ábratípust (3.12. ábra) melyek jól megfigyelhetővé tették a sebesség értékeket a mozgás pályája mentén.



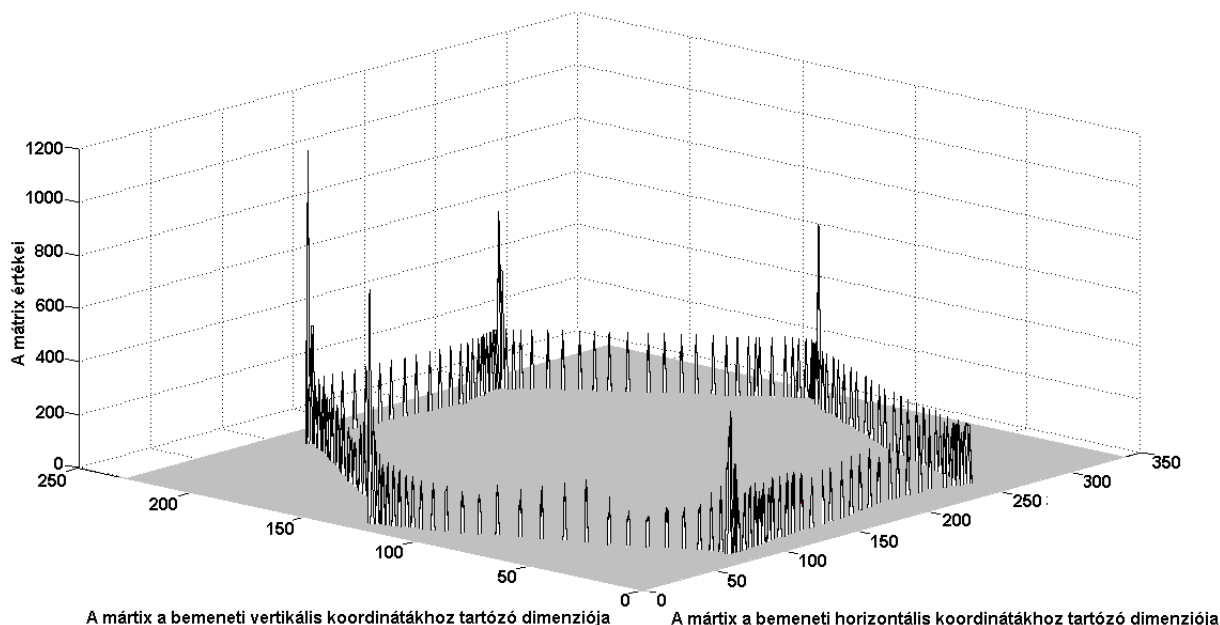
3.12. ábra: A sebesség megfigyelésére alkalmas „vár” alakú ábra.

Az ábrákat készítő függvény a mozgás egy periódusának koordinátáit használja fel, és az ezeknek megfelelő eredményt rajzolja ki. A bemeneti koordinátákat konstans ofszettel eltolja úgy, hogy minden koordináta nagyobb legyen 0,5-nél. (Erre azért volt szükség, mert a Matlab programban a mátrixok indexelése nem 0-tól, hanem 1-től kezdődik.) A függvény létrehoz egy mátrixot, melynek mérete a bemenő koordináták maximumainak függvénye és kezdetben minden eleme zérus értékű. A mátrix méretét a függvény úgy választja ki, hogy a kamera által rögzített kép pixeleinek a mátrix megegyező elrendezésű pontjait felelteti meg, de a mátrix első és utolsó 10 sorába és oszlopába nem képezheti a kamera által felvett képet. Így a kamera látóterét a leképeződés után egy 10 elem széles „keret” határolja. Ennek szemléltetése látható a 3.13. ábrán.



3.13. ábra: Az alkalmazott mátrix felépítése.

Következő lépésben a függvény sorra veszi a bemeneti koordinátákat és a koordináták értékeit egésze kerekíti. Az adott mintavételhez tartozó horizontális és vertikális koordináták egésze kerekített értékeinek megfelelő indexek használatával a létrehozott mátrix megfelelő elemét megnöveli eggyel a függvény. A koordinátákon végighaladva a mátrix végleges formába kerül, az értékei kirajzolásával a 3.14. ábrát kapjuk.



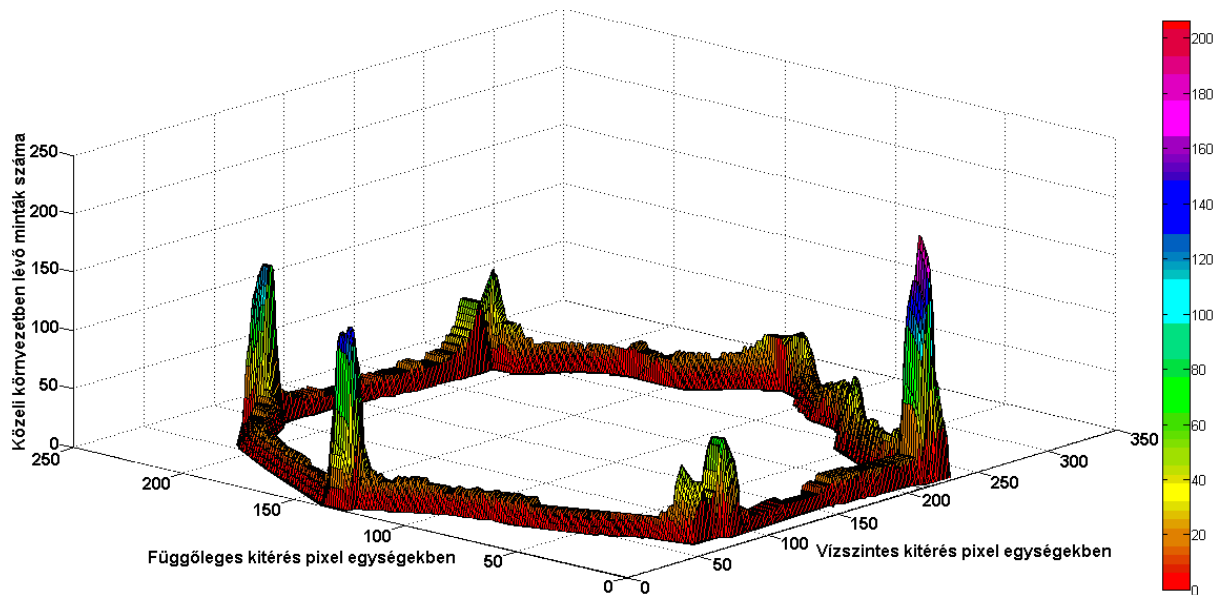
3.14. ábra: A számításhoz használt mátrix ábrája.

A kapott ábra még mindig nem eléggé informatív, mivel nem látható jól, hogy a befutott pálya mely szakaszain milyen sebességgel haladt a marker. Ahhoz, hogy ez megfelelően megfigyelhető legyen a mátrix elemein átlagolást kell végezni. Az eredeti mátrixot „M” betűvel, az átlagolás eredményét tartalmazó mátrixot „N” betűvel jelölve az átlagolás az alábbi képlet szerint végezhető:

$$\underline{N}(i, j) = \frac{1}{81} \sum_{k=(i-4)}^{(i+4)} \sum_{l=(j-4)}^{j+4} \underline{M}(k, l) \quad (1)$$

Mivel az információt a mátrix a „kereten” belül tárolja, ezért elegendő csak erre a részre elvégezni az átlagolást. A kamera képének leképeződése és a keret közti lehető legsimább átmenet elérése érdekében mégis  $5 \leq i \leq (10 + \text{xmax})$  és  $5 \leq j \leq (10 + \text{ymax})$  tartományokra kell elvégezni az (1) képletben megadott műveletet. A tartományok megadásánál „xmax” és „ymax” a marker pályája pontjai horizontális és vertikális koordinátáinak maximuma. Ez az átlagoló eljárás ad lehetőséget arra, hogy a sebességet ne csak a mintavételi helyeken, hanem a marker által befutott egész pályán megfigyelhessük. A Matlab a mátrix azon tagjainak, melyek nem kaptak értéket a képlet használata során, nullát ad értékül. Ezek az „i” és „j” által fel nem vett indexű elemek. Az „i” és „j”, mivel mátrix indexeiről van szó, csak pozitív egész értékű lehet. Az összefüggéssel kapott eredmény illusztrálása látható a 3.14. ábrán. Az eljárásból következik, hogy a grafikonról leolvasható értékek a marker által befutott pálya egyes szakaszain a mozgás sebességével arányosak, mivel egy területen akkor tapasztalhatunk nagy mintaszámot egyenletes mintavételezés és a „hatszög csúsztatás” mozgásminta alapján végzett mozgás mellett, ha a területen a marker mozgása lassú volt. A 3.14. ábra egészséges alany felvételéből készült. Megfigyelhetők rajta az előzetes elvárások, amelyek az oldalak menti sebesség értékek alakulását becsülték. A csúcsból indulva a mozgás hirtelen gyorsul, majd a gyorsulás üteme lelassul. A következő csúcs közelébe érve, a csúcs helye pontos eltalálásának érdekében lassít az alany. A csúcsokban tölti el a legtöbb időt, itt találhatóak a „vár” alakzat „tornyai”.

Megfelelő paraméter meghatározása érdekében szükséges betegkről készült felvételek esetén is vizsgálni a „vár” alakzatot.



3.15. ábra: Betegről készült felvétel esetén a „vár” alakzat.

Az egészséges alany felvételéből készült 3.14. ábra és a beteg alany felvételéből származó 3.15. ábra között számos különbség figyelhető meg. A legszembevetőbb, hogy a 3.14. ábrán a csúcspontok helyein kimagasló „toronyok” a 3.15. ábrán nem minden csúcspont helyén magasodnak ki ugyanolyan mértékben. Megfigyelhető a beteg alany felvételéből készült ábrán, hogy egyes csúcsok esetében a csúcsok helyeinél két egymásba olvadó „torony” látható. Ezeken a helyeken az alany a haladási irány szerinti első helyen megáll, majd korrigál a megállás helyén. Egyes oldalak mentén (főként a VI. oldal esetében) a sebesség egyenetlensége következtében kisebb „toronyok” láthatók.

A definiált paraméter fő feladata, hogy a beteg és egészséges alany eltérő mozgásából adódó, az ábrákon megjelenő különbségeket leírja. Így a megfelelő paraméter keresésekor is erre törekedtünk. A beteg alany felvételének ábráját összevetve az egészséges felvétellel szembevetjük, hogy míg a 3.14. ábra esetében a „z” irányú tengely menti értékek a  $[0; 50]$  intervallumba, addig a 3.15. ábra esetében ezek az értékek a  $[0; 250]$  intervallumba esnek. Ennek oka, hogy a beteg lassabb mozgása következtében több mintavételi pont jut egy mátrixelembe tartozó területre, így a mátrix értékei nagyobbak lesznek, amik nagyobb „z” irányú értékeket eredményeznek. Ezek átlaga megfelelő mérőszáma lenne a sebességnek, de a neurológusok a sebességet a pontosság mellett csak másodlagos jellemzőnek tartják. A sebesség leírására ezért kevésbé finom felbontást adó paraméter is elegendő. A teljesített periódusok számát használtuk a sebességet jellemző részparaméterként. A két ábra (3.14. és 3.15.) és a hasonló állapotú betegekről és egészséges alanyokról készült ábrák összehasonlítása során azt tapasztaltuk, hogy egészségeseknél a „vár” alakzat „toronyai” sokkal inkább kiemelkednek az oldalak menti „fal” részekből. A csúcspontokban a lassulás természetes, mivel ott történik az irányváltás. Megfigyeléseink szerint a csúcspontok környezetében történő mozgás eltérő jelleget mutat egészséges és beteg alany esetében. A csúcspontok pontos megérintése érdekében szabályos mozgást végző alanyok lassítottak az oldal végső szakaszán. Ugyanez megfigyelhető betegeknél is azzal a különbséggel, hogy nekik hosszabb útra volt szükségük a pontos célzáshoz. A csúcspontból történő kilépés esetén is tapasztalhatók különbségek. Egészséges alanyoknak kevesebb útra van szüksége ahhoz, hogy felgyorsuljanak anélkül, hogy elhagynák a mozgásminta által előírt pályát. Mivel ez a jelenség nagyon gyakran megjelent, ezért fontos egy olyan részparaméter definiálása, amely leírja az oldalak menti sebességváltozás jellegét. Ezért miután az oldalakhoz tartozó koordináták adóttak voltak az előfeldolgozás eredményeképpen, ezeket felhasználtuk.

## **A marker pályájának az oldalakra illesztett egyenestől való eltérése paraméter felülvizsgálata**

A „hatszög csúsztatás” mozgásminta alapján történő mozgásban a legkevesebb nehézséget beteg alanyok esetében az oldalak menti mozgás jelentette. A paraméter megalkotásával azt kívántuk figyelembe venni, hogy a könnyebben teljesíthető szakaszokon a mozgás pontosságában jelentkeznek-e különbségek beteg és egészséges alanyok között. Az eredeti paraméteren a jobb leíráshoz pontosítani kellett. A „hatszög csúsztatás” mozgás során a csúcspontokba érve gyakran megváltozik az alany kéztartása, mivel a haladás iránya is megváltozik. A kéztartás az oldal mentén csak kis mértékben változik, így pontosabb eredmény érhető el azzal, ha az illesztést nem az oldalakat alkotó összes pontra végezzük el, hanem a csúcspontokhoz közeli pontokat kihagyjuk az illesztésből és a későbbi különbség számításból is.

## **A csúcspontok környezetében az előírt pálya lekerekítése paraméter vizsgálata**

Erről a paraméterről is mérnökök és neurológusok konzultációja döntött. A neurológusok úgy gondolták, hogy a csúcspontok környezetében az előírt pálya lekerekítésének diagnosztikai jelentősége nincs. Arra a következtetésre jutottunk, hogy a lekerekítés a mozgásminta által előírtak hibás értelmezésének a következménye. A lekerekítésből adódó, mozgásmintától való eltérés leírására a sebesség vizsgálatával keletkező paraméter alkalmas, így külön a csúcspontok környezetében történő pálya lekerekítésének mérése felesleges.

## **A csúcspontok környezetében a lassítás mértéke paraméter vizsgálata**

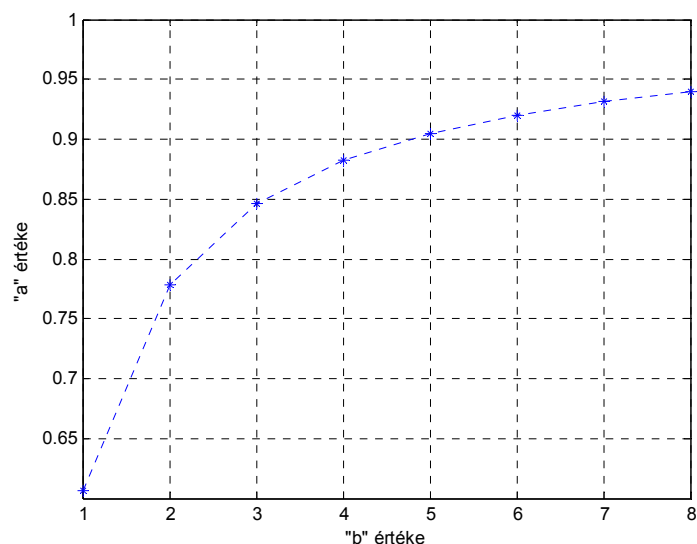
A paraméter létrehozásával a cél a csúcspontokhoz közeledő mozgás lassulásának és a csúcsponttól távolodó mozgás gyorsulásának leírása volt. Ezt elvégzi a sebesség jellegét vizsgáló függvény által adott paraméter, így ennek külön vizsgálata a mozgás leírásában feleslegesnek bizonyult.

## **Javaslat globális paraméterre a „hatszög csúsztatás” mozgásminta alapján készített mozgás leírására**

A már említett mozgásleíró jellemzők mellett minden csúcspont esetén kiszámítottuk a feltételezett csúcspont és a pálya csúcspontjának horizontális és vertikális eltérését is, melyeknek a szórását használtuk fel. Ezek írják le a csúcspontok eltalálási bizonytalanságát. Az összes eddig alkotott paramétert számba véve *az oldalak középső szakaszára illesztett egyenestől való eltérés, a csúcspontok eltalálásának pontossága és a sebesség jellegének vizsgálata bizonyult a mozgás leírásának leghatékonyabb eszközének.* Ezek felhasználásával állapítottuk meg a mozgás leírására alkalmas paramétert. A mozgás pontatlanságát leíró paramétereket egy azokat együttesen leíró paraméterben egyesítettük (értékeiket összeszorozva). A mozgás sebességéből származó paraméter esetében nem csak a sebesség oldalak menti jellegét, hanem a megtett periódusok számát is figyelembe kellett venni, hiszen nagyobb sebességgel ugyanazon feladat megegyező pontosságú végrehajtása jobb mozgáskoordinációs készséget mutat. Ugyanakkor megfontolandó, hogy a sebesség növelése egy határon túl rontja a feladat végrehajtási pontosságát, ezért nem engedhető meg, hogy a mérés eredményképp kapott magas pontszám a kimagaslóan nagy sebességből adódjon.

$$a = e^{\frac{-0,5}{b}} \quad (2)$$

A képletben szereplő „b” a periódusok száma. Az „a” a későbbi számítások során felhasznált érték. A 3.16. ábrán megfigyelhetők a képlettel leírt függvény értékei, ha a periódusok száma 1-től 8-ig terjed.



3.16. ábra: A periódusok számának transzformációjára használt függvény.

Az egy periódust nem elérő mozgások esetében a páciens vagy nem értette meg a mozgást, vagy extrém súlyos esetről van szó, így további analízisre nincs lehetőség. Ezekben az esetekben a lehető legrosszabb minősítést kapja az alany.

Tapasztalataink szerint egészséges alanyoknak a mozgás során rendelkezésre álló 20 másodperc maximálisan 6 periódus megtételére elég. A sebesség leírására alkalmas paramétert a sebesség jellegét leíró és a periódusok számából eredő érték felhasználásával állítjuk elő, a két érték szorzataként.

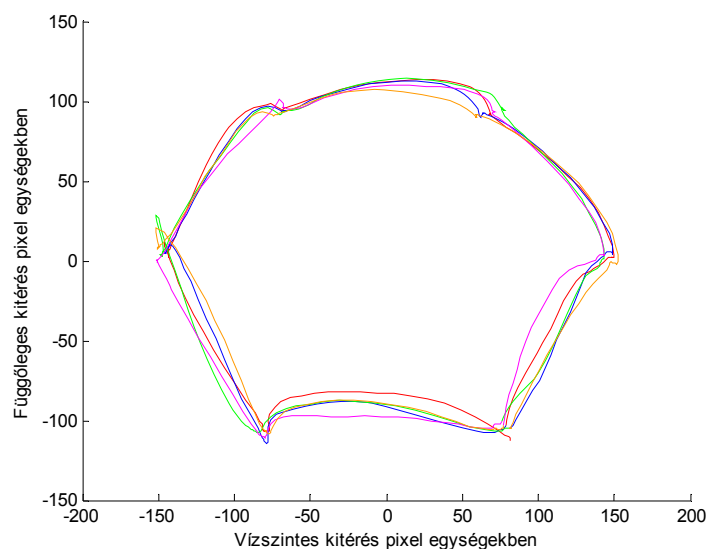
A sebességből és a pontatlanságból eredő leíró paramétereket is egyesíteni kellett egy globális, az egész mozgást jellemző paraméterré. Ezt a (3) képlet alapján valósítottuk meg.

$$gp = \frac{sp}{1 + pp} \quad (3)$$

A képletben szereplő „gp” a globális paraméter, az „sp” a sebességből származó paraméter és a „pp” a pontatlanságból származó paraméter. A globális paramétert HSTC (Hexagon Slide Test Score) névvel jelöljük a továbbiakban.

### A „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készült felvételek kiértékelése

A „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készült felvételek elemzésekor hasonlóan járunk el, mint a „hatszög csúsztatás” esetében. Ennek oka, hogy már a „hatszög csúsztatás” mozgásminta alapján készült felvételek értékelése során tapasztaltuk, hogy az elemzést nagymértékben elősegíti a mozgás periódusokra bontása, majd a periódusokon belül az egyes oldalak menti mozgások külön történő vizsgálata. A kiértékelés bemutatása során látható ábrák egészséges alanytól származnak.

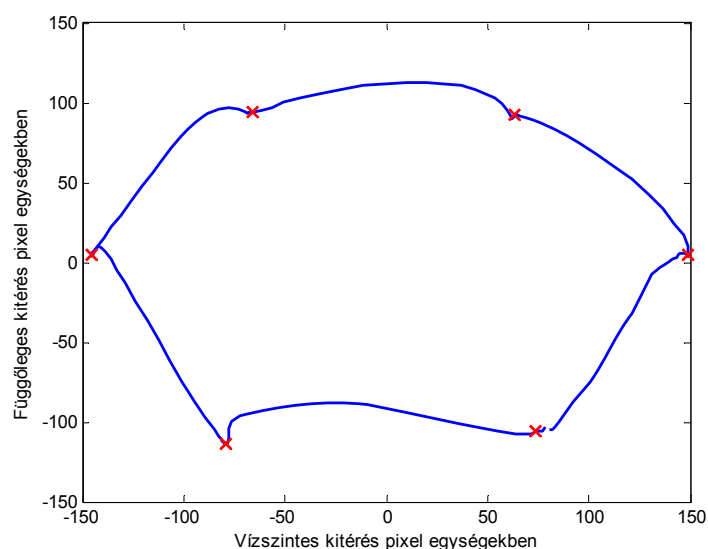


3.17. ábra: A periódusokra bontás eredménye „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készített felvétel esetén.

A 3.17. ábrán látható a periódusokra bontás eredménye. Minden periódust más színnel ábrázoltunk, így elkülöníthető az öt periódus.

### Az érintési pontok meghatározása

A mozgásminta előírja a hatszög síkjának érintését a hatszög csúcspontjaiban. A feladat teljesítése pontosságának mérése céljából elengedhetetlen az érintési pontok meghatározása. Ahogy a 3.18. ábra is mutatja ebben az esetben, mivel a kéz elemelkedik a hatszög síkjából, a szélsőérték keresésen alapuló vizsgálat nem lehetséges.



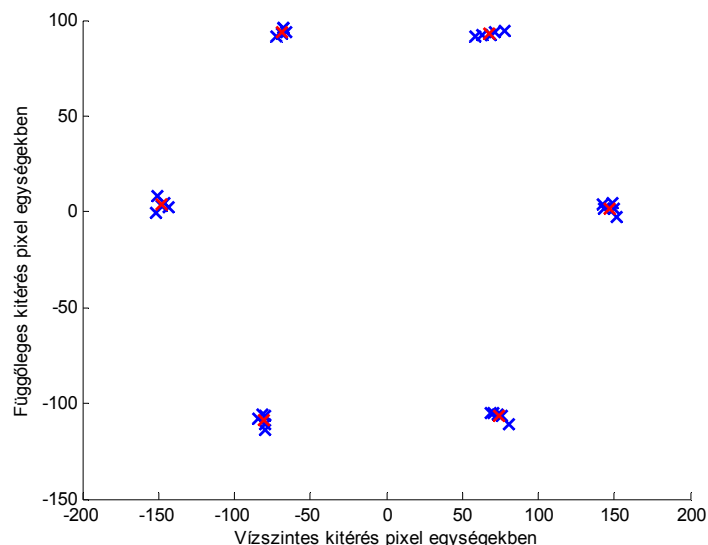
3.18. ábra: „Hatszög csúcs” mozgásminta alapján készült felvétel egy periódusa és a meghatározott érintési pontok.

Az egyenes illesztésből származtatott csúcspontok a mozgásminta tulajdonságai miatt biztosan nagy hibával közelítenék az érintési pontokat. A mutató mozgás miatt az érintési pontokon a mozgás megáll egy rövid időre. A „hatszög csúsztatás” mozgásmintával ellentétben a „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készült felvételekben nem tapasztalható az oldal menti mozgások során az, hogy megáll a marker mozgása. Ennek oka, hogy csúsztatás esetén az alany az oldal mentén is tud pihenni a mozgás során, mivel az ujjá ekkor is a plexi lapra támaszkodik. Mu-

tató mozgás esetében ez a helyzet nem fordulhat elő, mivel az oldalak menti mozgás során az alany ujjja a plexi lap felett helyezkedik el. Ebből adódóan jobb eredménnyel használható a sebességen alapuló csúskeresés a mutató mozgások esetében, mint csúsztatásnál. Az érintési pontok meghatározásának eredménye látható a 3.18. ábrán. Látható, hogy az alany nem emelte magasra a kezét, de az érintési pontok helyei így is meghatározhatók.

### Az egyes periódusokban meghatározott érintési helyekből származtatott átlagos érintési pontok

A különböző periódusokban meghatározott azonos sorszámú csúcs közelében lévő érintési pont koordinátáinak átlagával pontosabb képet kaphatunk az adott csúcs pontos helyéről. Ennek érdekében a megfelelő érintési pontok horizontális és vertikális koordinátáinak átlagát vettük, ezek az átlagoknak megfelelő koordináták pontosabb közelítést adnak a csúcs helyére.

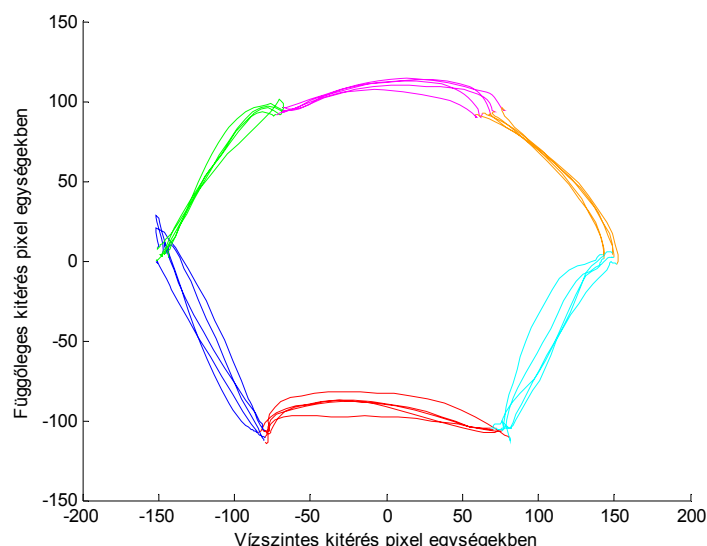


3.19. ábra: Az érintési pontok és a megfelelő koordinátáik átlagából számított csúcshelyek.

A 3.19. ábrán látható kék színű „X” jelekkel vannak feltüntetve az összes teljesített periódusból meghatározott csúcspont koordináták. Piros színű „X” jelekkel az ezekből a koordinátáik átlagával származtatott csúcspontok koordinátái láthatók.

### Az egyes oldalak menti mozgások elkülönítése

Az egyes periódusokon belül szükség volt az oldalak fölötti mozgás elkülönítésére. Ezek a marker pályájából meghatározott két szomszédos érintési pont közti minták. Az oldalak fölötti mozgás koordinátáira a további feldolgozás miatt volt szükség. A mozgásra jellemző átlagos periódus meghatározása volt a cél. Ehhez az egyes periódusokban a megegyező sorszámú oldalak fölötti mintákat kellett átlagolni. A feladat során nehézségek léptek fel, mivel az átlagolandó oldalak kezdő- és végpontja nem megegyező helyre esett, az egyes periódusokban az adott oldal mentén eltérő mennyiségű minta volt és az egyes periódusokban az oldalak mentén a minták elhelyezkedése is nehezítette az átlagolást, mert a legtöbb esetben az adott minta horizontális koordinátájával megegyező másik periódusban azonos oldal menti mozgás során keletkezett mintavételi pont nem található.



3.20. ábra: A „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készített felvétel oldalakra bontása.

Az oldalakra bontás eredménye a 3.20. ábrán látható, mely a teljesített periódusokat jeleníti meg. Piros színnel az 'I' oldal, kék színnel a 'II' oldal, zöld színnel a 'III' oldal, magenta színnel a 'IV' oldal, narancsszínnel az 'V' oldal és világoskék színnel a 'VI' oldal látható.

### Az átlagos periódus meghatározása

A már említett nehézségek miatt a feladattal szemben engedelményeket kellett tenni. Nem az oldal teljes hossza mentén hajtjuk végre az átlagolást. Az egyes oldalak mentén meghatározzuk a mintavételi pontokat, amelyek adott horizontális koordinátákat jelentenek. A mintavételi pontokat a hatszög oldala mentén egyenletes elhelyezkedéssel választjuk ki. A hatszög csúcspontjait a már kiszámított, átlagolással nyert érintési pontokkal közelítjük. Ezek felhasználásával az oldalak látszólagos hosszát ki lehet számítani. Ahhoz, hogy a felvételen különböző hosszúságú oldalak mentén a program egyenletesen hajtsa végre a mintavételezést, az oldal hosszával arányosan kell megadni a mintavételi pontok helyét. Az oldal hosszának kiszámítása mégis felesleges, mivel a geometriai szabályok miatt elegendő az oldalt határoló átlagolt érintési helyek horizontális koordinátáinak különbségével számolnunk és ennek arányában megadni a mintavételeknek megfelelő horizontális koordinátákat. Az oldalak mentén 8 mintavételi helyet alkalmaztunk, amelyek kiszámítására a (4) képletet használtam:

$$mvx(i) = (ep2x - ep1x) \frac{i}{9} + ep1x \quad (4)$$

A (4) képletben szereplő „mvx” a mintavételi helyeket tartalmazó vektor, az „ep2x” az oldal haladási irány szerinti utolsó pontja, azaz a határoló csúcspont horizontális koordinátája, melyeket az érintési pontok megfelelő átlagolásából származtattunk, az „ep1x” az oldal haladási irány szerinti első pontjának horizontális koordinátája. A képletben szereplő „i” az oldal menti mintavételi pont sorszáma, amelynek értéke csak egész szám lehet 1 és 8 között a határokat megengedve.

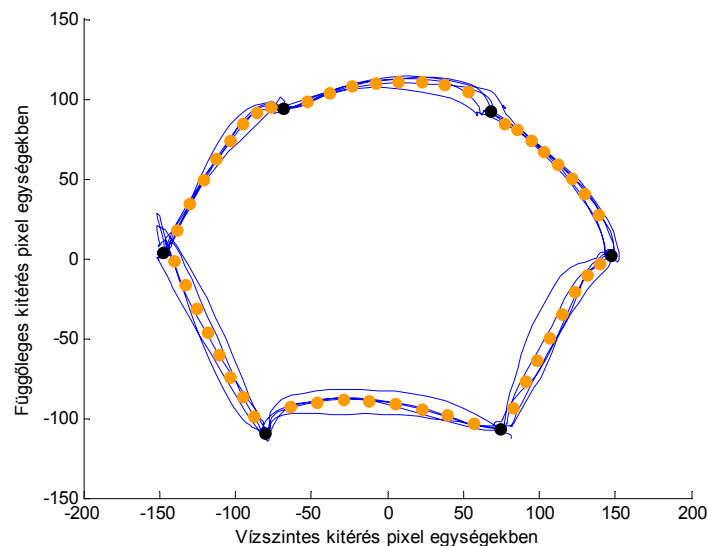
Az oldalak menti mintavételi pontok ismeretében a következő lépés a mintavételi értékek meghatározása. Ebben a részfeladatban a nehézséget az jelentette, hogy az egyes mintavételi horizontális koordinátákhoz az oldal mentén többnyire nem tartoztak az oldalt alkotó pontok. Megoldásképp azokból a pontokból származtattuk a mintavett értékeket, melyek közvetlenül közrefogják a mintavételi helyet. A mintavett értéket az (5) képletet használva kaptam meg.



$$mvy(i) = (mvx(i) - x1) \frac{y2 - y1}{x2 - x1} + y1 \quad (5)$$

Az (5) képletben szereplő „mvy” az „mvx” horizontális koordinátákon mintavett értékeket tartalmazó vektor. Az „i” a mintavételi pont haladás szerinti sorszámát jelöli, amely ez esetben is csak egész értéket vehet fel az 1-től 8-ig terjedő mindkét oldalon zárt intervallumon. A képletben az „x1” és az „y1” azon pont koordinátái, amely az oldalt alkotó pontok közül a mintavételi helyet haladás szerint megelőző pontok közül a legközelebb helyezkedik el a mintavételi helyhez. A képletben megtalálható „x2” és „y2” koordinátákkal megadott pont hasonló tulajdonságú, mint az „x1” és „y1” koordinátákkal megadott. Az egyetlen különbség, hogy a haladás szerint a mintavételi helyet követő pontok közül kerültek kiválasztásra. Az (5) képlettel leírt függvény a két pontra illesztett egyenes értékét adja meg a mintavételi helyeken. A mozgás rögzítési módszere biztosítja, hogy a marker pályáját leíró egymást követő pontok között eltelt idő 0,02 s, ezért a két pont közti mozgás egyenessel való közelítése, mivel emberi mozgásról készült a felvétel, nem okoz számottevő hibát.

A mintavételi helyeken az egyes periódusokban felvett értékek felhasználásával meghatározható a mintavett értékek átlaga. Ez képviseli az átlagos periódust. Az ilyen módon meghatározott átlagos periódus a 3.21. ábrán figyelhető meg.



3.21. ábra: A felvételre jellemző átlagos periódus a mintavételi helyeken.

A 3.21. ábrán látható narancsszínű pontok az átlagos periódus értékei az egyes mintavételi helyeken. A fekete pontok az érintési pontok átlagolásával közelített csúcspontok pozícióit jelöli, míg a kék színű vonal a teljesített periódusokat jeleníti meg.

### A csúcspontok megérintési bizonytalanságának számítása

A csúcspontok megérintési bizonytalansága paraméter létjogosultsága a jelen tervezés során is bebizonyosodott. A paraméter nem tartalmazta a kamera és a csúcspontok távolságának különbsége miatti kompenzációt. Ezt a két szomszédos oldal hosszának felhasználásával végzi el a program. Első lépésként a teljesített periódusok esetében minden érintési pontra meghatároztuk a látszólagos vertikális és horizontális eltérést. Ezeket elosztottuk a mutató célját képező csúcsponttal szomszédos oldalak hosszainak átlagával, majd a kapott értékek felhasználásával kiszámítottuk a tényleges távolságokat, amiket csúcspontok szerint átlagoltunk az egyes periódusokban. Ezt a folyamatot írja le a (6) képlet.

$$d(i) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \sqrt{\left( \frac{e_x(i, k) - cs_x(i)}{h(i) - h(j)} \right)^2 + \left( \frac{e_y(i, k) - cs_y(i)}{h(i) - h(j)} \right)^2} \quad (6)$$

A képletben szereplő „d” tartalmazza vektorként az egyes közelített átlagos csúcspontoktól való érintési pontok eltéréseinek összegét a teljesített periódusokban. Ennek megfelelően az „i” a csúcspontok sorszámainak megfelelő értékeket vehet fel ( $1 \leq i \leq 6$ ). A képletben szereplő „k” változó az egyes periódusokat jelöli. Így értéke legalább 1 és legfeljebb „n” ( $1 \leq k \leq n$ ). Az egy periódusnál kevesebbet teljesítő alanyok esetében a feldolgozás nem jut el erre a fázisra, mivel a mozgásukra a lehető legpontatlanabb mozgást leíró értékelést kapnak. A képletben szereplő „n” a periódusok számát jelöli. Amennyiben ez az érték 1, nincs értelme a csúcspontok megérintésének pontosságát vizsgálni, mivel a hatszög csúcspontjainak pozícióját több periódus segítségével becsüljük. Egy periódus esetében ezek pontosan az érintési pontokra esnek, így egy rosszul célzó mozgás esetében is 0 eltérést fog adni a program. Több periódus esetében a vizsgálat értelmet nyer, mivel a beteg alanyok mozgásának koordinátlanságát tükrözi. Ugyanis a beteg minden periódusban ugyanazon mozgás elvégzését célozza meg, így az egyes periódusokban tapasztalt eltérések a mozgáskoordináció zavarainak leírására alkalmasak. A (6) képletben szereplő „ $e_x(i,k)$ ” és „ $e_y(i,k)$ ” a „k”-adik periódus „i”-edik csúcspontjához tartozó érintési pontjának horizontális és vertikális koordinátáit adja meg. A „ $cs_x(i)$ ” és „ $cs_y(i)$ ” az „i” sorszámú az érintési pontokból származtatott csúcspont horizontális és vertikális koordinátái. A „ $h(i)$ ”, illetve „ $h(j)$ ” az „i” és „j” sorszámú oldal az érintési pontokból meghatározott átlagos csúcspontokból származtatott hosszát adja meg. Ebből következik, hogy „i” és „j” csak az ( $1 \leq i, j \leq 6$ ) tartományban lehetnek. A „j” sorszámú oldal minden esetben az „i” sorszámúval szomszédos, haladási irány szerint az „i” sorszámút megelőző oldal. Külön bevezetésére azért volt szükség, mert „i”=1 esetében „j”=6 sorszámú oldal hosszának figyelembe vétele a helyes megoldás a kiértékelésben, így a „j” változó nem helyettesíthető egyszerűen „i-1”-gyel.

### Az oldalak menti haladás pályájának bizonytalansága

Beteg és egészséges alanyok esetében a „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készült felvétel során az egyes periódusok eltéréseinek mértéke különbözik. Mivel a mozgás során a marker az előírás szerint szakaszonként sem egyenes vonalban halad, így az egyenes illesztése és az attól való eltérés vizsgálata nem jelenthet megoldást az eltérések számszerűsítésére. Másik megoldást jelenthetne az oldalak menti mozgás koordinátáira parabola illesztése, de az egyes alanyok az agyi – mozgást optimalizáló – mechanizmusaikban is eltérnek, ezért nem lehet kijelenteni, hogy minden alany mozgása az oldalak mentén parabolával, vagy más görbével közelíthető.

Ezek voltak a fő okok, ami miatt az *átlagos periódus meghatározására és az ettől való eltérés vizsgálatára törekedtünk*. Átlagos periódusnak tekintettük azt a periódust, melynek jellemzőit az összes teljesített periódus jellemzőiből számítottuk, azokat egyenlő súllyal figyelembe véve. A vizsgálat során az összes teljesített periódus esetében az oldalak menti mintavételi helyeken vizsgáljuk a kiszámított vertikális értékek négyzetes eltéréseit az átlagos periódusban a mintavételi helyen található vertikális értéktől. Ezeket a mintavételi pontok szerint átlagoljuk. Az eljárást a (7) képlet írja le.

$$d_{mv}(i, j) = \frac{1}{n} \sum_{k=1}^n \left( \frac{y(k, mv(i, j)) - y_{ap}(mv(i, j))}{h(i)} \right)^2 \quad (7)$$

A képletben szereplő „ $d_{mv}(i,j)$ ” az „i” sorszámú oldal „j” sorszámú mintavételi helyén található mintavételt értékek négyzetes eltéréseinek átlagát tartalmazza. Ennek értelmében az „i” változó az oldalak sorszámának megfelelő ( $1 \leq i \leq 6$ ) tartomány egész értékű eleme, míg a „j” változó a mintavételi helyek sorszámának megfelelő ( $1 \leq j \leq 8$ ) tartomány egész értékű eleme. A (7) képletben szereplő „n” változó a periódusok számát jelöli. A csúcspontok érintési bizony-

talansága kapcsán kifejtett tulajdonságok a periódusok számára ebben az esetben is jelentkeznek. Mivel a feldolgozás során a hatszög csúcspontjainak koordinátáit az alany periodikus mozgásának jellemzőiből közelítjük, egy periódus ( $n=1$ ) esetén a mozgás periodikus jellege nem jelentkezik. Így minden hasonló módon történő közelítés hibás eredménnyel járna, ezért a mindössze egy periódust teljesítő alanyok esetében is a program a lehető legpontatlanabb mozgást leíró értékelést kapnak. A (7) képletben szereplő „ $k$ ” változó az egyes periódusok teljesítés időrendje szerinti sorszámát jelöli. Az „ $y(k, mv(i, j))$ ” a bemeneti vertikális koordinátákból a „ $k$ ” sorszámú periódus „ $mv(i, j)$ ” mintavételi helyénél felvett értéket, azaz az „ $i$ ” sorszámú oldal „ $j$ ” sorszámú mintavételi helyénél felvett értékét adja meg. Az „ $y_{ap}(mv(i, j))$ ” az „ $mv(i, j)$ ” által megadott mintavételi helyen adja meg az átlagos periódus által felvett értéket, míg „ $h(i)$ ” az „ $i$ ” sorszámú oldal hossza.

A kapott négyzetes eltéréseket az oldalak szerint összegezve megadható, hogy adott oldal mentén a periódusokban tapasztalható pálya mennyire eltérő. Az alany minden periódusban megegyező mozgás végrehajtását célozta meg. Ennek az oldalak menti hibáját tükrözi az előzőekben leírt paraméter.

### **Globális paraméter megadása a „hatszög csúcs” mozgásminta alapján történő mozgás leírására**

A mozgás leírására alkotott paraméternek a részparaméterek megfelelő összevonásával kell jellemeznie a teljesítményt. A mozgásmintától való eltérés értékelésén kívül a teljesített periódusok számát is figyelembe kell venni. Ha két tetszőleges alany megegyező pontossággal teljesíti a mintát, de nagymértékben eltérő sebességgel, akkor megegyező pontszámot kapnának. Ezt elkerülendő, a globális leíró paraméter kiszámításához egy sebességet leíró paraméterre van szükség, amihez a teljesített periódusok számát használtam fel. Az ilyen módon megállapított globális leíró paraméter számítása a (8) képlet alapján történik.

$$gp = \frac{(mv + cs)}{e^{-0,5 np^2}} \quad (8)$$

A (8) képletben szereplő „ $gp$ ” a globális leíró paraméter, az „ $mv$ ” az oldalak menti mozgás mintavételi pontokon tapasztalható eltéréseiből származó részparaméter, a „ $cs$ ” a csúcspontok környezetében az érintési pontok helyeinek eltéréseiből származó részparaméter és az „ $np$ ” a periódusok száma. A sebességet képviselő „ $np$ ” paraméter a számításban egy exponenciális tagon keresztül jut érvényre. Ennek oka, hogy ilyen módon a sebesség növelésével - bizonyos sebesség felett - nem lehet a globális leíró paraméter értékét befolyásolni, így az alanyok fő célja a jó eredmény elérése érdekében a minél pontosabb végrehajtás. A globális paraméterre a továbbiakban HVTS (Hexagon Vertices Test Score) néven hivatkozunk.

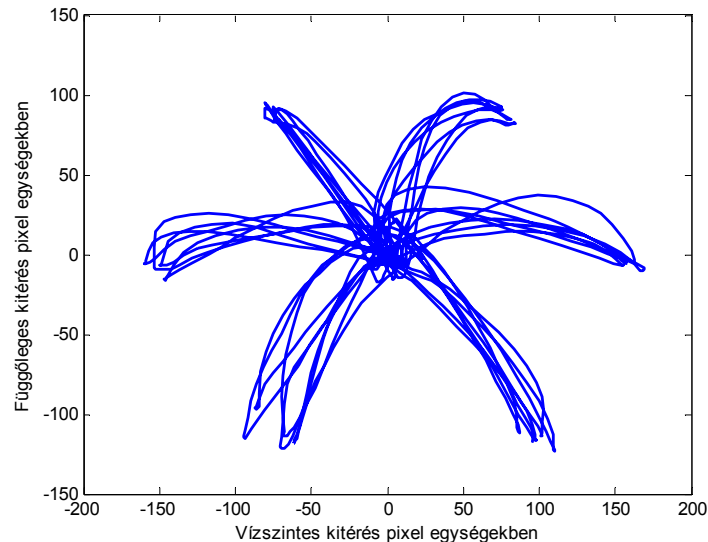
### **A „hatszög középpont is” mozgásminta alapján készített felvételek kiértékelése**

A „hatszög középpont is” mozgásminta nagyban hasonlít a „hatszög csúcs” mozgásmintára, mivel mindkét esetben a hatszög síkját csak pontokban érinti meg az alany. A mozgás során az alany keze a hatszög síkja felett helyezkedik el. A „hatszög csúcs” mozgásminta alapján készített felvételek elemzésekor a kitüntetett pontok megérintése és a két érintés közti mozgás elemzését elvégeztük, így erre a „hatszög középpont is” mozgásminta esetén nem volt szükség. A „hatszög középpont is” mozgásminta mégis új információval szolgálhat. A mozgás során az alany minden csúcspont irányából haladva meg kell érintenie a hatszög középpontját. Ebből falakadóan a középpont környezetében jelentősen több érintési pont helyezkedik el, mint az eddigiekben vizsgált bármely csúcspont környezetében a „hatszög csúcs” mozgásminta esetében. Az érintési pontok vizsgálatával következtetéseket tehetünk arra, hogy az alany egy adott pontot különböző irányokból közelítve milyen mértékű bizonytalansággal tud megérinteni.

### A mozgásból származó felvételek előfeldolgozása

Az eddig ismertetett kiértékelések során a mozgást periódusonként vizsgáltuk, mert ez megkönnyítette a kiértékelést. Ebben az esetben a mozgás periódusokra bontása szükségtelen, mivel elegendő a középpont közelében lévő érintéseket detektálni.

Az előfeldolgozás első lépéseként meghatároztuk azt a pontot, amely azon 21 pixel egység széles és 21 pixel egység hosszú terület középpontja, amely területre a legtöbb mintavételi pont került az összes lehetséges megegyező méretű terület közül. Ez a pont a hatszög középpontjának első közelítése. Ennek koordinátáit kivontuk a horizontális és vertikális Descartes koordinátákat tartalmazó vektorokból. Ennek következtében a hatszög középpontját célzó érintési pontok az origó környezetében helyezkednek el. Ezzel az átalakítással a 3.22. ábrának megfelelő elrendezés érhető el.

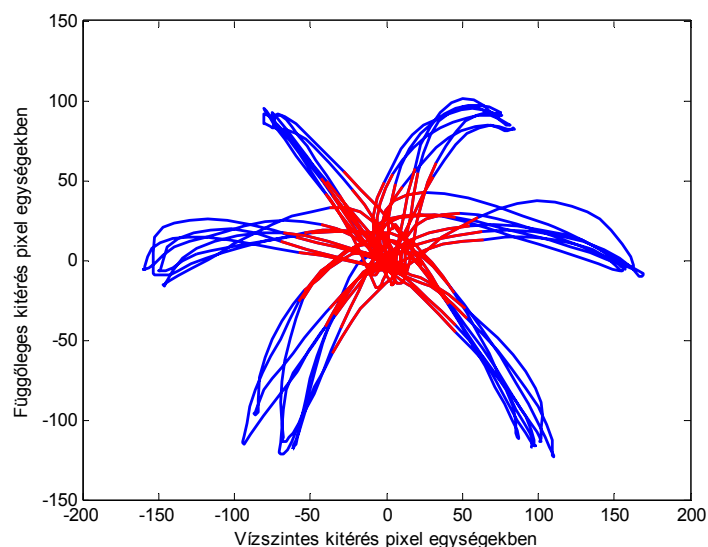


3.22. ábra: A közelített középpont origóba helyezése utáni markerpálya.

Az előfeldolgozás során a mozgás pontjainak Descartes koordinátáit átalakítjuk polár koordinátákká. A mozgást jellemző értékeket a kiértékelés során ismét egy struktúrában helyeztük el, így a mozgás Descartes és polár koordinátás felbontását is ebben a struktúrában tároltuk.

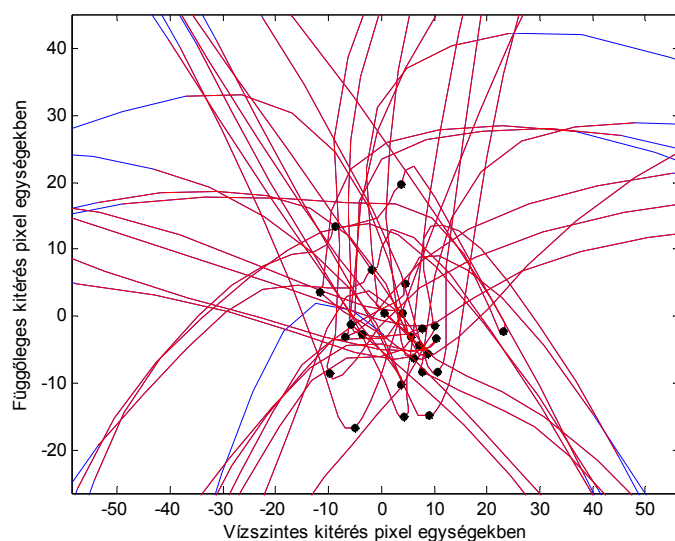
### A hatszög középpontját célzó érintési pontok helyeinek meghatározása

A mozgás során az érintési pontokon a mozgás megáll, vagy nagymértékben lelassul. A hatszög középpontjának megérintése esetében sincs ez másképp. Az érintési helyek detektálásához első lépésben szükség volt a pálya azon szakaszainak meghatározására, ahol a marker a középpont közelében tartózkodik. A polár koordinátás felbontás sugár összetevője - mivel a közelített középpont az origóban helyezkedik el - az adott pont távolságának mérésére alkalmas. Meghatároztuk azon pályaszakaszok kezdő- és végpontjainak a bemeneti koordináta vektorokban elfoglalt helyét, melyekben a marker a középpont környezetében haladt. A középpont környezetének tekintettük azon a távolságon belüli területet, amely a bemeneti előfeldolgozott vektorok polár koordinátás felbontásában a maximális sugár tényező harmadánál kisebb távolságra helyezkednek el az origótól. Ha a mozgás a középpont környezetén belül ér véget, a pálya azon szakaszát, amely bár a hatszög középpontjának környezetén belül található, de nem lép ki belőle, nem tekintjük a környezeten belüli szakasznak. Ennek oka, hogy ilyen esetekben nem lehet eldönteni, hogy az alany megérintette a hatszög síkját az adott szakaszon, vagy sem. Így a hibás eredmény elkerülése céljából ezt a szakaszt kihagytuk a számításból. A középpont környezetén belüli szakaszokat szemlélteti a 3.23. ábra, amelyen megfigyelhető az origó környezetén belül lévő kék színű vonal, mely nem lép ki a környezetből, vagyis a felvétel végén a mutatóujjon lévő marker a hatszög középpontja környezetén belül helyezkedik el.



3.23. ábra: Az origó környezetében lévő szakaszok illusztrálása.

A 3.23. ábrán pirossal jelöltük a középpont környezetében lévő szakaszokat, míg kékkel azokat, melyeket nem tekint a feldolgozó program a környezetbe tartozónak. Következő lépésben a már meghatározott szakaszok menti haladás sebességét vizsgáltuk. Meghatároztuk a szakasz mentén öt mintavétel széles ablak használatával az ablakban található pontokban a sebességek átlagát. A legkisebb átlagsebességű ablak középső elemével közelítettük az érintési pontot.



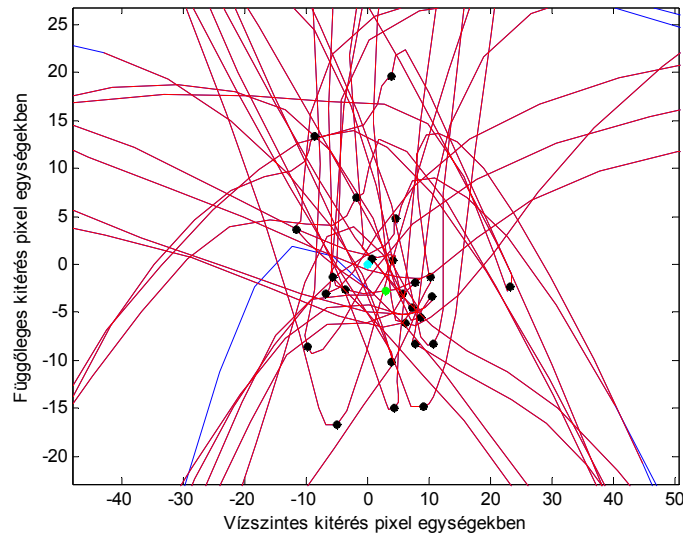
3.24. ábra: Az érintési pontok megjelenítése nagyított ábrán.

A 3.24. ábrán látható az érintési pontok meghatározásának eredménye. A kék és piros színnel jelölt szakaszok jelentése a 3.23. ábra kapcsán bemutatottal megegyező. A fekete pontok jelölik a sebességből származtatott érintési pontokat.

### A „hatszög középpont is” mozgásminta alapján készített felvételekről globális leíró paraméter javaslata

A hatszög középpontját eddig csak a megadott méretű, a pálya legtöbb pontját tartalmazó terület középpontjával közelítettük. A feldolgozás jelen fázisában a kinyert érintési pontok koordinátáinak átlagával is lehet a hatszög középpontját közelíteni. Így meghatározhatjuk az

érintési pontok horizontális és vertikális koordinátáinak átlagát, amelyek szintén a hatszög középpontja becsült helyének koordinátái.



3.25. ábra: A „hatszög középpont is” mozgásmintára épülő felvételtől származó pálya, az érintési pontok és a középpont becsülései a középpont környezetére közelítve.

A 3.24. ábrával megegyező színekkel ábrázoltuk a 3.25. ábrán a marker pályáját (kék) a hatszög középpontjának környezetében lévő szakaszokat (piros) és az érintési pontokat (fekete). Az említett színek kívül világoskék színnel jelenik meg a területre eső minták száma alapján becsült középpont és zöld színnel az érintési pontok átlagolásával számított középpont.

A kiértékelés során a becsült csúcspontoktól való érintési pontok eltéréseit vizsgáljuk. Az eltérések számszerűsítésére az alábbi képletet javasoljuk.

$$d_m = \frac{1}{n_{ep}} \sum_{i=1}^{n_{ep}} \sqrt{\frac{(ep_x(i) - kp_{mx})^2 + (ep_y(i) - kp_{my})^2}{e^{-\frac{8}{n_{ep}}}}}$$

A képletben szereplő „ $d_m$ ” az „ $m$ ” típusú középpontbecslési módszer által adott eredményt tárolja. Az „ $m$ ” ez esetben a területre eső pontok módszerével ( $m=1$ ) vagy az érintési pontok átlagával ( $m=2$ ) becsült középponthoz való viszonyítást jelenti. Az „ $n_{ep}$ ” az érintési pontok átlaga. Az „ $i$ ” változó szerint hajtom végre az összegzést az összes érintési pontra. Az „ $ep_x(i)$ ” és „ $ep_y(i)$ ” a haladás szerinti „ $i$ ” sorszámú érintési pont horizontális és vertikális koordinátái. A „ $kp_{mx}$ ” és „ $kp_{my}$ ” az „ $m$ ” módszerrel becsült középpont horizontális és vertikális koordinátái.

## 4. Arcremegés vizsgálata

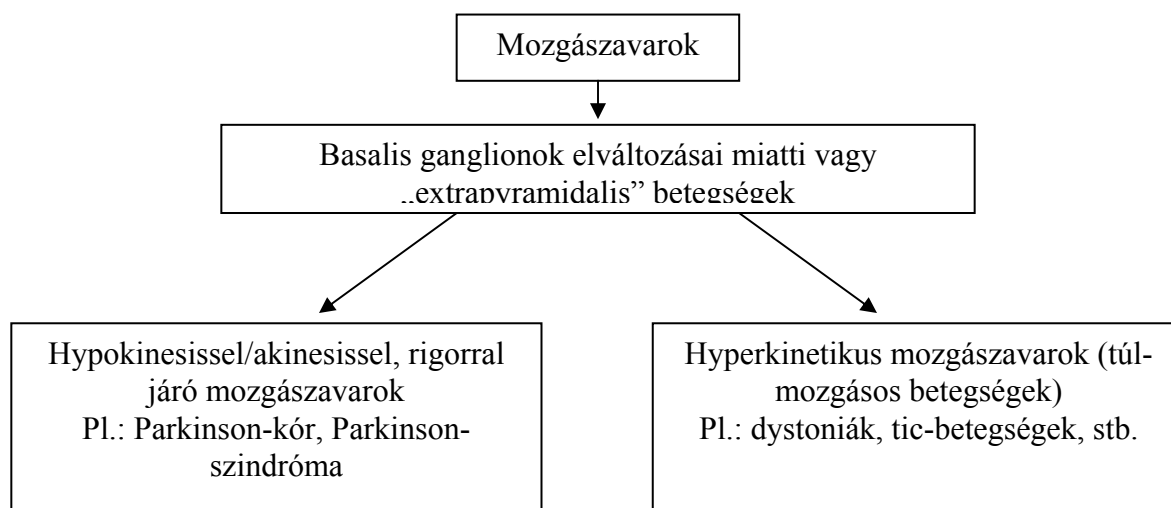
Az arcremegés különböző okokból alakulhat ki. Vizsgálataink során Meige szindrómában, illetve egyéb lokalizált dystoniában szenvedő pacienseket vizsgáltunk.

### Meige-szindróma

A betegséget Henri Meige írta le először 1904-ben. A Meige-, vagy más néven Brueghel-szindróma egyike a *Ritka rendellenességek európai szervezete* (EURORDIS) által nyilvántartott betegségeknek. Az EURORDIS meghatározása szerint „ritka betegségnek” számít az, amely az EU teljes lakosságát tekintve 10000 emberből kevesebb, mint ötöt érint. Becslések szerint a ritka rendellenességek száma 5000 és 8000 közé tehető. Az EU teljes lakosságának 6-8 százaléka, 29-39 millió egyén érintett.

### A dystoniák csoportosítása

A Meige-szindróma a lokalizált dystoniás tünetcsoportok egyike. **Dystonián** azokat a mozgászavarokat értjük, amelyekben egyes izmok vagy izomcsoportok többé-kevésbé tartósan, akaratlanul, tónusosan húzódnak össze. Az agonista és antagonisták megfeszülésében és ellazulásában a normális összjáték zavart. Ha az abnormális mozgások egyetlen testtájra korlátozódnak, **lokalizált dystoniáról** beszélünk.



4.1. ábra Mozgászavarok csoportosítása.

A Meige-szindrómát más névvel orofaciális dystoniának nevezik, mivel két különböző dystonia együttese alkotja: a blepharospasmus és az oromandibuláris dystonia (az állkapocs és az ajkak kényszerű mozgása).

### A blepharospasmus

A „blepharo” jelentése ’szemhéj’, a „spasmus” pedig nem más, mint „kényszerű izomösszehúzódás”. A blepharospasmus kifejezést a szemhéj bármilyen rendellenes mozgására használhatjuk. Mindazonáltal ebben a kontextusban esszenciális blepharospasmusról beszélünk, ahol az „esszenciális” szó orvosi értelemben annyit tesz: ismeretlen eredetű.

A betegség fokozatosan fejlődik ki, kezdetben jellemző a gyakori pislogás és az idegen test érzés, az egyik vagy mindkét oldalon. A kezdeti stádiumokban ezek kiváltó okai lehetnek hirtelen fény, fáradtság vagy érzelmi szorongás. A betegség előrehaladtával a tünetek nappal egyre gyakrabban jelentkeznek, de éjszaka, valamint nappal a korai órákban teljesen el is tűnhetnek. Adott feladatra való koncentráció csökkentheti az izomösszehúzódások gyakoriságát. A betegség súlyosbodásával a szemhéj összehúzódásai funkcionális vaktságot okozhatnak. Lehetséges, hogy akár több órán keresztül a beteg a szeméit csukva tartani kényszerül.

A blepharospasmus okának a bazális ganglionok megbetegedését gondolják, amelyek az agyalapban helyezkednek el. A bazális ganglionoknak fontos szerepük van minden mozgás-koordinációban. A betegség pontos oka azonban még nem ismert. Lehetséges, hogy forrása az idegsejtek közötti információátvitelt szolgáló kémiai „közvetítők” zavara. A legtöbb esetben a blepharospasmus kiváltó tényező nélkül, spontán alakul ki. Ritkán ugyan, de szerepet játszhat az örökletesség, ha a családban már többen szenvednek ebben a betegségben.

Gyakran gyógyszer mellékhatásaként is jelentkezhetnek ezek a mozgások, mint például Parkinson-kór esetében a túlzott levodopa jelenléte miatt. Ezen kívül idősebb korban is kialakulhatnak spontán száj- és rágómozgások, valamint erős nyugtatók tartós szedése is okozhat kényszerű szájmozgást és nyelvöltést.

### Az oromandibuláris dystonia

Az oromandibuláris dystonia szintén a fokalizált dystoniák közé tartozik. A tünetek az arc-, az áll- és a nyelvizmok kényszerű összehúzódása, amelyek következtében nehézségekkel jár a száj kinyitása és becsukása. Az izomgörcsök gyakran a rágást és a beszédet is befolyásolják.

### Diagnózis

A Meige-szindróma, csakúgy, mint általában a dystoniák esetében a diagnózis módszere a megfigyelés. A probléma helyes feltárása nagyban függ tehát a szakorvos megfigyelőképességétől, valamint attól, hogy mennyire gyakorlott az erre a betegségcsoportra jellemző tünetek felismerésében. Egyéb vizsgálatok hasznosak lehetnek más rendellenességek kizárása érdekében. Így a diagnózis biztos felállításához szükség van a beteg és családja kórtörténetének alapos ismeretére, laboratóriumi tesztekre, esetleg elektromiográfiás (EMG), elektroencefalográfiás (EEG) vagy mágneses rezonancia (MRI) vizsgálatra.

Szemek		Száj	
0.	Nincs dystonia.	0.	Nincs dystonia.
1.	Enyhe. Ritka pislogás.	1.	Enyhe. Ritkán grimaszok vagy más szájmozgás (pl. nyitott vagy erősen összeszorított állkapocs, nyelvmozgások)
2.	Közepes. Gyakori pislogás, a szemhéjak zárásával járó hosszabb görcsök nélkül.	2.	Közepes. Mozdulások az idő 50 százalékánál kevesebb részben.
3.	Mérsékelten erős. A szemhéjak zárásával járó hosszabb görcsök, de az idő nagy részében nyitott szemek.	3.	Mérsékelten erős dystoniás mozgások vagy összehúzódások az idő nagy részében.
4.	Erős. A szemhéjak zárásával járó hosszabb görcsök, csukott szemek az idő több mint 30 százalékában.	4.	Erős dystoniás mozgások vagy összehúzódások az idő nagy részében.

4.1. táblázat Fahn-Marden skála részlete.

A dystoniák osztályozására több skála is létezik. Ilyen például a „Global Dystonia Scale” (GDS), a „Unified Dystonia Rating Scale” (UDRS) vagy a „Fahn-Marsden Scale” (BFM). Ezek mindegyikében a különböző testrészeket érintettségük függvényében kell pontozni. A pontszámok súlyozott összege alapján lehetséges a betegség súlyosságának megfelelő besorolás. A Fahn-Marsden skála a szemre és a szájra vonatkozó pontozást ad (4.1. táblázat).

### Kezelési módok

A megfelelő kezelés kiválasztásához a legfontosabb, hogy a dystonia okát minél pontosabban ismerjük. A két legfőbb kezelési forma a gyógyszeres és a sebészeti úton történő gyógyítás.



A **gyógyszeres kezelés** igen nehéz, mivel a különböző készítmények minden egyénre másképp hatnak. Az eredmény előre nem látható biztosan, és gyakran csak rövid idejű javulást okoz. A nyolcvanas évek óta a leghatékonyabb módszer a botulinum toxin injekció.

Amennyiben a beteg rosszul vagy nem reagál a gyógyszerekre, a **sebészeti beavatkozás** megoldás lehet. Két csoportja a **perifériás és az agysebészeti módszerek**. Az első csoportnál az operáció úgy akadályozza meg az izmok rendellenes működését, hogy eltávolítja azokat. Blepharospasmus esetén a szemhéj és a szemöldök izmainak eltávolítása (myektomia) a leghatékonyabb sebészeti módszer.

Az agysebészeti eljárásoknak két nagy csoportja van. Az első a **rádiófrekvenciás hőkezelés**, ami egy roncsolásos eljárás. Az idegsebész először képképző eljárások segítségével pontosan feltérképezi az agyat, majd egy elektróda segítségével megkeresi azt a területét, amelyet „kiiktatva” a tünetek enyhülnek. A beteg mindeközben ébren van és állapotáról fontos visszajelzéseket ad az orvosnak, aki így tudja megállapítani, hol végezze el a hőelektródával a végleges roncsolást.

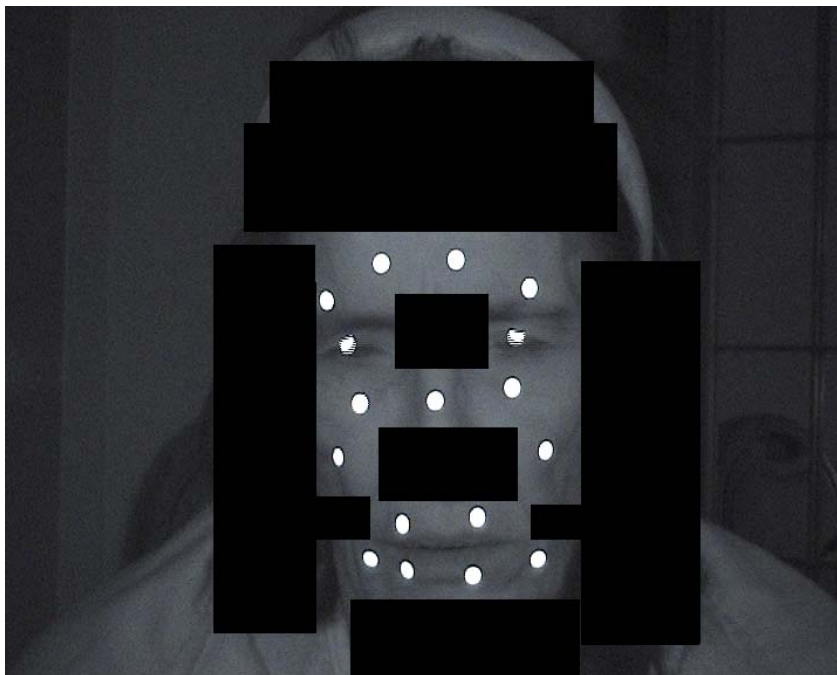
Az agysebészeti eljárások második csoportja a **mély agyi stimuláció** megteremtését célozza. A módszer lényege, hogy az előzőhöz hasonló módon kiválasztott agyi területeket beültetett elektródok serkentik. Az impulzusokat egy ütemadó (pacemaker) biztosítja, amelyet a kulcscsont alá helyez el a sebész. A vezeték az ütemadó és az elektróda között a nyakban fut végig, majd a fül mögött elhaladva csatlakozik az elektródához. Ezzel ugyanaz a hatás érhető el, mint a hőkezeléses roncsolásnál, azonban a stimulációs megoldás nem okoz visszafordíthatatlan változást. A műtétet általában csak egy oldalon végzik el, mivel a kétoldali agysebészeti beavatkozások növelik az egyéb komplikációk esélyét.

Ennél a betegségnél a diagnózis és a vizsgálat eddig csak vizuális megfigyelés útján volt lehetséges. A passzív markerbázisú mozgásanalízis lehetőség nyújt az arcremegés objektív minősítésére és segítségül szolgálhat mind a kezdeti diagnosztikai, mind a kezelési fázisban. Az ilyen típusú felvételek készítését és elemzését a kutatómunka részeként 2006 tavaszán kezdtük el.

### **A mérés menete**

A felvételek a budapesti Szent János Kórház Traumatológiai Osztályán készültek Dr. Valálik István idegsebész segítségével. A páciens egy széken ült úgy, hogy a kamera egy állványon vele szemben, körülbelül fejmagasságban helyezkedett el. Az orvos az arcra a markereket gyurmával rögzítette a vizsgálat szempontjából fontos pontokra. (ld. 4.2. ábra)

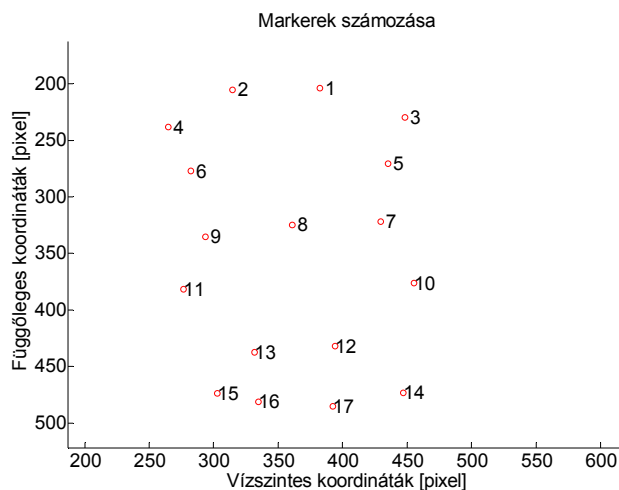
A markerek elhelyezkedését mutatja 4.2. ábra. A szemhéjra nem minden felvételen kerültek markerek.



4.2. ábra A markerek elhelyezkedése.

### A mérési eredmények elemzése

Mivel passzív markerekkel dolgozunk és minden markernek nyomon kell tudnunk követni a mozgását, a felvevő és kiértékelő program beszámozza őket. A kamerakép pásztázása a bal felső sarokból balról jobbra történik, ezért 1-es sorszámot kap az, amelyik a legkisebb függőleges, és ezen belül a legkisebb vízszintes koordinátával rendelkezik. A szemléletesség kedvéért és azért, hogy a későbbi kompenzáció során használt, az orron elhelyezett referenciamarkert számmal azonosítani lehessen, minden felvételhez fel lehet rajzoltatni a kamera mezőjében a markerek helyzetét a kezdő félképen, sorszámukkal együtt.

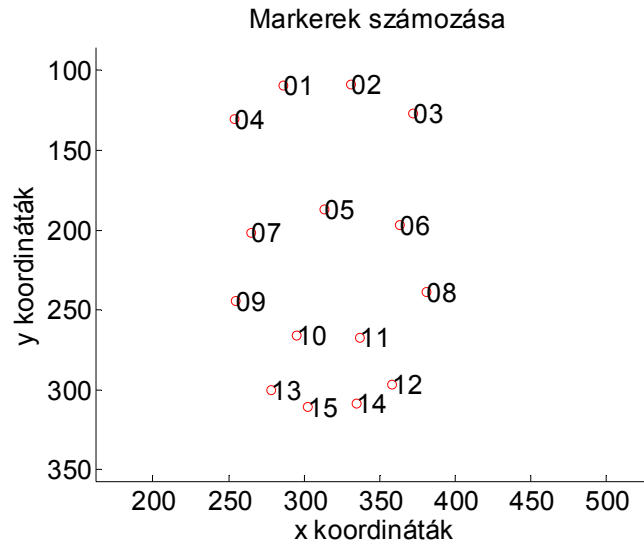


4.3. ábra A markerek automatikus számozása.

### Torzulás

Mivel az arc nem sík felület, ezért a fej elfordítása során a vetületi képen az egyes markerek közötti távolságok különböző rövidülést szenvednek. Egészséges alanyon végzett referencia felvételek alapján ez a torzulás jól vizsgálható, mivel ekkor a markerek elmozdulása csak a fejmozgásból adódik és a betegekre jellemző grimaszok nem befolyásolják a markerek trajektóriáját.

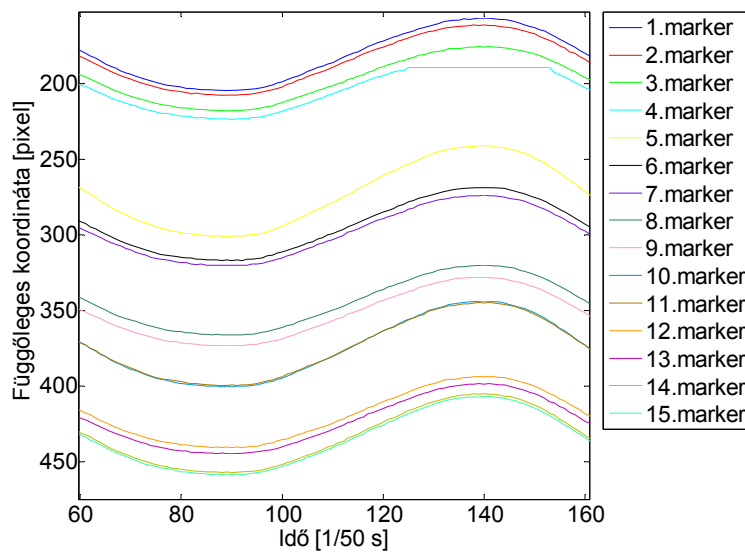
A 4.4. ábrán a markerek számozása látható, amelyet a program automatikusan elvégez. A referencia felvételeken az alany szemhéjain nem volt marker.



4.4. ábra Egészséges alany referencia felvétele - markerek számozása.

### A fej előre-hátra billentése

Az egészséges alanyon olyan mérést végeztünk, ahol az alany hátra, majd előre hajtotta a fejét. A 4.5. ábra a mozgás során a marker trajektóriák függőleges vetületét mutatja. Néhol kivehető, hogy a görbék az elmozdulás során nem maradnak végig párhuzamosak, ami a torzulást bizonyítja. Azonban ez ebben az ábrázolásban nehezen látható.



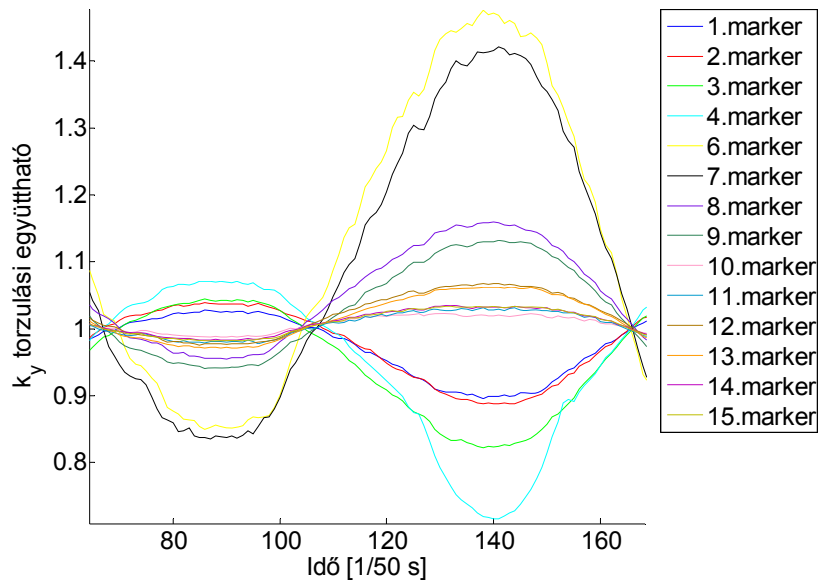
4.5. ábra Előre-hátrabólintásnál a trajektóriák függőleges vetülete.

A vizsgálat szemléletesebbé tételéhez definiálni kellett a vertikális torzulás mértékét. Az orron lévő markert referenciaként véve a torzulás meghatározása: adott félképen adott marker és a referencia marker távolságának függőleges vetülete osztva az első félképen ugyanazon marker referenciától való távolságának függőleges vetületével. Így a torzulási együttható  $k_y$  :

$$k_y = \frac{y_{m,i} - y_{ref,i}}{y_{m,1} - y_{ref,1}}$$

ahol m: a marker sorszáma, ref: a referencia marker sorszáma, i: félkép sorszáma, nyúlás esetén  $k_y > 1$ , rövidülés esetén  $k_y < 1$ .

A 4.6. ábra a függőleges torzulás mértékét mutatja az egyes markerek esetében. A fej hátra billentésénél a homlokon lévő markerek (1, 2, 3, 4) referenciától való távolsága rövidül, míg a többinél ugyanez a távolság megnő. A torzulási együttható a közvetlenül a szem alatt elhelyezkedő markereknél (6,7) a legnagyobb. Ennek oka, hogy a szem alatti markerek távolságának függőleges vetülete az orrmarkertől kicsi, ezért a  $k_y$ -t kifejező képletbe behelyettesítve két kicsi (3 - 4 pixel nagyságú) értéket kell elosztani egymással, ahol a néhány tizedes különbségek (amelyek nagyrészt a zajból adódnak) az osztás miatt nagyon jelentősnek tűnnek. Ennek megfelelően a szem alatti markereket figyelmen kívül hagyva megállapítható, hogy a függőleges irányú torzulási együttható értéke a 0.85-1.15 tartományban mozog. Vagyis a maximális torzulás kb. 15 százalékos. Ugyanennél a felvételnél a vízszintes irányú torzulás elhanyagolható.



4.6. ábra Előre-hátrabólintásnál a függőleges irányú torzulás.

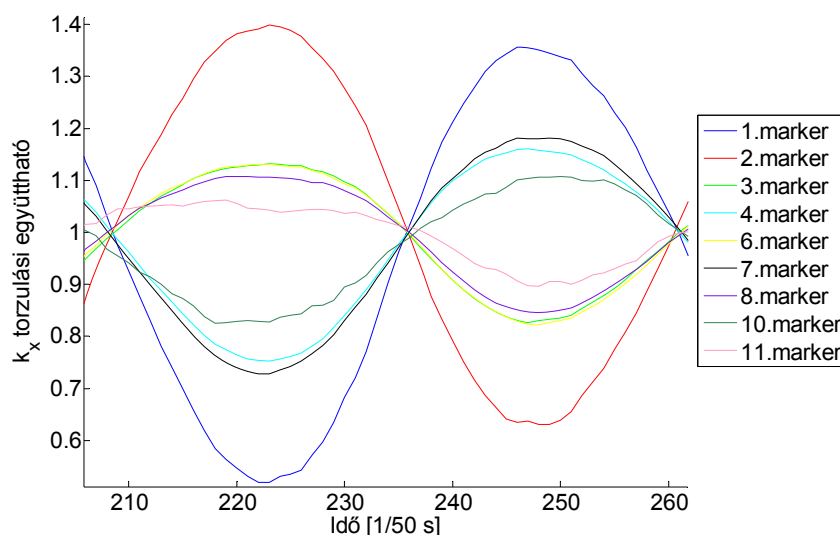
### A fej jobbra-balra fordítása

A horizontális torzulást a vertikálishoz hasonlóan definiáltuk a távolságok vízszintes vetületére:

$$k_x = \frac{x_{m,i} - x_{ref,i}}{x_{m,1} - x_{ref,1}}$$

ahol  $m$ : a marker sorszáma,  $ref$ : a referencia marker sorszáma,  $i$ : félkép sorszáma, nyúlás esetén  $k_x > 1$ , rövidülés esetén  $k_x < 1$ .

A fej vízszintes irányú, a törzshöz viszonyítva balra, majd jobbra forgatása esetén a következő ábrát (4.7.) kapjuk.



4.7. ábra Fej jobbra-balra fordításánál a vízszintes torzulás.

Jól látszik, hogy a fej balra fordításánál az arc bal oldalára helyezett markerek (2,3,6,8,11) referenciamarkertől való távolsága rövidül, míg az ellentétes oldalon ez a távolság megnyúlik (1,4,7,10 markerek). A felvételen összesen 15 marker szerepelt. Az ábráról azonban pár hiányzik, mert trajektóriái kifutottak a kamera képéből. A vízszintes torzulási együttható a 0.6-1.4-es tartományban mozog, vagyis az ilyen irányú torzulás maximuma kb. 40 százalék. Függőleges irányban nem lép fel torzulás.

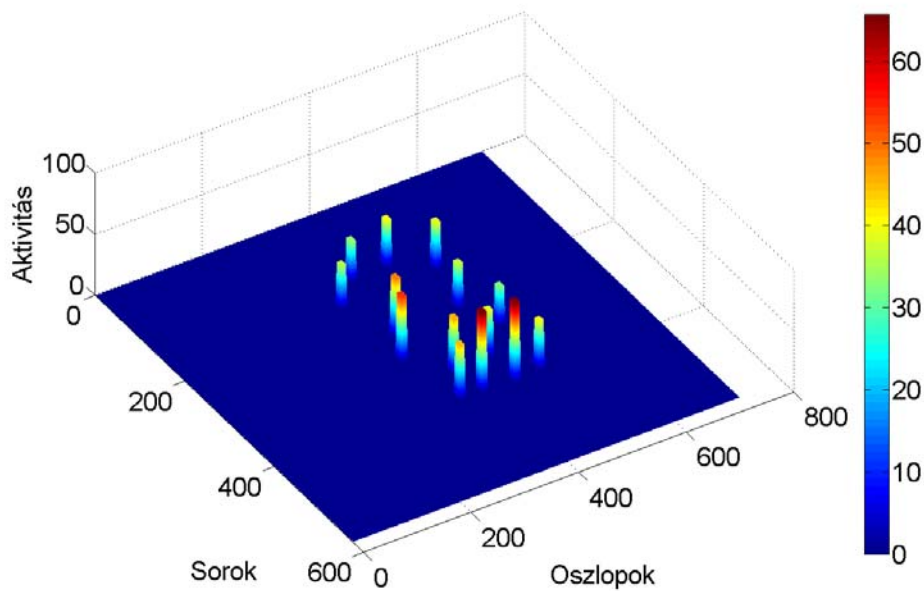
### Aktivitás

A remegés kiértékelésének egyik módszere az aktivitás vizsgálata. Egy adott pontra a pillanatnyi aktivitást úgy definiáltuk, hogy annak értéke egyenlő a marker által két mintavételi időpont között megtett út hosszával. Ezt a jellemzőt nézhetjük markerenként, vagy markerek egy csoportjára. A pillanatnyi aktivitások átlagával jellemezzük egy adott pont aktivitását a teljes felvétel alatt.

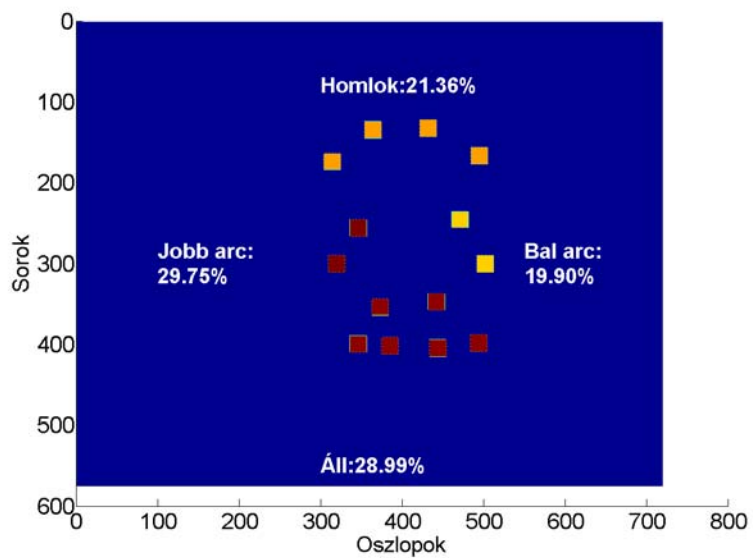
### Aktivitás eloszlása az arcon

Már a vizuális megfigyelés alapján is megállapítható, hogy az arcnak bizonyos részein a marker csoportok aktivitása eltérő. Ennek az alaposabb vizsgálata érdekében az arcot négy területre osztottuk fel. Ezek a homlok, a bal arc, a jobb arc és az áll. Területenként kiszámítottuk az átlagos aktivitást, ezt követően pedig az aktivitás százalékos eloszlását. Ez azt jelenti, hogy egy arcterületre vettük az ott elhelyezkedő markerek aktivitásának átlagát, amit elosztottunk a négy terület átlagos aktivitásának összegével. A számításokban nem szerepel a referencia pont, mivel a kompenzáció után ennek aktivitása nulla. Valamint szintén figyelmen kívül hagytuk a szemhéjra helyezett markereket, mivel készültek olyan felvételek is, ahol ott nem volt marker és e nélkül az eredmények nem lennének összehasonlíthatóak.

A 4.8. ábrán az M1-es páciens markereinek aktivitását látjuk, a 4.9. ábrán pedig az aktivitás területi eloszlását. Mindkét ábrázolási módban jól látszik az arcmozgásnak a betegségből következő aszimmetriája.

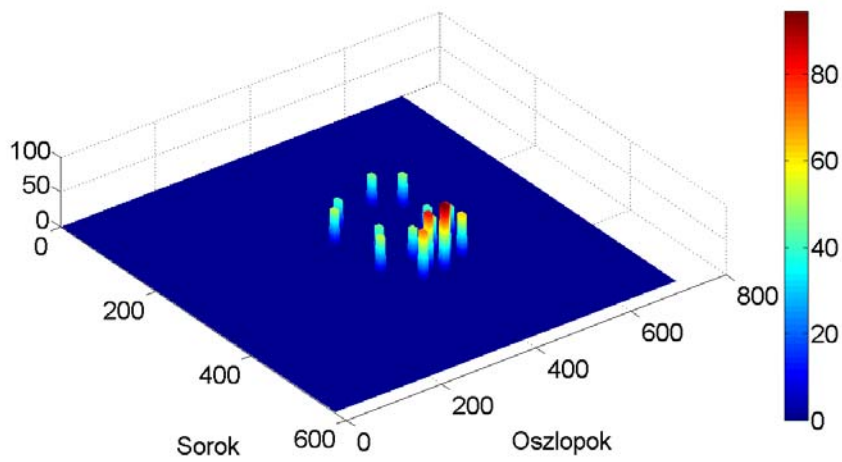


4.8. ábra M1-es páciens markereinek aktivitása.

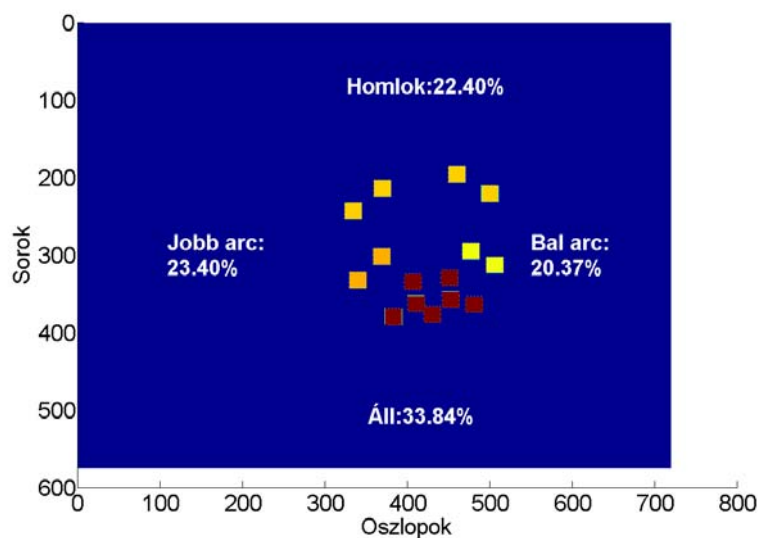


4.9. ábra M1-es páciensnél az aktivitás eloszlása az arcon.

Az M2-es alanyánál az ugyanilyen két ábrát felrajzolva látjuk, hogy nála a jobb és bal arc között nincs számottevő aktivitásbeli különbség. Ellenben nála az állra jut az aktivitás legnagyobb része. Ezeket illusztrálja a 4.10. és a 4.11. ábra.



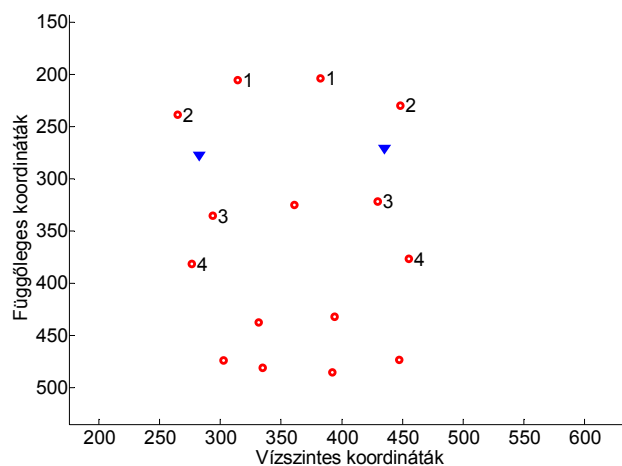
4.10. ábra M2-es páciens markereinek aktivitása.



4.11. ábra M2-es páciensnél az aktivitás eloszlása az arcon.

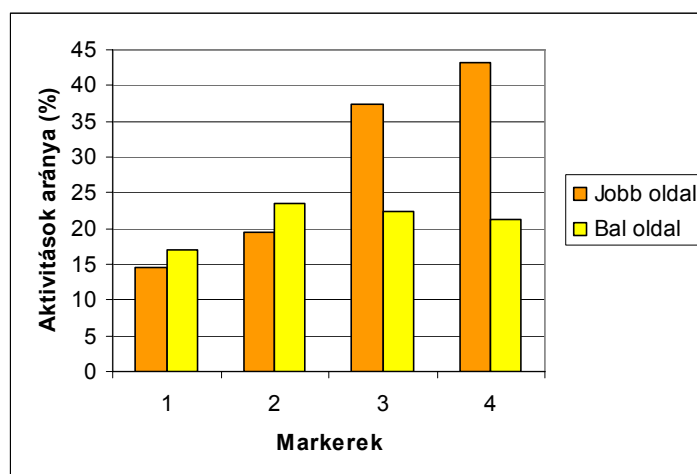
### Pislogás hatásának vizsgálata

Beteg egyéneknél a szemhéj- és a szem körül elhelyezett markerek elmozdulása nagymértékben korrelál. Az elmozdulásokat vizsgáló korreláció arról ad információt, hogy két marker mozgásának jellege mennyire hasonlít, azt azonban nem fejezi ki, hogy az elmozdulások mértéke hogyan viszonyul egymáshoz. Ahhoz, hogy ez utóbbi kapcsolatot is le lehessen írni, megvizsgáltuk, hogy pislogás közben az arc egyik felén a szem körülvevő markerek aktivitása hány százaléka a szemhéj aktivitásának. Két szemhéj elmozdulása mindig együtt történik és aktivitásuk is közel megegyezik, ezért ezzel a módszerrel összehasonlítható a jobb és a bal oldal viselkedése. A 4.12. ábra mutatja a markerek itt alkalmazott számozását. A háromszögek a szemhéjra helyezett markereket jelölik. A vizsgálatokat az M1-es betegen végeztük, mivel csak róla készültek olyan felvételek, ahol a szemhéjain is voltak markerek.



4.12. ábra Pislogás vizsgálatánál a markerek számozása.

A 4.13. ábra alapján megállapíthatjuk, hogy az arc jobb oldalán a homlokra (1 és 2) helyezett markerek aktivitását kevésbé befolyásolja a szemhéj mozgása, mint a bal oldalon. Ezzel szemben az arcon lévő két marker (3 és 4) arányaiban a jobb oldalon mozdul többet. Ezek szerint a jobb oldalon a pislogás során intenzívebb az arc izmainak az összehúzódása, mint a bal oldalon. Ez egyébként a videó felvételen szemmel is látszik. Az ábrán feltűnő még az arányok nagy szórása: az értékek 30 százalékos tartományba esnek. Azonban ebben is van különbség jobb- és bal oldal között: a jobb oldalon a szórás 13 százalékos, míg a bal oldalon csupán 3 százalékos.



4.13. ábra M1-es páciensnél a szem körüli markerek aktivitása a szemhéjéhez képest.

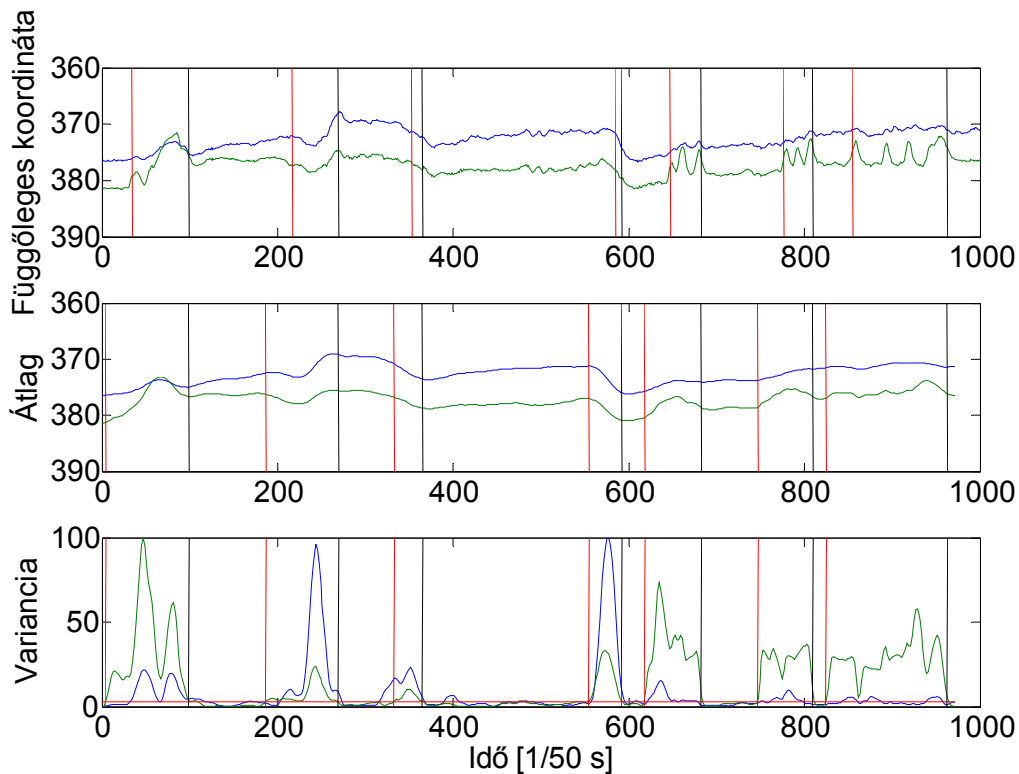
### Aktív szakaszok meghatározása

A trajektóriákat nézve úgy tűnik, hogy a teljes felvétel egymástól eltérő szakaszokra bontható. A cél egy olyan módszer vagy paraméter meghatározása volt, amely alapján ezt a felosztást el lehet végezni. A vizuális megfigyelés alapján is elkülöníthetőek „sima” és „kevésbé sima” szakaszok. Innen jött az ötlet, hogy a trajektóriák valószínűségi jellemzőit és azok változását vizsgáljuk.

A 4.14. ábrán az M1-es páciens jobb és bal arcára helyezett markerek mozgását vizsgáltuk. A legfelső ablakban a két marker trajektóriájának függőleges vetülete látható. Alatta ugyanennek a görbének az átlaga. Ezt egy 30 minta hosszú mozgó átlagolással állítottuk elő. Így gyakorlatilag az átlag változását tükrözi az ábra. Egy csúszó ablakot végigtolva meghatároztuk a trajektória függőleges vetületének variancia értékeit, vagyis a felvétel alatt a variancia változását minden markerre. Ezt mutatja a legalsó ábra.



A variancia változásának ábrázolásánál jól elkülönülnek azok a szakaszok, ahol ennek értéke közel nulla és az átlag sem változik, valamint azok, amelyeknél nagyobb az eltérés az átlagértéktől. Ezt figyelembe véve már lehetséges volt a felvétel felosztása nyugalmi és aktív szakaszokra.



4.14. ábra M1-es páciens arcára felhelyezett markerek trajektóriája, azok átlaga és varianciája.

A variancia értékek normálása után és a többi felvétel alapján a küszöbszintet 3-ra választottuk (ezt jelöli a vízszintes piros vonal). A 4.14. ábrán kék szín tartozik az M1-es páciens bal arcára, zöld szín a jobb arcára helyezett markerhez. Ennél a betegnél a jobb oldalt erősebben érintette a betegség. A szakaszok határait a zöld görbe alapján állapítottuk meg, ezt jelölik a függőleges vonalak. A piros vonalak az aktív szakaszok kezdetét, míg a feketék a végét jelentik. A szakaszok kezdete a trajektóriákon és a másik két ábrán pontosan egy ablakhosszal tér el. Ennek oka, hogy a csúszó ablakkal számított értékeknél már akkor megjelenik a változás, amikor az eredeti jel változó mintáiból még csak az ablak végébe esik néhány. Ezért a trajektóriák helyes szakaszolása érdekében ezt figyelembe kell venni.

### Elmozdulás-vektorok

A vízszintes és függőleges trajektóriák alapján nehéz elkülöníteni, hogy egy adott marker elmozdulása mikor és milyen mértékben történik a fej elmozdítása miatt, és mikor van szó kizárólag az arcizmok görcséről. Ellenben azt tudjuk, hogy ha fejmozgásról van szó, az összes pont egy irányba fog elmozdulni. Eközben lehetséges, hogy bizonyos markerek remegnek is, emiatt a két jel összegződik és a pontok globális viselkedése el fog térni az átlagtól. Folytatva ezt a gondolatmenetet, a számunkra lényeges információ az, ha egy pont mozgása különbözik az öt körülvevőjétől. A kiértékelést segíti az olyan jellemzők meghatározása, amelyek ezeket a különbségeket kimutatják.

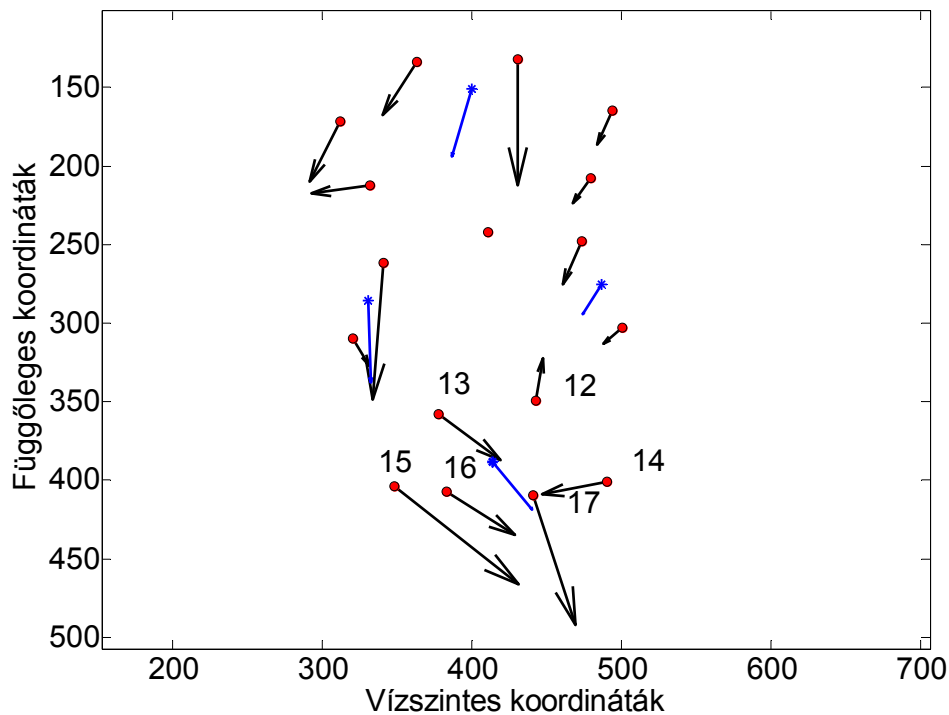
Az elmozdulás két okának szétválasztását és egy szemléletes ábrázolási módot jelent az elmozdulás vektorok felrajzolása. Egy adott marker esetében elmozdulás vektornak nevezzük azt a vektort, amelynek kezdőpontja a marker helyzete egy félképen, végpontja pedig ugyanazon

marker helyzete a következő félképen. Vagyis a vektor megadja egy pont elmozdulásának nagyságát és irányát két mintavételi időpont között.

Tudjuk, hogy az emberi vizuális megfigyelőképesség mozgókép esetén sokkal pontatlanabb, mint állóképre. Ezért ez az ábrázolás igen előnyös, mert *állóképen érzékelteti a mozgás hatását* és azt pontosan megfigyelhetővé teszi.

Az arcot itt is négy területre bontottuk, amelyek a homlok, a jobb és bal arc, valamint az áll. Ezen területek mindegyikénél átlagoltuk az odatartozó markerek elmozdulás vektorait, így kaptunk egy átlagot. Ezután az egyes pontok vektorainak hosszát és irányát a területi átlaghoz viszonyítottuk.

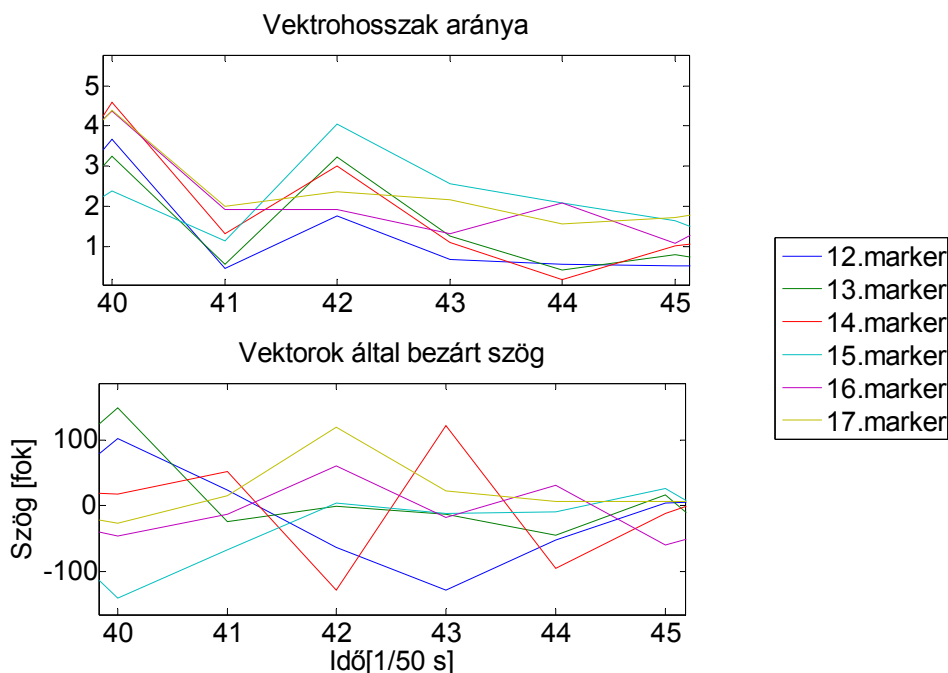
A 4.15. ábrán az M1-es páciens egyik felvételének 42. és 43. félképei között fekete nyilakkal ábrázoltuk az elmozdulás vektorokat.



4.15. ábra M1-es páciens elmozdulás vektorai egy adott pillanatban.

A kék csillagok az egy arcterületre eső pontok súlypontját jelentik, a hozzájuk tartozó kék nyilak pedig az arra a területre jellemző átlagos elmozdulást. Az áll markerei számozva vannak.

A fenti ábra a felvételnek egy érdekes pillanatát örökíti meg, mivel az áll hat markeréből a 12-es és a 14-es az átlagos iránytól nagymértékben eltér. A következő (4.1.6) ábrán pontosan látszik, mit jelent ez.



4.16. ábra Az áll markereinek hossza és szögeltérése az átlaghoz képest a 42. és 43. félkép között.

A 4.16. ábráról leolvasható, hogy a 43. félképen a 12-es és 14-es pont vektora a legrövidebb. Az alsó ábra az egyes elmozdulás vektoroknak az átlag elmozdulás vektorával bezárt szögét ábrázolja. Jól látszik, hogy a 43. félképen a 12-es és 14-es vektoroknál ennek értéke meghaladja a  $\pm 100^\circ$ -ot. A pozitív előjel az átlagvektorhoz képest az óramutató járásával megegyező irányú elfordulást jelent.

### Frekvencia analízis

Az arcremegés frekvenciatartománybeli analízisének több probléma is felmerül. Először is, ahogy azt korábban megmutattuk, a felvétel szakaszokra bontható. Jellemző például a szemhéjra helyezett markereknél, hogy pislogásnál szinuszhoz hasonló alakú jelet generálnak, viszont nem periodikusak. Vagyis félrevezető lehet a felvétel teljes hosszára számított spektrum.

Felmerül az ötlet, hogy akkor végezzünk frekvencia analízist a fent leírt módon elkülönített szakaszokra. Viszont ezek gyakran csupán 20-30 minta hosszúak, vagyis a rossz frekvencia felbontás miatt gyakorlatilag nem vizsgálható a spektrum. Ebben az esetben a nagyobb mintavételi frekvenciájú kamera sem segítene, hiszen az csupán több magasabb frekvenciákhoz tartozó komponensről nyújtana információt, ami arcremegésnél nem szükséges.

Mindezek miatt az arcremegés frekvenciatartománybeli jellemzését kisebb jelentőségűnek tartjuk.

### Műtét előtti és utáni felvételek összehasonlítása

A két Meige-szindrómás alany közül az M1-es páciens vállalta a hőkezeléses műtéti beavatkozást, majd ezt követően további felvételeket, így lehetőségünk volt az operáció előtti és utáni állapot összehasonlítására. A betegről az első felvételsorozat pár héttel a műtét előtt készült, majd egy második kb. három hónappal, és egy harmadik kb. öt hónappal az operáció után. Érdekes, hogy az operációt Valálík doktor úr egyetlen oldalon hajtotta csak végre, de a beteg állapota az arc mindkét oldalán javult.

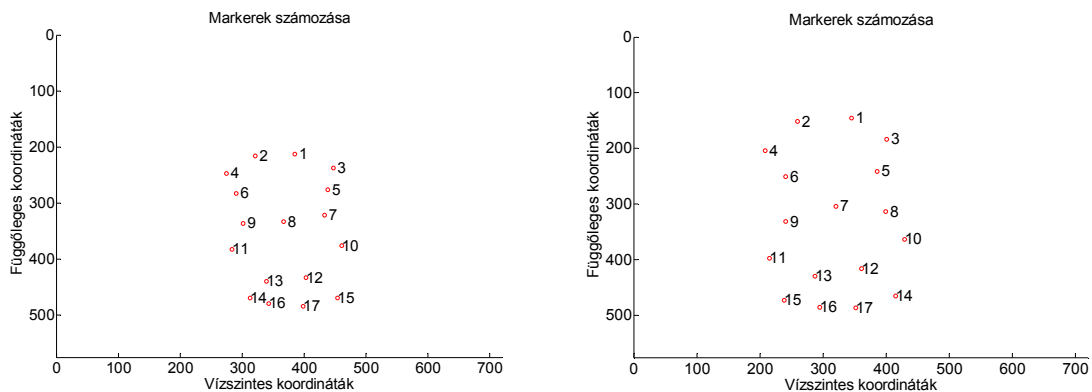
### Az aktivitások összehasonlíthatóságának biztosítása

Az aktivitás definíciójából következik, hogy értéke nem függ közvetlenül a felvétel hosszától. Ezzel szemben a mérési elrendezés befolyásolja. Ha a kamera közelebb van a felvett

alanyhoz, ugyanakkora valós elmozdulás a kamera képén nagyobbak tűnik, ezért nagyobb aktivitás értéket fog eredményezni.

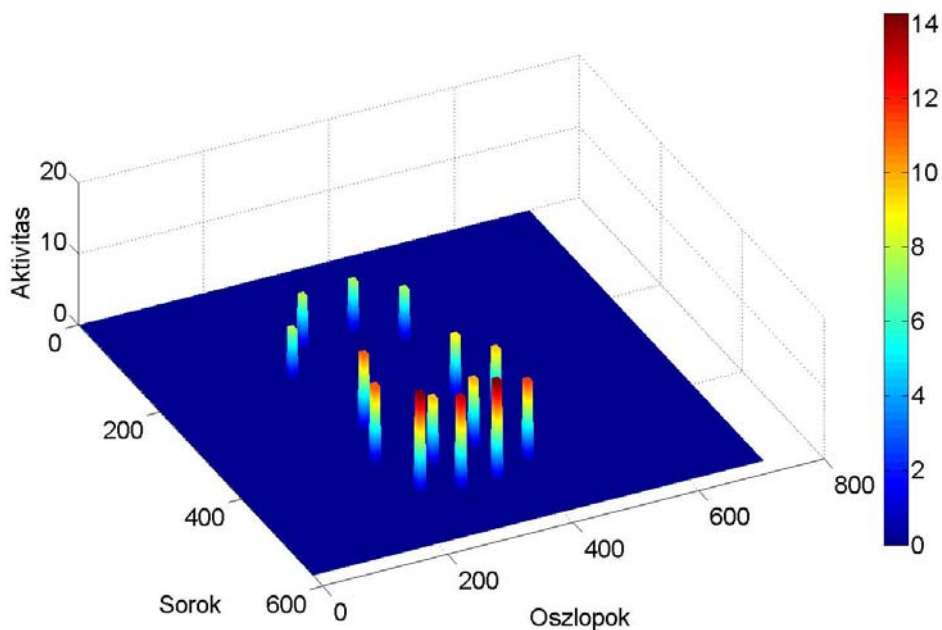
Mivel minden betegség személyenként egyedi módon jelentkezik, az objektív vizsgálati módszerek egy adott betegnél a saját magához viszonyított állapotváltozását ki kell tudnia mutatni. Az M1-es alany műtét előtti és utáni felvételei több alkalommal készültek. A mérések során nem volt olyan eszközünk, amellyel az azonos kamera-alany távolság azonos értékét biztosítani tudtuk volna, ezért az ebből következő zoom-hatást utólag korigáltuk.

A 4.17. ábra a markerek elhelyezkedését mutatja az első és a harmadik mérési alkalommal. Jól látszik, hogy a jobb oldali felvételen a kamera közelebb volt, ezért a mintázat fel van nagyítva.



4.17. ábra Markerek képe műtét előtt és után – nagyítási effektus.

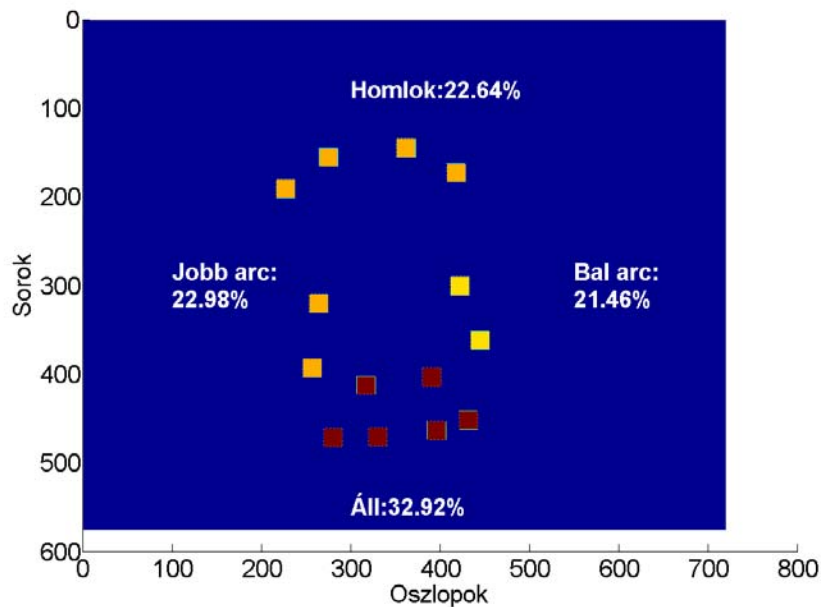
A két mérési alkalommal ügyeltünk arra, hogy a markerek az arc azonos pontjaira legyenek felhelyezve. A nagyítás mértékét úgy határoztuk meg, hogy megvizsgáltuk minden egyes markernél, milyen arányban nőtt meg a referencia ponttól való átlagos távolsága. A markerenkénti értékeket átlagolva azt kaptuk, hogy a nagyítás 20 százalékos volt, vagyis az átlagosan egy félképen megtett út is ennyivel megnyúlt. Ezért az aktivitások összehasonlításánál a műtét utáni méréshez tartozókat ennyivel csökkentettük.



4.18. ábra M1-es páciens markereinek aktivitása a műtét után.

Összehasonlítottuk az összes, műtét előtt és után készült felvételre a markerek aktivitásának átlagát. Ennek értéke a műtét után öt hónappal 38 százalékkal csökkent, viszont az egyes

felvételek aktivitásának szórása 20 százalékkal nőtt. *Vagyis a beavatkozás utáni állapot nem tűnik olyan stabilnak, még ha egészében véve javulást jelent is.* Érdekes, hogy a műtét után szabad szemmel a beteget figyelve ugyan látszanak még a korábbi betegségére utaló apró mozgások az arcán, de azt mondhatnánk, hogy a javulás szinte száz százalékos. Ugyanakkor a mért adatok nem ezt mutatják. Az aktivitási értékeket markerenként és arcterületenként ábrázolja a 4.18. és 4.19. ábra.



4.19. ábra M1-es páciensnél az aktivitás eloszlása az arcon a műtét után.

Azt látjuk, hogy a műtét előtt tapasztalt aszimmetria a jobb- és a bal oldal között nagymértékben csökkent.

## 5. Felső végtagok remegésének vizsgálata

Egészséges alany, valamint Parkinson-kóros betegek nyugalmi és poszturális tremorját vizsgáltuk. A három Parkinsonos alany közül kettőről (P1, P2) csak letámasztott karokkal készült felvétel. A harmadik betegen (P3) Valálik doktor úr műtéti beavatkozást végzett. A páciens jobb oldali agyféltekéjének a tremorért felelős részét lokális hőkezelésnek vetették alá. A kezelés hatásosságát az mutatja a legjobban, hogy a beteg bal kezére nem volt szükséges markereket felhelyeznünk, mivel az teljesen tünetmentes volt. A bal agyféltekén az ilyen jellegű műtétet csak nagy kockázattal lehetett volna elvégezni, mivel az agy beszédközpontja a tremorért felelős terület közvetlen közelében található, és félő volt annak károsodása a hőkezelés során. Ennek következtében itt az elektróda beültetése mellett döntött a doktor úr, mivel ennek hatását bármikor meg lehet szüntetni. Az elektródát egy beépített pacemaker vezérli, amit egy külső vezérlőegység segítségével lehet programozni. A mérések segítségével jól összehasonlíthatóvá válik a beültetett elektróda hatása, mivel a pacemaker ki- és bekapcsolt állapotában egyaránt lehetett felvételeket készíteni.

A felvételeket elemeztük az idő- és a frekvenciatartományban egyaránt. Az időtartománybeli paraméterek az aktivitás, az amplitúdó és a szabályosság voltak, a frekvencia analízisnél a domináns frekvencia.

### Mérés menete

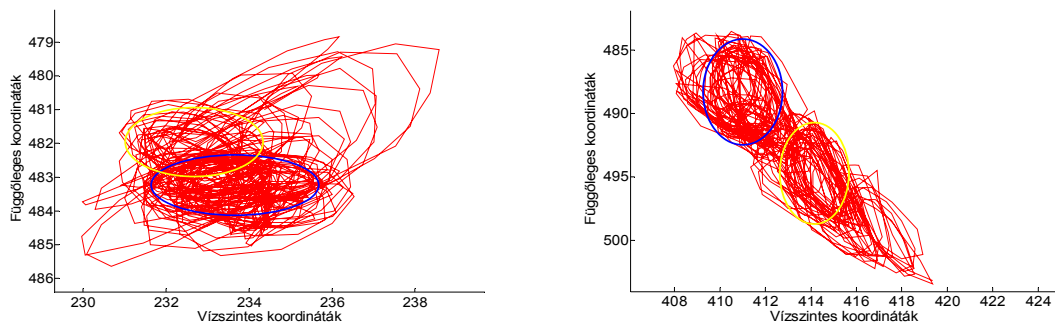
Az egyik mérési beállításnál a beteg nyugodtan ült egy kényelmes széken, kezeit a térdén pihentette. Általában az orvosok vizuálisan is így vizsgálják először a beteget. Mindkét kézre három vagy négy markert helyeztünk. Egyet a mutatóujjra, egyet a kézfejre, egyet az alkar felső részére és a P2-es páciensnél még egy negyediket a felkar alsó részére. A mérési elrendezés az 5.1. ábrán látható.



5.1. ábra A mérési elrendezés.

### Útpályák vizsgálata

A két Parkinson-kóros beteg az ölében pihentette a kezét, a markerek által leírt pályára közelítőleg ellipszisek illeszthetőek. Ezt szemlélteti az 5.2. ábra, amelyen a P3-as beteg jobb és bal mutatóujján lévő marker mozgása látható. A felvétel során a remegő ujjak helyzete megváltozott, ezért több ellipszis pálya is felismerhető. Látható, hogy mind függőleges, mind vízszintes irányban jelentős lehet az elmozdulás. Viszont az útpályák szabálytalansága miatt nehéz olyan feltételt találni, amely alapján a teljes síkbeli elmozdulásnál jól elkülöníthetőek a remegés periódusai. Ezért azt a megoldást választottuk, hogy a frekvencia, az amplitúdó és a szabályosság vizsgálatához azt a koordinátát használjuk, amelynél jelentősebb az elmozdulás mértéke.



5.2. ábra P3-as beteg jobb- és bal mutatóujján lévő marker mozgása.

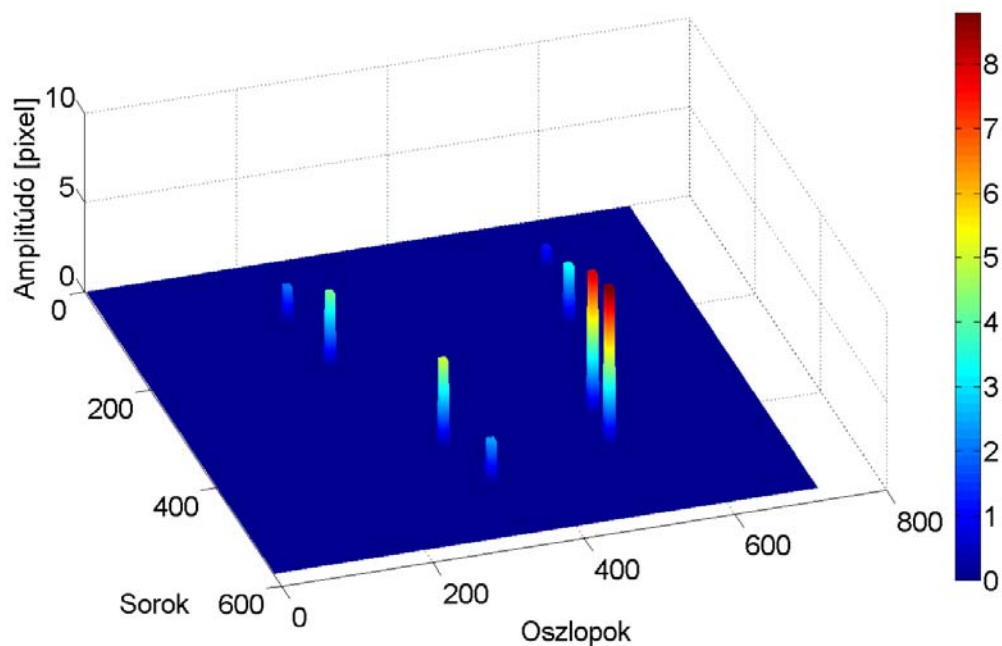
Abban az esetben, ha ez a függőleges vetület, számolni kell a marker-kamera távolságtól függő nagyítással. Az 5.1. ábrán illusztrált helyzetben a kézfej markereinek azonos elmozdulása a kamera képén nagyobbnak fog tűnni, mint a karon lévőké. A nagyítás mértékének meghatározása érdekében egészséges alanyról készítettünk felvételt a fent említett testhelyzetben. Karjára és kézfejeére összesen hat marker került. Ezután ismert távolságra, jelen esetben 10 centiméterre lévő markerpárt tettünk a kéz markereinek, majd az alkar markerének síkjába. Vízszintes irányban nem lép fel torzulás. A függőleges irányút vizsgálva azt tapasztaltuk, hogy a közelebbi, a kéz markereinek síkjában mért távolság vetülete 17 százalékkal nagyobb, mint a távolabbi síkban mérté. Ezért az összes elmozdulás és az amplitúdó vizsgálatánál (ha ez utóbbi a függőleges koordináták alapján történt) a fentiek alapján korrigáltuk.

### Nyugalmi Parkinsonos remegés vizsgálata

A remegést négy paraméterrel jellemeztük, amelyek segítségével jól kimutatható a végtagok mozgásában a betegség okozta aszimmetria.

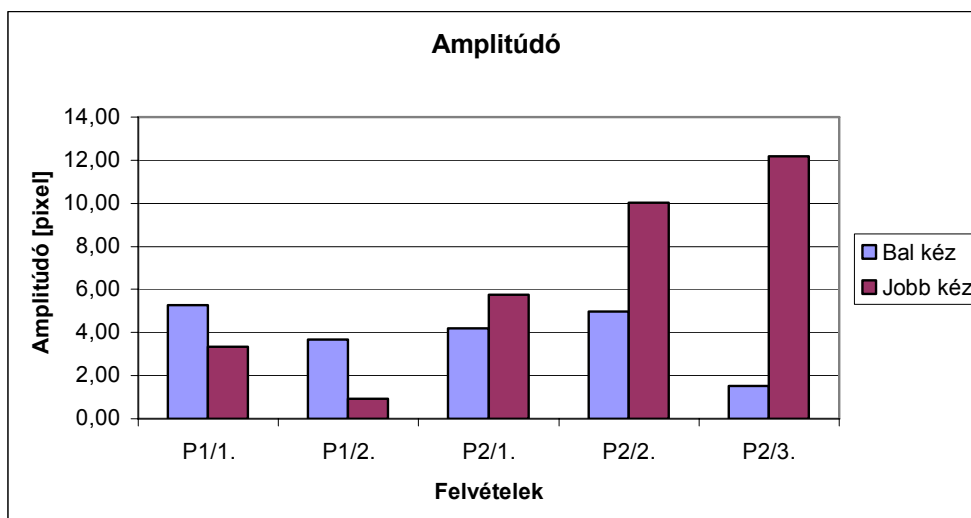
### Amplitúdó vizsgálat

A vizsgált remegés periódusokra osztható, majd markerenként ezek amplitúdójának értékét a teljes felvételre átlagolva az 5.3. ábrát kapjuk.



5.3. ábra P1-es markereinek nyugalmi aktivitása.

A P1-es betegnél mindkét oldal érintett volt, de a bal oldalon jobban mutatkozott a remegés. Érdeemes megfigyelni, hogy amíg a jobb oldalon a remegés amplitúdója az ujjak felé csökken, a bal oldalon pont az ellenkező történik. Szintén figyelemre méltó, hogy a jobb kar középső szakaszán (alkar, kézfej) a markerek nagyobb amplitúdóval mozogtak, mint a végtag végein (felkar, ujj).

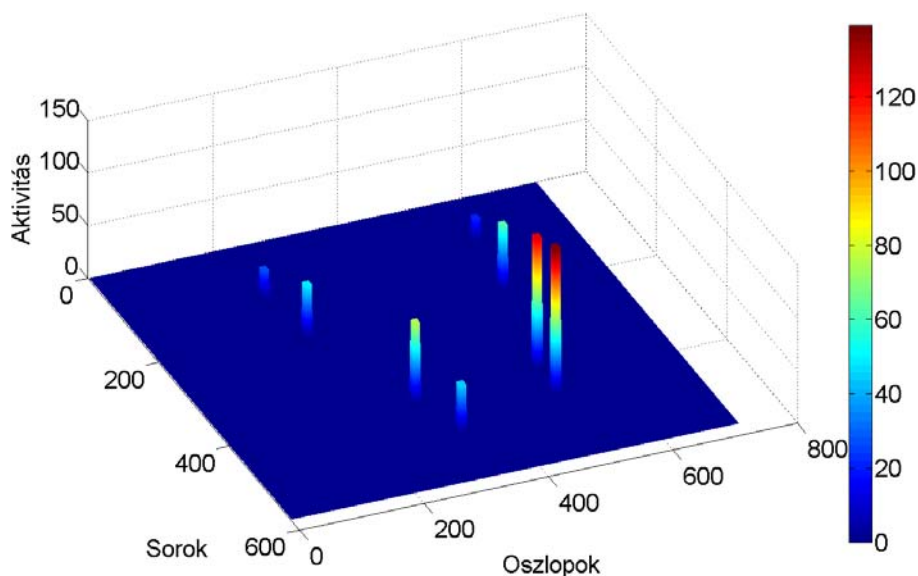


5.4. ábra Parkinson-kóros betegek remegésének amplitúdója a jobb és bal oldalon.

Ha összevetjük a két Parkinson-kórosban szenvedő alanyról készült felvételeket (5.4. ábra), az amplitúdó paramétere jól tükrözi a remegés aszimmetriáját a jobb és a bal oldal között. Eszerint a P1-es betegnél a bal, míg a P2-esnél a jobb oldal volt inkább érintett.

### Aktivitás

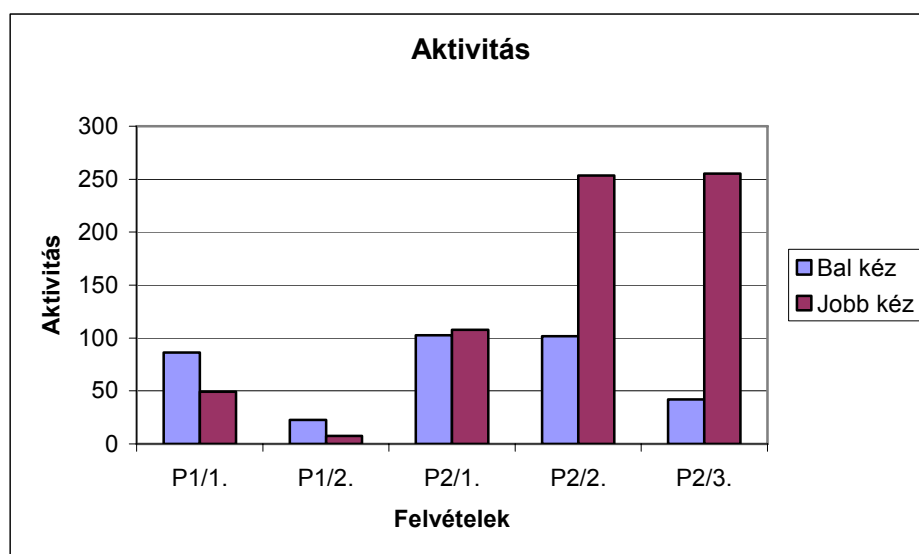
Pillanatnyi aktivitás alatt itt is a két mintavételi időpont között megtett távolságot értjük. Ezek átlaga az adott pont aktivitása a teljes felvételre. A pixelben kapott értékek százzal vannak szorozva a jobb értékelhetőség miatt.



5.5. ábra P1-es beteg markereinek aktivitása.



Az 5.5. ábra és az 5.6. ábra ugyanarról a felvételről készült. Azt tapasztaljuk, hogy az amplitúdó és az aktivitás paraméterek összhangban vannak egymással. Vagyis az aktivitás értékek aránya a két karon és egy karon belül is megegyezik az amplitúdók arányával.

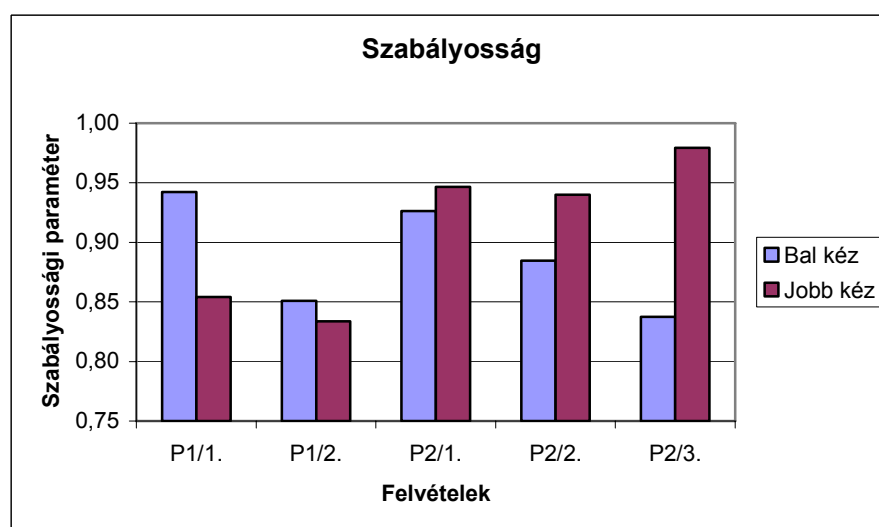


5.6. ábra A jobb és a bal oldal aktivitása P1-es és P2-es felvételein.

Ábrázolva a rendelkezésre álló felvételeknél az aktivitás értékeket a két kézre, ismét jól megfigyelhető az előző pontokban megállapított aszimmetria. Érdekes még megjegyezni, hogy bár látszik, melyik az erősebben érintett oldal, de az ugyanakkor készült felvételek sorozatánál az arányokban nagy lehet a különbség. Így például a P2-es betegnél az első felvételen szinte megegyezik a két oldal aktivitása, a harmadikon viszont a jobb oldalon ötször olyan nagy, mint a baloldalon.

### Szabályosság

A szabályosság vizsgálatához egy olyan paramétert definiáltunk, amely már hasznosnak bizonyult a Parkinson-kóros betegek egyik vizsgálati mozgásmintájának, az ujjdoboló mozgásnak az elemzésében. Itt az amplitúdó vizsgálatához hasonló módon a remegő mozgást periódusokra kell bontani. A szabályosság paramétere azt fejezi ki, hogy két periódus „alakja” mennyire hasonlít egymásra, vagyis a mozgás egy periódusa mennyire szabályosan ismétlődik. A paraméter 0 és 1 között vehet fel értékeket, az 1-es érték jelenti a tökéletes szabályosságot.



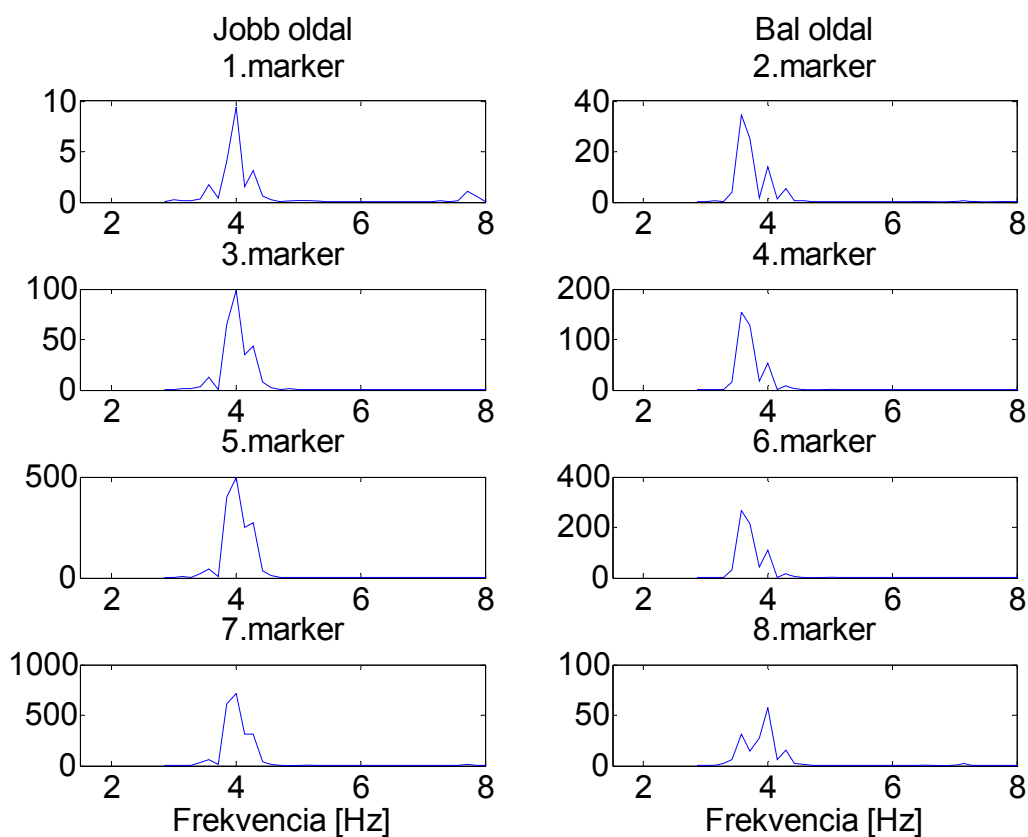
5.7. ábra P1-es és P2-es felvételeire a szabályosság a jobb és a bal oldalon.

A két Parkinson-kóros beteg felvételein meghatározva a szabályossági paramétert a jobb és bal oldalra szintén felismerjük az aszimmetriát, ld. 5.7. ábra. Nagyobb amplitúdó, ill. aktivitás értékekhez nagyobb szabályosság tartozik és a paraméter követi a két oldal közötti amplitúdó és aktivitás arányok változását. Például a P2-es alany 3. felvételén a szabályossági paraméter is jobban eltér a két oldalon.

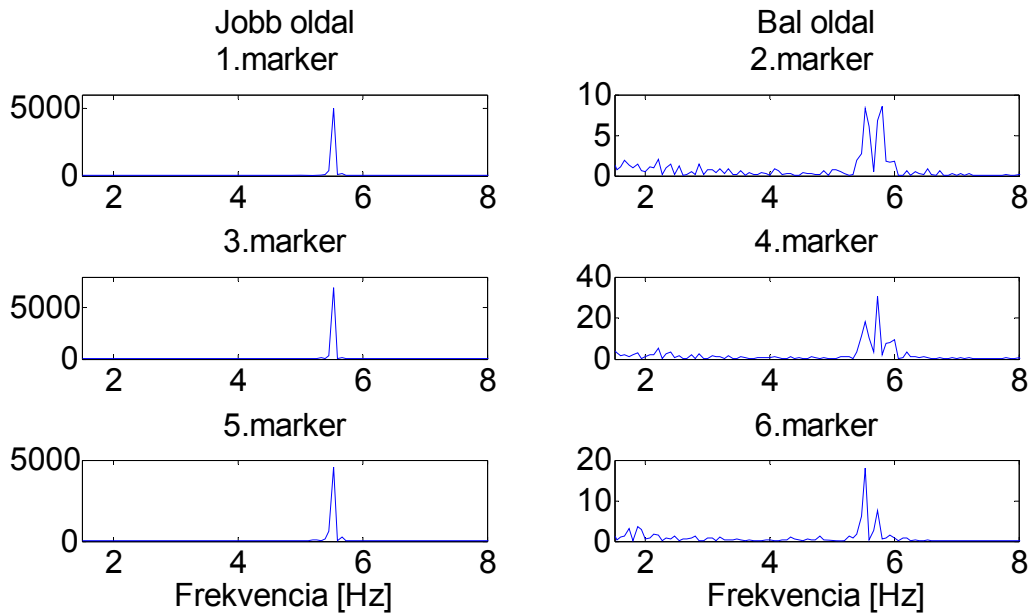
### Frekvencia analízis

A P1-es és P2-es beteg felvételeire elvégezve a frekvencia analízist látható az irodalom szerint a Parkinsonosokra jellemző 4-6 Hz-es tremor. Az 5.8. ábrán a P1-es páciens remegésének frekvencia-komponensei láthatóak. Érdekes, hogy a jobb- és bal oldalon a csúcsérték két különböző frekvenciához tartozik. A jobb kar domináns frekvenciája 4 Hz, míg a bal karé 3,5 Hz.

Az 5.9. ábrán azonban a P2-es beteg bal karjának remegésénél több frekvencia csúcs is megjelenik a spektrumban: 5,5 Hz-nél és 5,8 Hz-nél. Összevetve a jobb és bal oldali csúcsokat, azt tapasztaljuk, hogy az 5,5 Hz-es csúcs közös. A teljesítmény-spektrumok azt is mutatják, hogy a jobb kar remegése sokkal nagyobb intenzitású. Videó felvételen is látszik, hogy a jobb kar mozgásba hozza az ülő személy egész felsőtestét. Így a bal oldali spektrumban az 5,5 Hz-es komponens a jobb oldal hatásának tudható be.



5.8. ábra P1-es páciens trajektóriáinak teljesítmény spektruma.

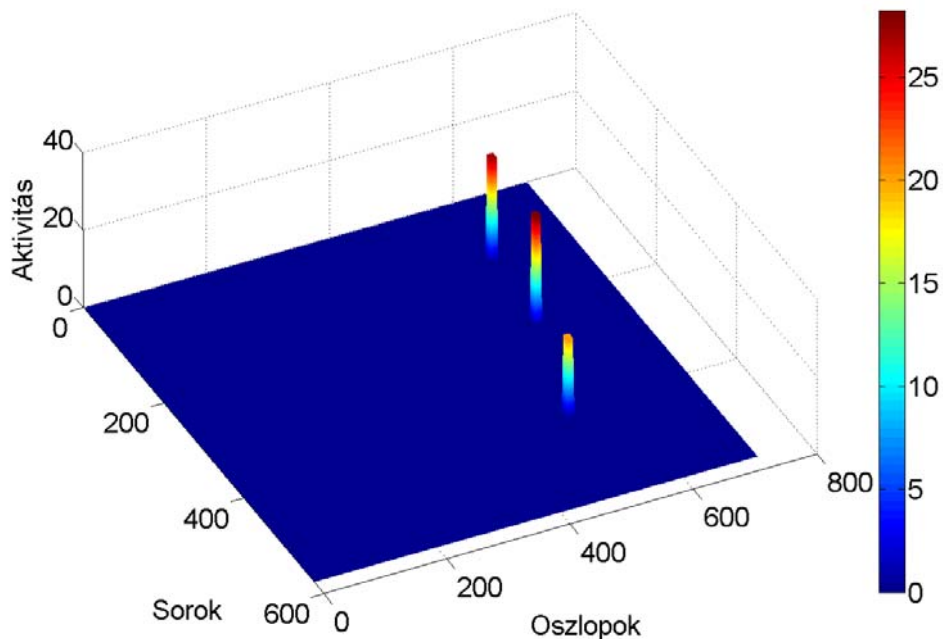


5.9. ábra P2-es páciens marker trajektóriáinak spektruma.

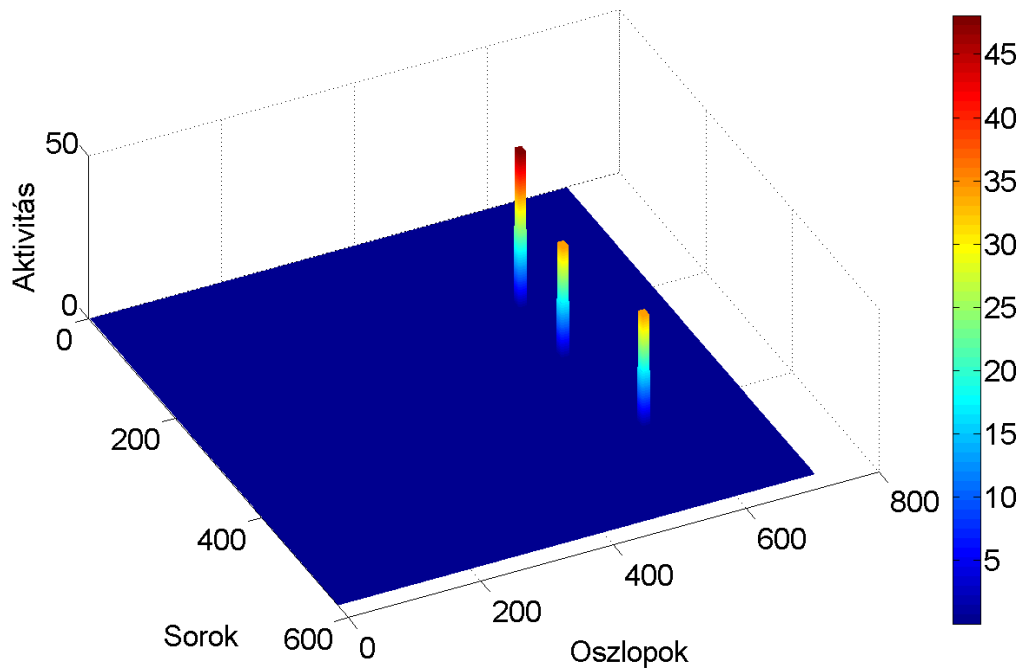
### A P3-as beteg bekapcsolt pacemakerrel

A pacemaker bekapcsolt állapotában a remegés mértéke annyira lecsökkent, hogy érdekesé vált a mozgás összehasonlítása egészséges referencia személyével. Ezért referenciaként a BME MIT Orvostechika laborban egészséges alannal mértünk először a nyugalmi tremort (kezek a combon pihennek), majd poszturális remegést (levegőben tartott kar). Arra törekedtünk, hogy a kamera körülbelül ugyanolyan távolságra legyen a mért személytől, mint a betegekről készített felvételek alkalmával. Ezt a kamera képén a markerek hasonló távolságával lehetett elérni. Fontos volt még, hogy a markerek ugyanazokra az anatómiai pontokra kerüljenek. A feldolgozásnál azonban kiderült, hogy mindezen igyekezet után sem sikerült teljesen kiküszöbölni a kamera távolságából fakadó nagyítást. Ezért ezt utólag korrigáltuk, hasonlóan az eltérő időben azonos paciensről készített arcmegézés méréseknél alkalmazott módszerhez.

### Aktivitás



5.10. ábra Egészséges referencia alany markereinek aktivitása.

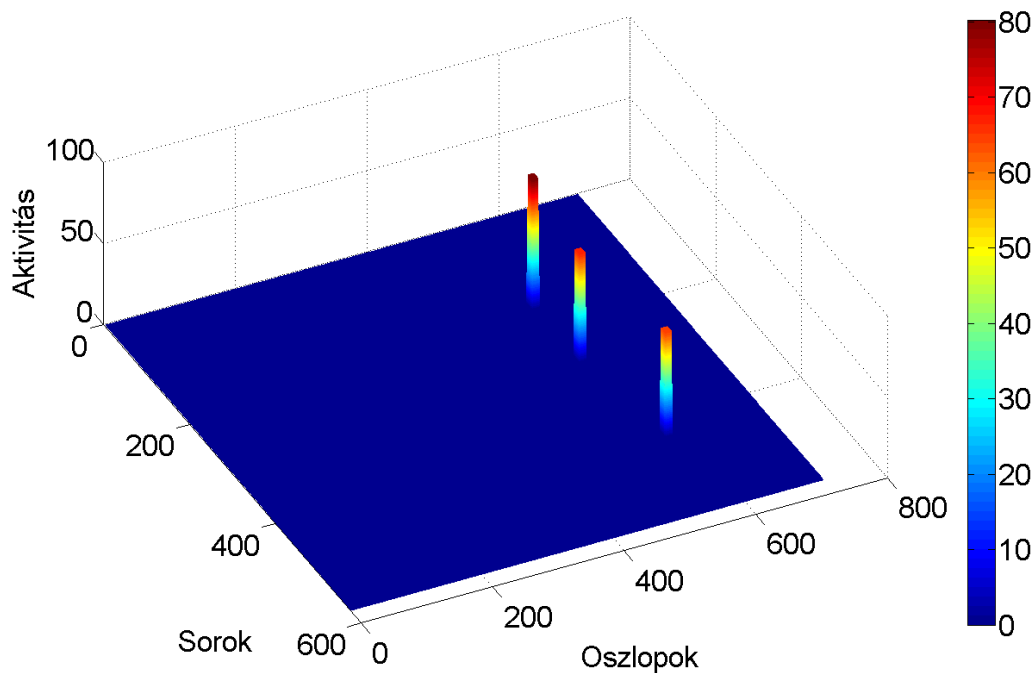


5.11. ábra P3-as alany markereinek aktivitása bekapcsolt pacemaker mellett.

Az 5.10. és 5.11. ábrák az alkar felső részére, a csuklóra és a mutatóujjra helyezett markerek aktivitását ábrázolják az egészséges és a P3-as alannál, akinél be volt kapcsolva a pacemaker. Látható, hogy nagyon közel esnek egymáshoz az aktivitás értékek.

#### Aktivitás kikapcsolt pacemaker-nél

A pacemaker kikapcsolásával az agyba ültetett elektróda nem ad több impulzust, ezért visszaáll az eredeti, műtét előtti állapot. A markerek aktivitását vizsgálva látszik, hogy a remegés intenzitása a bekapcsolt pacemaker mellett mértnek közel a duplájára nőtt.

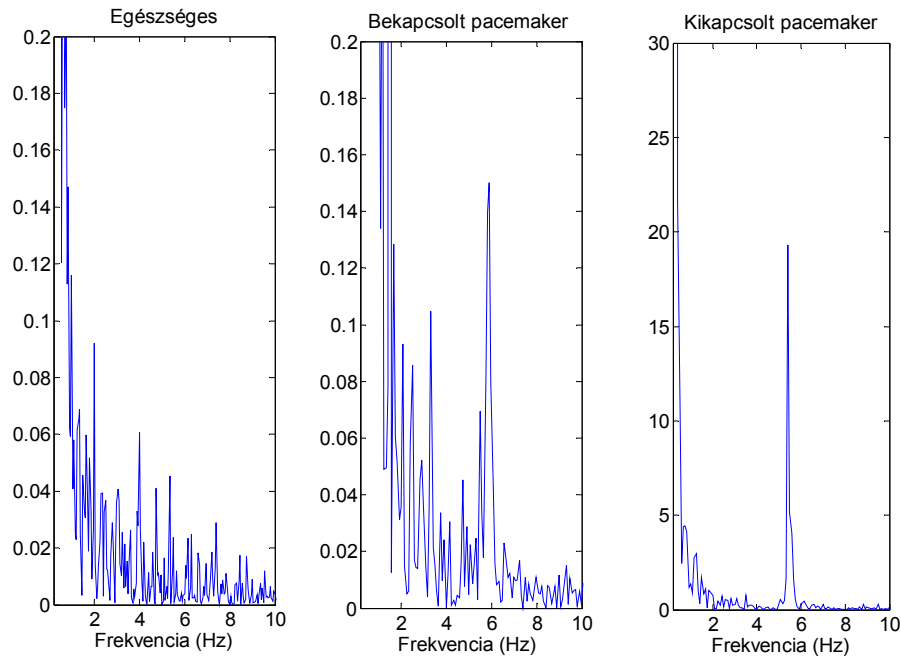


5.12. ábra P3-as páciens markereinek aktivitása kikapcsolt pacemaker mellett.

## Frekvencia analízis

Szabad szemmel úgy tűnik, hogy a bekapcsolt pacemaker a remegést tökéletesen el-tünteti. Felmerül a kérdés, hogy ekkor a kar remegése hogyan viszonyul az egészséges egyének-nél is állandóan jelen levő fizioiógias tremorhoz. Ezen kívül felfedezhető-e a spektrum alapján a Parkinson-kórra utaló frekvencia-csúcs.

A vizsgálatot a P3-as páciens karjára helyezett markerekre a pacemaker be- és kikapcsolt állapotában is elvégeztük. Összehasonlítás céljából egészséges kontroll személyen is végez-tünk méréseket. Az eredményeket az 5.13. ábra mutatja.



5.13. ábra Az alany könyökére helyezett marker spektruma  
a) egészséges b) P3-as bekapcsolt pacemaker c) P3-as kikapcsolt pacemaker mellett.

Az 5.13. ábrán bal oldalt látható, hogy az egészséges alany mozgásának spektrumában nem jelentkezik kiemelkedő csúcs. Hasonlót várnánk Parkinson kóros betegnél is, bekapcsolt pacemaker mellett. Az ilyen feltétellel rögzített marker elmozdulás spektrumát a középső ábrán látjuk. A két spektrumban található csúcsok teljesítmény értéke nagyon hasonló, azonban a pacemakeresnél kiemelkedik egy csúcs 5.4 Hz-nél, ami beleesik a Parkinson-kóros remegés 4-6Hz-es tartományába. Végül a jobb oldalon a kikapcsolt pacemakerrel felvett mozgás spektruma látható. Itt szintén nagyon határozottan megjelenik egy csúcs, melyhez tartozó frekvencia 5.9 Hz. Ez mutatja, hogy a pacemakerrel történő ingerlés esetén is jelen van a Parkinson kórra jellemző frekvenciájú remegés, de mintegy két nagyságrenddel kisebb amplitúdóval.

## Vállremegés vizsgálata

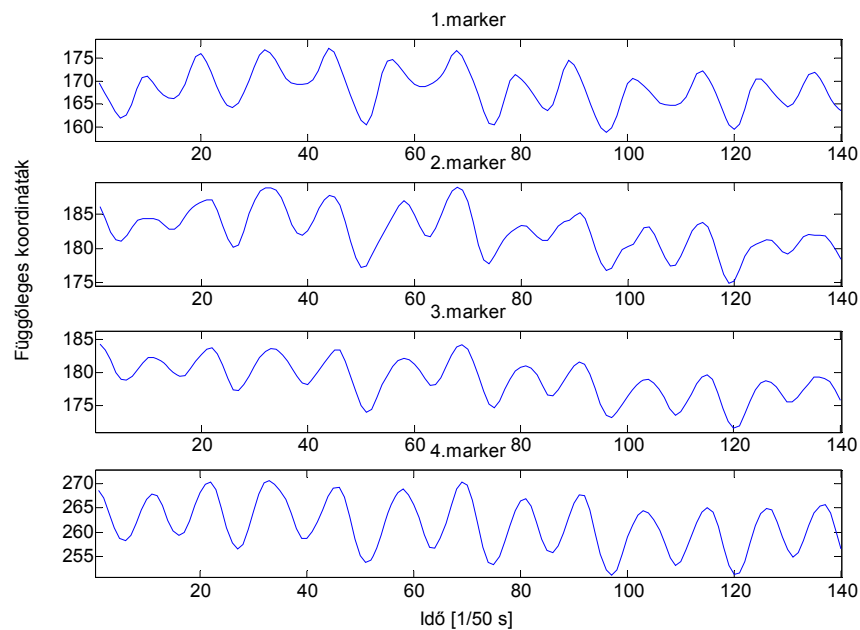
A vizsgált alanyok között volt egy ismeretlen betegségben szenvedő, huszonéves fiatalember is. A remegés a jobb kezén, karján és a vállánál jelentkezett, és csak akkor, ha azt fel-emelte. Nyugalmi állapotban, rátámaszkodás és teher felemelése közben egyáltalán nem volt észlelhető. A betegre a markereket az 5.14. ábrán látható módon helyeztük fel.



5.14. ábra Az X1-es páciensre helyezett markerek.

### Trajektóriák vizsgálata

A mozgás vizsgálatát a markerek trajektóriájának felrajzolásával kezdtük. Ennek egy érdekes szakaszát szemlélteti az 5.15. ábra.

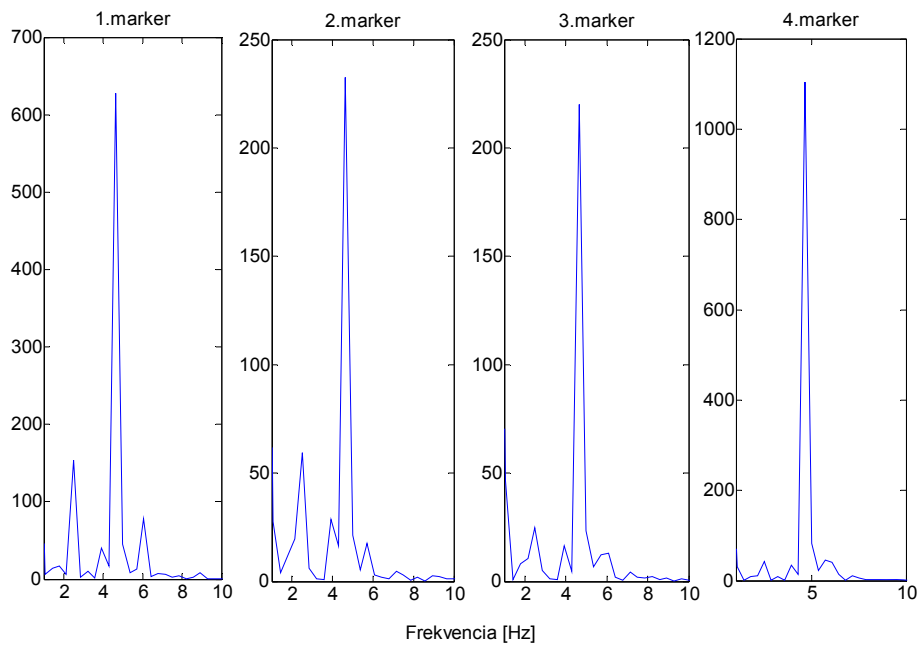


5.15. ábra X1-es betegre helyezett markerek trajektóriáinak függőleges vetülete.

A görbéken egy „M” betűhöz hasonló minta ismétlődik. Legerősebben az 1. markernél figyelhető meg ez a jellegzetes periódus, a 4. markernél már elég szabályos, szinuszszerű a változás. Már az időfüggvényből is következtetni lehet, hogy összetett periodikus mozgásról van szó.

### Frekvencia analízis

Az 5.15. ábra trajektóriáinak spektrumát az 5.16. ábra mutatja.



5.16. ábra X1-es beteg marker-trajektóriáinak spektruma.

Az 5.16. ábrán jól látszik a várt két frekvencia csúcs, a nagyobb 4.6 Hz-nél, a kisebb 2.5 Hz-nél. A második csúcs az 1. markernél a legjelentősebb, a 4. markernél szinte teljesen el is tűnik. Ez megfelel annak, amit a trajektóriákon láttunk.

## 6. Klinikai és otthoni használatra alkalmas eszközök kéz- és kar remegésének mérésére

A *Nine Hole Peg Test* egy egyszerű, elsősorban neurális betegségekben szenvedők állapotának felmérésére használt eljárás. A felméréshez használt szabványos eszköz egy fatáblából (amelybe kilenc lyuk van fúrva) és kilenc fa rudacskából áll. A beteg feladata, hogy kizárólag az egyik kezét használva a rudacskákat behelyezze a lyukakba, illetve miután valamennyit behelyezte, vegye ki azokat. Az ehhez szükséges időt, a mérést felügyelő „segítő” stopperóra felhasználásával méri.

Elkészült a teszthez használható eszköz elektronikus változata, ld. 6.1. ábra. A készülék jelentős előrelépés az eddig használt eszközökhöz képest. Szükségtelenné teszi a „segítő” jelenlétét a mérési folyamatban, hiszen a készülék maga méri, hogy a behelyezés és kivétel mennyi idő alatt történik. A mérési eredmények egy LCD kijelzőre kerülnek. Így lehetővé válik az önálló, akár otthoni használat is. A beteg otthonában folyamatosan nyomon követheti állapotának változását.



6.1. ábra Az elkészített elektronikus NHPT.

Újdonság továbbá, hogy az eszköz segítségével lehetőség nyílik a rudacskák behelyezésének sorrendjét előre meghatározni, ezzel egy jelentős lépést téve a reprodukálható mérés kialakítására. Az előre meghatározott minták (pl. sorok vagy oszlopok mentén történő haladás) erre különösen alkalmasak.

A készülékből három példány készült. Ezek közül kettő a főváros két kórházának neurológiai osztályán került elhelyezésre, ahol elsősorban sztrókos betegek bevonásával kezdődött meg a készülékek tesztelése, azzal a céllal, hogy az így szerzett tapasztalatok segítségével fejlesszük tovább a készüléket. További célkitűzésünk volt a teszt eddig pontatlanul meghatározott részeinek precíz definiálása.

A kézügyesség mérése bonyolult feladat. Nincs erre használható közvetlen mérési eljárás. Mérése általában úgy történik, hogy vizsgált alany kap egy olyan feladatot, amelynek elvégzéséhez szükség van a kezek, ujjak ügyességére. A mérési eredményt az elkészített feladat minőségéből, pontosságából vagy az elvégzéséhez szükséges időből származtatják. A méréshez használt feladatok általában igen egyszerűek.

A kéz remegésének mértékére lehet következtetni, ha megkérjük a vizsgált alanyt, hogy papírlapra rajzoljon egy egyenes vonalat. Ebből az alap gondolatból fejlődött ki a kézügyesség mérésének egyik ágazata. Közös jellemzőjük ezeknek a méréseknek, hogy van egy, általában két határvonallal kijelölt pálya, melyen belül végig kell vezetni egy pálcát vagy tollat. A mérés kiértékelése történhet elektronikus úton, a pálya határvonalával való kontaktus érzékelésével, illetve történhet a műveletről készített képanyag digitális feldolgozásával. A Groove-Type Steadiness Tester (6.2. ábra) egy kézremegés-érzékelésre fejlesztett eszköz. Működési elve a



fent leírtakkal megegyezik, a pálya szélével való kontaktust érzékeli. Több nyugalmi remegéssel foglalkozó publikáció során ezt a készüléket használták a mérések elvégzéséhez.



6.2. ábra Groove-Type Steadiness Tester.

A méréshez használt feladatok másik nagy csoportját alkotják az angol irodalomban 'peg board test'-eknek nevezettek. Ezekben a feladatokban kis rudacskákat kell egy táblán található furatokba helyezni. Az eredményt a feladat elvégzésének ideje adja. Nagyon változatos azonban a furatok száma, mérete és keresztmetszete. Ezek a paraméterek nagyban befolyásolják a feladat nehézségét. A nehézség megválasztását a mérés célja határozza meg. Használják ezeket a tesztek egészséges emberek (például alkalmassági vizsgálatok), illetve beteg, elsősorban idegrendszeri betegségben szenvedő emberek kézügyességének minősítésére. A feladatok nehézsége nyilván eltér a fent említett alkalmazások esetében. A furatok keresztmetszete lehet kör alakú, ebben az esetben a rudacska behelyezése csupán x és y irányú koordinációt igényel, illetve lehet bármilyen más, nem kör keresztmetszetű, ekkor az x és y irányú koordináción felül szükséges egy  $\gamma$  irányú elforgatás is.

Egy ilyen típusú, elterjedt teszt az O'Connor Finger Dexterity Test. Ennél a tesztnél a táblán 100 furat található, 10 oszlopba és 10sorba rendezve. A lyukak mellett kialakítottak a táblán egy bemélyedést melyben a kis pálcikák találhatóak. A tesztalany feladata, hogy a bemélyedésben található pálcikákból hármat-hármat helyezzen minden furatba. Ehhez nagyon hasonló teszt az O'Connor Tweezers Dexterity Test, ld. 6.3. ábra.. Ennél a tesztnél ugyanazt a táblát használják, mint az O'Connor Finger Dexterity Test esetében. A különbség az, hogy itt nem közvetlenül az ujjakkal, hanem egy csipesz segítségével kell behelyezni egy pálcikát a lyukakba. A mérést vezető személy stopperórával méri az időt. A pálcikák kicsi méretéből és nagy számából következik, hogy ezt a tesztet jellemzően alkalmassági vizsgálatokra használják.



6.3. ábra O'Connor Tweezer Dexterity Test.

Egy másik népszerű eljárás a Nine Hole Peg Test. Először 1985-ben Mathiowetz tanulmányában találkozhatunk ennek a tesztelési módszernek a leírásával. Mathiowetz idegrendszeri károsodást szenvedettek állapotának felmérésére fejlesztette ki az eljárást. Még ebben az évben az Occupational Therapy Journal of Research című folyóiratban publikálta kutatásai alapján az egészséges felnőttek számára meghatározott normáit. Mathiowetz kísérleteihez egy méreteiben pontosan definiált fa táblát használt, amelyen kilenc furat volt található. A furatokba szintén fából készült rudacskákat helyeztetett tetszőleges sorrendben a vizsgált személyekkel.

A mérési eljárás ismertté válásával párhuzamosan a kereskedelmi forgalomban is megjelent a teszt elvégzéséhez szükséges fatábla, a hozzá tartozó rudacskákkal, 6.4. ábra. Ennél az eszköznél a teszt elvégzéséhez egy „segítő” szükséges, aki az idő mérését végzi. További problémát okozhat a pálcikák kezdeti elhelyezése. Ahhoz, hogy a mérés reprodukálható legyen, azonos kezdeti feltételek megteremtése szükséges. A feladat elvégzése során a mozgás három fő fázisra bontható. Az első fázisban az alany felveszi a pálcikát, a másodikban a tábla fölé emeli, a harmadik fázisban pedig finom, precíz mozdulatokkal a lyukba helyezi. Az asztalra helyezett pálcikák tetszőleges irányba szabadon elgurulhatnak. Így az első fázis hossza – a pálcika megfogása – , ami az idő jelentős százalékát teszi ki, nagymértékben függ a pálcikák véletlenszerű elhelyezkedésétől.



6.4. ábra Kereskedelmi forgalomban kapható 9-HPT.

Kapható a kereskedelmi forgalomban az eszköz más változata is, 6.5. ábra. Ez a készülék műanyagból készül. A gyártó egy komplett csomagot kínál. Az idő mérésére egy stopperóra található a készletben. Az egymástól szabványos távolságban elhelyezett lyukak mellett van egy tálcaszerű bemélyedés, amely a pálcikák kezdeti tárolására szolgál, így a fent említett első fázis időtartamának szórása csökkenthető, a mérés „reprodukálhatóbbá” válik. Ehhez az eszközhöz azonban még mindig szükséges a „segítő” jelenléte, aki az időt méri.



6.5. ábra Kereskedelmi forgalomban kapható 9-HPT csomag.

A Nine Hole Peg Test a kézügyességet, ezen belül a kar, a kéz és az ujjak finommotoros mozgását minősíti. A tesztet eredetileg idegrendszeri betegségekben szenvedők számára fejlesztették ki.

2001-ben a National Multiple Sclerosis Society (NMSS) kifejlesztette a scleroris multiplex funkcionális összetevő tesztet. A teszt három független klinikai dimenzió méréséből áll. Az első a láb funkciója, a második a kézügyesség, a harmadik pedig a kognitív készség. A kézügyesség mérésére a NMSS a Nine Hole Peg Test-et választotta. A három részeredményből számolják az úgynevezett Z-értéket, mely a beteg állapotát jellemzi a referenciacsoporttól való eltéréssel. A láb funkcióját és a kézügyességet a feladat elvégzéséhez szükséges idő megadásával minősítik, a kognitív készséget vizsgáló PASAT-3 tesztre egy pontszámot kap a beteg. A Z-érték már dimenzió nélküli, hiszen azonos dimenziójú számok hányadosából származik.

$$MSF = \frac{\left[ \frac{1}{H} - \frac{1}{H_{ref}} \right] \left[ \frac{1}{SD_{H,ref}} \right] - \left[ \frac{W - W_{ref}}{SD_{W,ref}} \right] + \left[ \frac{P - P_{ref}}{SD_{P,ref}} \right]}{3} = \frac{Z_H - Z_W + Z_P}{3}$$

H: 9HPT (kilenc lyuk rúd teszt) eredménye, W: TWT (járás) eredménye,  
P: PASAT-3 (kognitív teszt) eredménye, ref: referenciaérték, SD: szórás (standard deviáció)  
MSF: MSFC pontszám (ezzel minősítik a beteget)

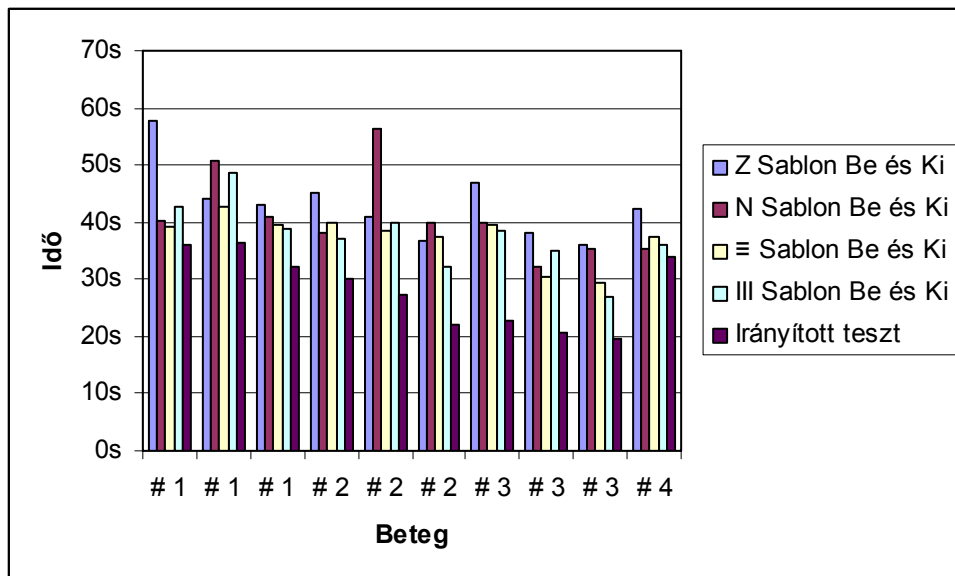
6.6. ábra Sclerosis multiplex funkcionális összetevő teszt Z-érték képlete.

A finommotoros mozgások koordinátlanságához vezethet az agyvérzés, a sztrók. Ezekben az esetekben a betegség sajátosságaiból következően, jellemzően a test egyik oldalára korlátozódnak a mozgászavarok. Hasznos információkat hordozhat az ilyen betegségben szenvedők kezűgyességének figyelése. Egyrészt segítségével következtetni lehet az idegi sérülés mértékére, másrészt a rehabilitáció során figyelemmel lehet kísérni a finommotoros mozgások javulását.

A kezűgyesség mérésének másik jelentős területe a gyermekek kezűgyessége fejlődésének nyomon követése. Hazánkban is folyamatosan egészségügyi teszteknek vetik alá a gyerekeket az általános- és középiskolás éveik során. Ilyenkor számos szempontból vizsgálják a tanulókat. Magasság, testsúly, BMI index, látás-, hallásvizsgálatok. Egyes országokban ezeknek a vizsgálatoknak részét képezi a kezűgyesség mérése. Az Amerikai Egyesült Államokban és Koreában is végeztek hasonló jellegű méréseket a Nine Hole Peg Test segítségével.

### Betegek vizsgálata

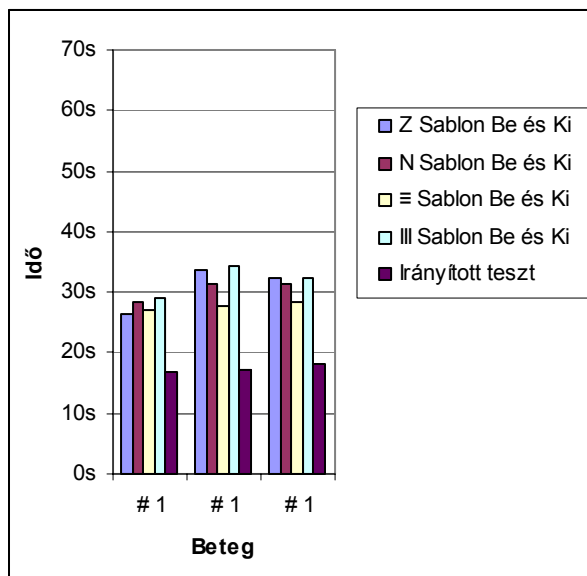
A Szent János Kórház Mozgásszervi rehabilitációs osztályán végzett tesztek referenciaként szolgálnak arra, hogy a beteg emberektől milyen eredményeket várhatunk, ld. 6.7. és 6.8. ábra.



6.7. ábra Betegek érintett kezével végzett mérések.

Az 1-es számú beteg agyvérzést követően került az osztályra. A 2-es számú betegnek egy hónappal a mérést megelőzőleg volt agyvérzése. Kezdetben igen súlyos finommotoros koordinációs zavarai voltak. A 3-as számú beteg alkoholizmusra visszavezethető neuropátiában szenved. A 4-es számú szintén sztrókos volt, azonban rajta a tesztek során nagyfokú motivátlanság és érdektelenség volt megfigyelhető. Az első három beteg többször hajtotta végre a testsorozat-

tot, ezért szerepelnek többször a táblázatban. A sztrókos betegek esetében csak az egyik kéz volt érintett.

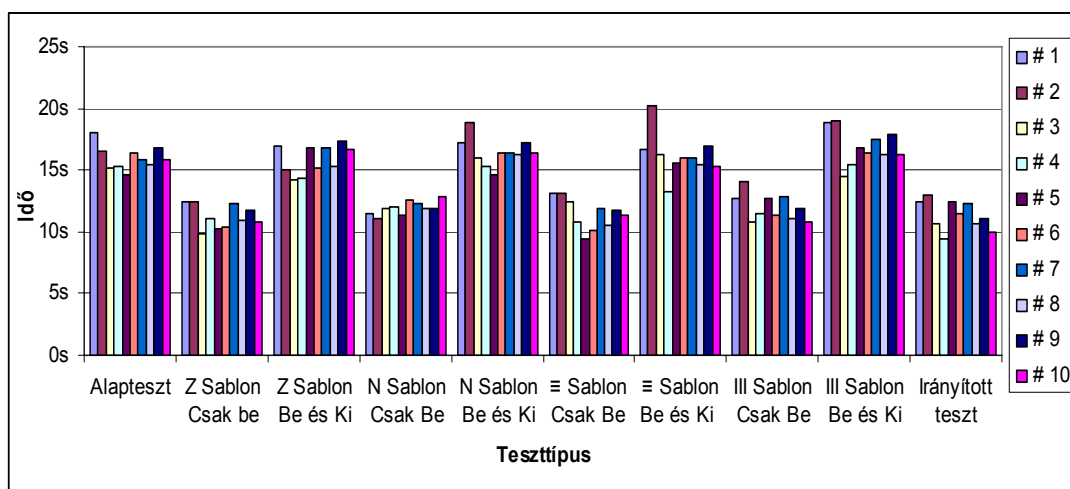


6.8. ábra Sztrókon átesett személy ép kezével végzett mérés.

Összehasonlításképpen nézzük az 1-es számú beteg ép kézzel végzett tesztek eredményét. Látható, hogy az ép kézzel elért eredmények sokkal jobbák mint a sérült kézzel elérték, azonban még ezek az eredmények is elmaradnak az egészséges kontrollszemélyek eredményeitől.

### Egészséges kontrollszemélyeken végzett mérések

10 egészséges kontrollszemély segítségével végeztünk méréseket valamennyi üzemmódban. A kontrollszemélyek jelentős része a huszonéves korosztályból került ki. A 8-as és 9-es számú alanyok harmincas éveik elején járnak, a 10-es számú alany pedig az ötvenes éveinek végén. A mérés előtt minden személy kapott lehetőséget, hogy ismerkedjen a készülékkel. *Ez lényegesen befolyásolja az elért eredményt.* A készülék első használata során jellemzően problémák akadtak az instrukciók követésével. Például rendszeres hiba volt, hogy az alaptesztben a pálcikák behelyezése után megálltak, elfeledkezve arról, hogy a pálcikákat ki is kell venni. Ezért személyenként az első két-három próbálkozást betanulási időszaknak tekintettük, és csak az ezt követő eredményeket vettük figyelembe.

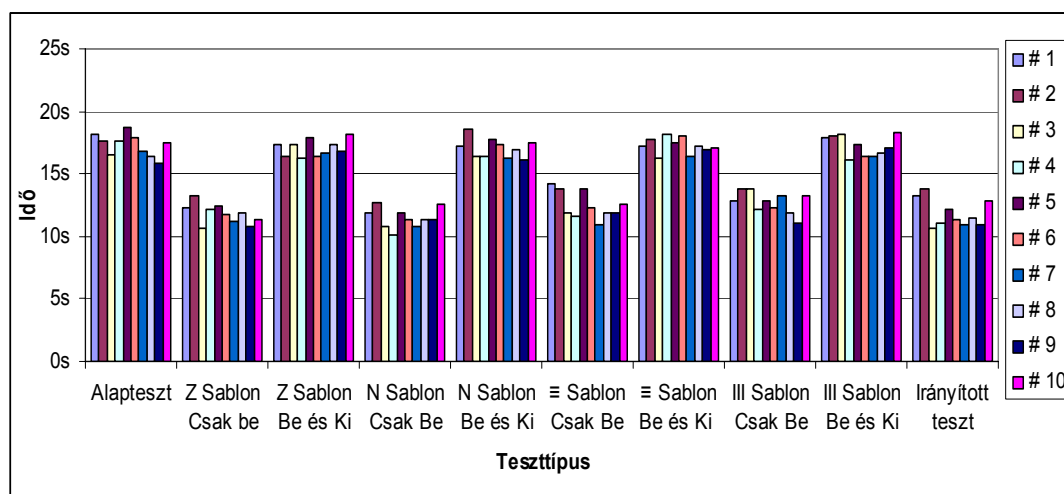


6.9. ábra Egészséges kontrollszemélyek, domináns kéz.

A mérések alkalmával sorra végeztettük el a készüléken található valamennyi tesztet a kontrollszemélyekkel. Először a domináns kézzel végezték el a tesztek. A tesztek közt igyekeztünk 1-2 perces szüneteket tartani. A tesztalanyok által elért eredményeket a 6.9. ábra tartalmazza. Ezen a 10 tesztalany által elért időeredmények láthatóak, a teszt típusa szerint csoportosítva. Bár kevés minta áll rendelkezésre, de azokból az tűnik ki, hogy 20-tól 60 éves korig nem mutatkozik korhoz köthető jelentős különbség a teszten elért eredményekben. Figyelemreméltó, hogy az egyes teszteken elért eredmények szórása igen kicsi. Igaz, hogy az elvégzett mérések száma is kicsi, így nem tekinthető reprezentatívnak.

Azt tapasztaltuk, hogy a kórházi megfigyelésekkel ellentétben, az egészséges személyek, mivel nincsen kudarcélményük, sokkal szívesebben használják a tesztet. Játéknak fogják fel, minél jobb időeredmény elérésére törekednek. Véleményünk szerint a súlyos betegek sem maga a kudarc a legfőbb visszahúzó erő, hanem az, hogy más, a terapeuta előtt kell megélnie a kudarcot. Kudarc alatt itt azt kell érteni, hogy a korábban egészséges fejjel egyszerűnek gondolt mozdulatok végrehajtása komoly nehézségeket okoz, vagy bizonyos esetekben nem is sikerül.

A kontrollszemélyek teljesítményét a nem-domináns kezüket használva is teszteltük, azt kutatva, mutatkozik-e meg különbség a domináns kézzel elért eredményekhez képest (ld. 6.10. ábra).



6.10. ábra Egészséges kontrollszemélyek, nem-domináns kéz.

A domináns és a nem-domináns kézzel elért eredményeket összehasonlítva nem tapasztalható szignifikáns eltérés. Bár jellemzően a nem-domináns kézzel időelért eredmények hosszabbak, átlagosan 0,68 másodperccel.

### Mérési eredmények fizikai fáradtság függvényében

Az egészséges emberek körében vizsgáltuk, hogy a fáradtság milyen módon befolyásolja az eredményeket. Először a kora délelőtti órában végeztük el a tesztek öt kontrollszemélyen, akik kipihent állapotban voltak. Az ekkor elért eredményeket tartalmazza az alábbi táblázat.

Teszt-alany	Alap-teszt	Z Sablon Be és Ki	N Sablon Be és Ki	≡ Sablon Be és Ki	III Sablon Be és Ki	Irányított teszt	Átlagtól való legnagyobb eltérés
# 1	15,13s	14,15s	15,96s	16,22s	14,45s	10,71s	1,038s
# 2	15,28s	14,4s	15,29s	13,28s	15,43s	9,41s	1,456s
# 3	14,6s	16,85s	14,64s	15,64s	16,8s	12,47s	1,144s
# 4	16,43s	15,12s	16,41s	15,98s	16,43s	11,47s	0,954s
# 5	15,83s	16,84s	16,38s	15,93s	17,53s	12,32s	1,028s
Átlag	15,454s	15,472s	15,736s	15,41s	16,128s	11,276s	
Szórás	0,69974s	1,30299s	0,76147s	1,20843s	1,20533s	1,26051s	

6.1. táblázat Pihent állapotban elért eredmények.

A fizikai fáradtság állapotában történő méréseket a késő esti, éjjeli órákra időzítettem. Ezeket az értékeket a következő táblázat tartalmazza.

Teszt-alany	Alap-teszt	Z Sablon Be és Ki	N Sablon Be és Ki	≡ Sablon Be és Ki	III Sablon Be és Ki	Irányított teszt	Átlagtól való legnagyobb eltérés
# 1	16,27s	17,58s	17,09s	19,45s	17,86s	10,65s	1,8s
# 2	15,45s	17,35s	14,44s	15,59s	16,22s	12,21s	1,54s
# 3	16,57s	15,9s	14,39s	17,01s	14,62s	11,01s	1,312s
# 4	17,69s	19,52s	16,68s	18,91s	15,21s	11,32s	2,392s
# 5	16,63s	14,72s	15,23s	16,39s	16,36s	10,55s	1,146s
Átlag	16,522s	16,854s	15,566s	17,47s	16,054s	11,148s	
Szórás	0,80481s	1,81598s	1,25771s	1,65124s	1,24011s	0,66747s	

6.2. táblázat Fáradt állapotban elért eredmények.

A fenti táblázatokról látható, hogy a nyugodt és a fizikailag fáradt állapotban elért eredmények közt nincs számottevő eltérés. Azon tesztek során, amelyekben a behelyezés után ki is kell venni a pálcikákat, jellemzően hasonló időeredményeket kaptunk. Fáradt állapotban az figyelhető meg, hogy egy-egy személy hullámzóbb teljesítményt nyújt, mint nyugodt állapotban.

## 7. Kézremegés mérése 3D gyorsulás szenzorral

A klinikai, illetve az otthoni használatra a PAM mozgásanalizátornál egyszerűbben használható, szakértő kezelőt nem igénylő és eredményt adó eszközt hoztunk létre, ld. 7.1. ábra. Ez a BME Méréstechnika és Információs Rendszerek ún. mitmót rendszeréhez illeszkedik, 3D gyorsulásérzékelő szenzoron alapuló modul. Kifejlesztésének az volt a célja, hogy a mozgások mérését követően az eredményekből olyan paraméterek legyenek kiszámíthatók, amelyek alkalmasak a mozgás objektív, számszerű minősítésére.

Nyilvánvalóan lehetetlen feladat az egyénenként eltérően jelentkező tünetek minden információtartalmát néhány számjegyre sűríteni, mégis nagyon sok értelme van ezzel foglalkozni, hiszen ezek a mérőszámok közös nevezőt jelentenek a betegekről szóló orvosok közti konzultációk során. Esetleges pontatlanságaik ellenére is mutatják a vizsgált paciens tüneteinek súlyosságát, a betegség mértékét, a gyógyszerelés hatását, a remélt javulást. Az otthon is használható eszköztől azt is várjuk, hogy a betegek motivációját növelve rehabilitációjuk hatékonyságát is javítják.



7.1. ábra Gyorsulásmérős modul a mitmóton.

Minden ébren levő egészséges ember keze egyénenként, és fiziológiai állapottól függő módon természetes remegést végez. Ez az ún. fiziológiás tremor jelensége. Számos idegrendszeri betegség, sőt önmagában az életkor előrehaladta is ennek a tremornak az erősödéséhez vezethet. Bizonyos betegségek, mint például a Parkinson-kór rendkívül erős remegési tüneteket produkálnak, melyek megnehezítik ebben a betegségben szenvedő emberek hétköznapi életét; akár egy pohár víz vagy egy kanál leves elfogyasztása is nehezükre esik.

Ezt a remegést gyógyszeres kezeléssel, vagy műtéti úton lehetőség van csillapítani. Ezeknek a módszereknek a hatásossága azonban objektív módszerekkel továbbra is nehezen vizsgálható. A BME Méréstechnika és Információs Rendszerek tanszéken folytatott kutatások közül több is a kézügyesség, koordinációkészség és remegés minősítésére irányult, például PAM, digitalizáló táblán történő rajzolás és ún. Nine-Hole Peg teszter segítségével. A gyorsulásérzékelőn alapuló szenzor a tér mindhárom irányába történő elmozdulásokkal párhuzamosan szükségszerűen fellépő gyorsuláskomponensek érzékeny mérésére alkalmas. A modulban használt MMA7260QT chip érzékenysége a 800 mV/g értékre is programozható, melyet egy 12 bites analóg-digitális átalakító dolgoz fel.

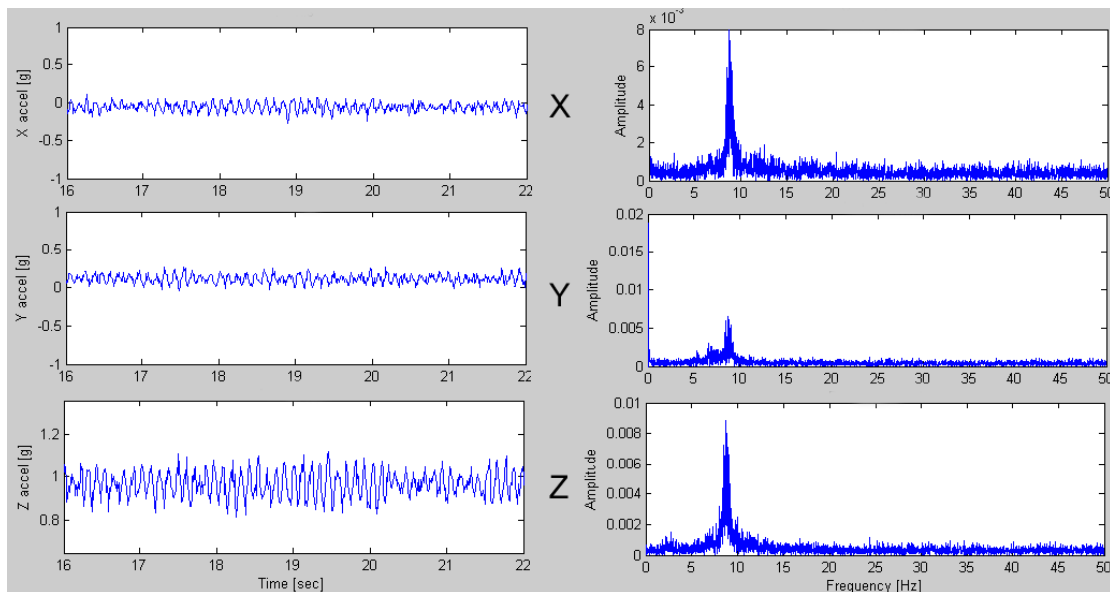
### Mérések az eszközzel

A félév során számos regisztrátumot rögzítettünk a készülékkel. Ezeket a következő körülmények közt vettük fel:

- Jobb és bal kar kinyújtva, a tenyér lefele fordítva, a készülék a kinyújtott ujjakon.
- Jobb és bal alkar asztallapon felfektetve csuklóig, tenyér felfele vagy lefele, készülék az ujjakon.
- Kézremegés vizsgálata pszichés stressz hatására 17 perc hosszú kísérletek alatt.

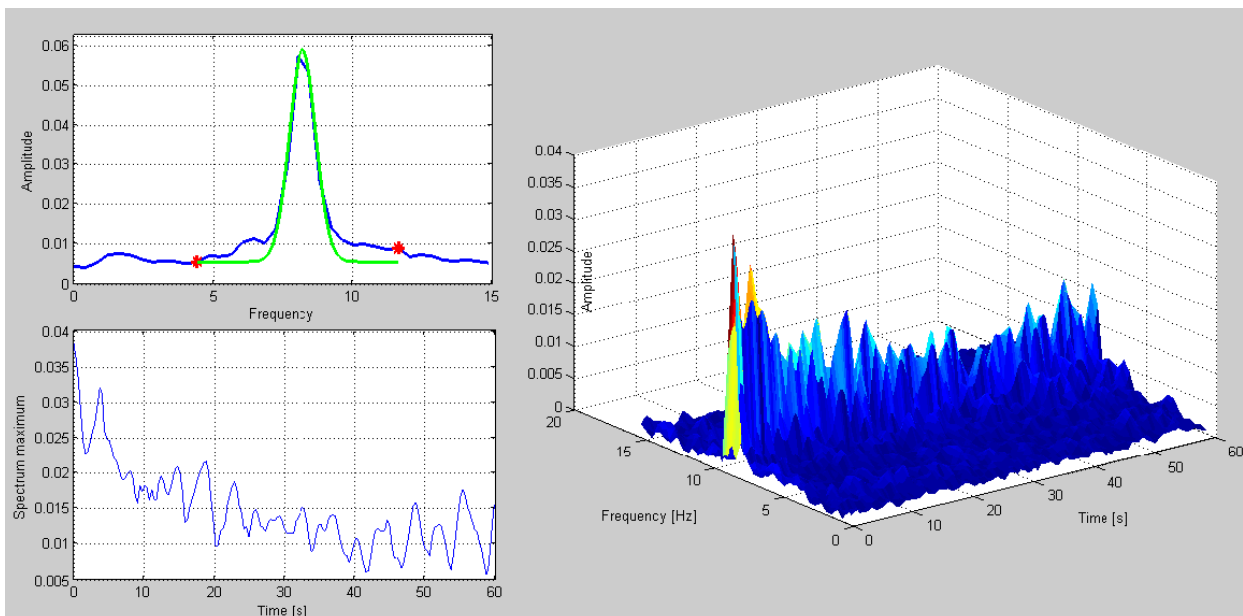
## Feldolgozás

A regisztrátumokat idő- és frekvenciatartományban is vizsgáltuk. A kiértékelő program a bemeneti adatok alapján felrajzolja az x, y és z irányban érzékelt gyorsulás időfüggvényét, és ezek frekvenciatartománybeli eloszlását, ld. 7.2. ábra.



7.2. ábra Kézremegésről 3D gyorsulásmérővel készült felvétel ábrázolása.

A másik vizsgálati lehetőség a jelek spektrogramjának elemzése. A frekvenciatartománybeli vizsgálat általánosságban kiemeli a jelben levő periodicitásokat, míg a spektrogram ezen összetevők időbeli változásainak vizsgálatára alkalmas. Az erre a célra elkészített kiértékelő program lefuttatása után egy alábbihoz hasonló kimeneti képernyőt láthatunk.



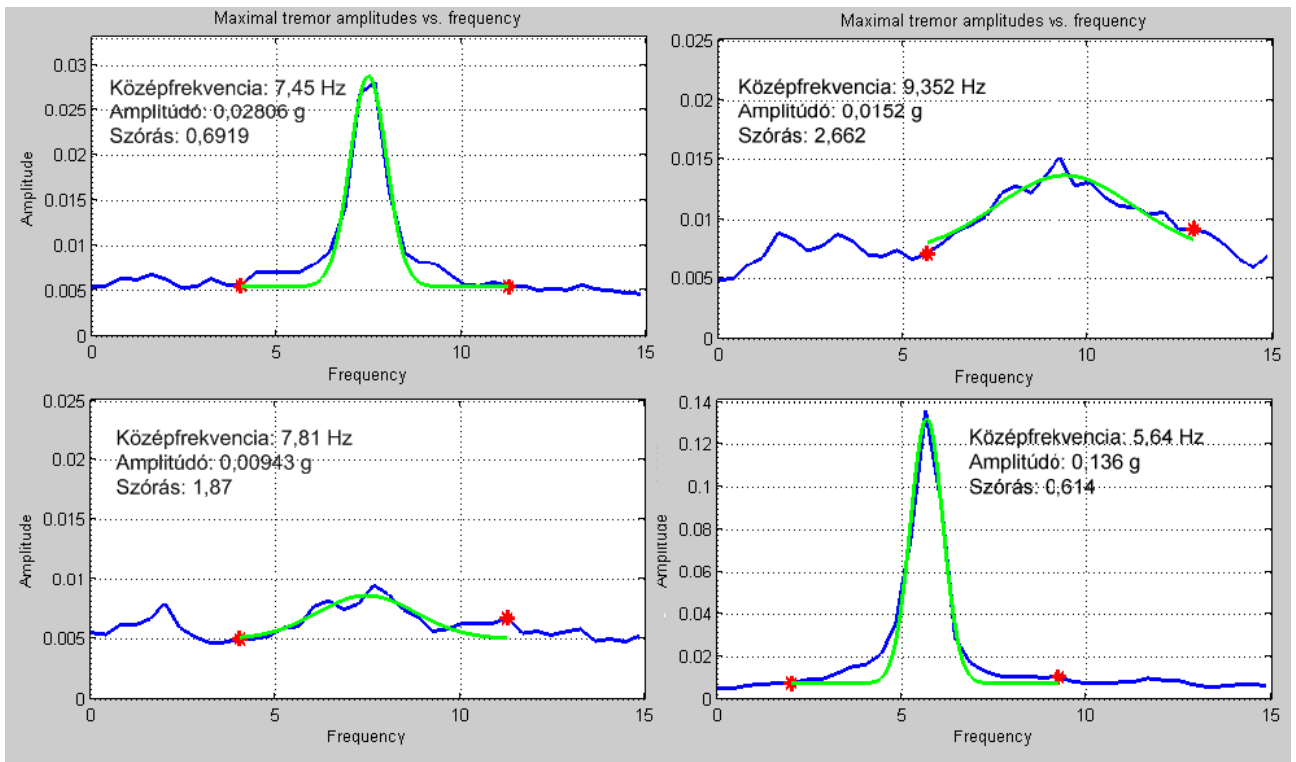
7.3. ábra Kézremegés részletesebb vizsgálata spektrogrammal és vetületeivel.

A jobb oldali 3D ábra a regisztrátum spektrogramja, bal oldalon ennek a frekvenciatengely és az időtengely menti vetületei vannak ábrázolva. A frekvenciatengely menti vetületre egy Gauss-görbe van illesztve.

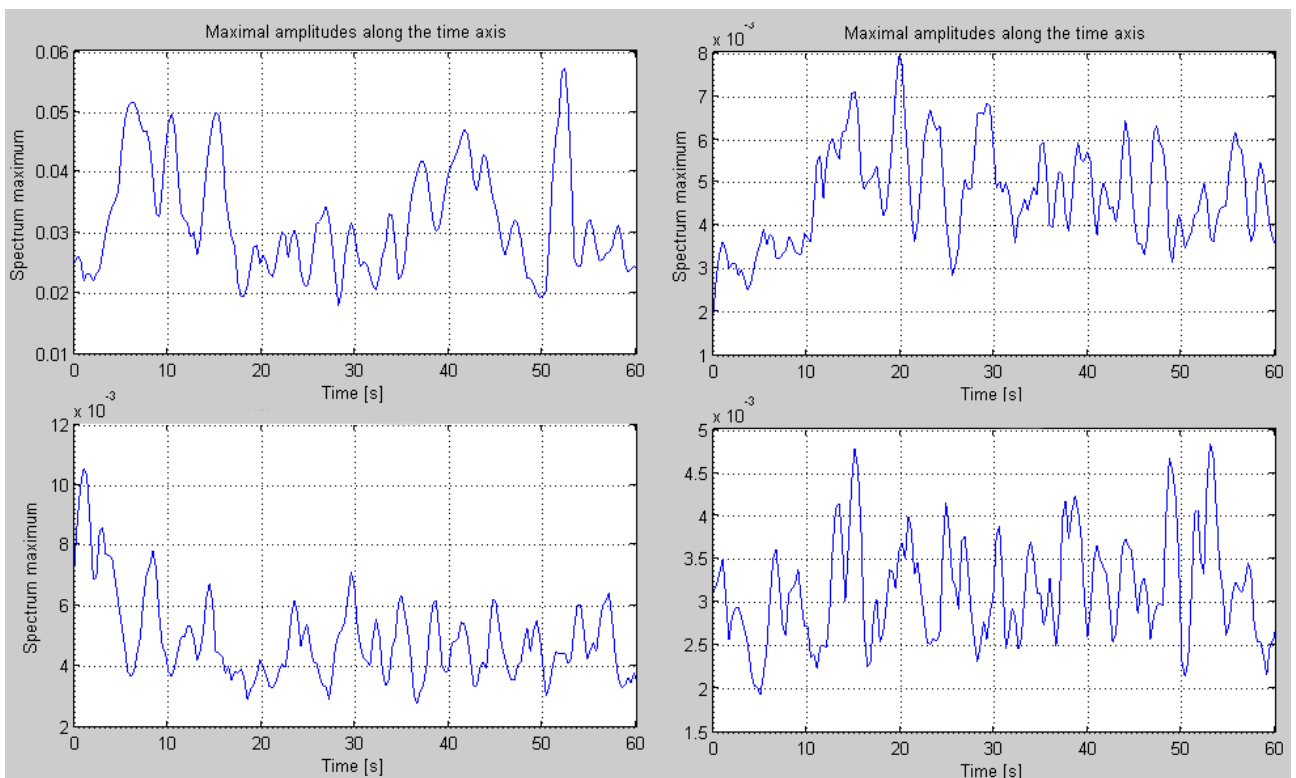


## Mérési eredmények

Nagyszámú (kb. 50) mérést végeztünk el egészséges embereken az előzőekben már ismertetett körülmények között. A 7.4. és 7.5. ábra néhány jellemző eredményt mutat be a frekvencia- illetve az időtartományban.



7.4. ábra Jellemző vetületek a frekvenciatengelyre.






7.5. ábra Jellemző vetületek az időtengelyre.

## 8. Az erő kifejtés és a tremor korrelációjának vizsgálata

A kutatómunkában résztvevő Bretz K.J., dr. Bretz K. és dr. Jobbágy Á. egy új eszközre és eljárásra kapott szabadalmi mintaoltalmat. A konstrukció az erő kifejtés és a tremor közötti korreláció meghatározását segíti elő. Az innováció célja olyan berendezés létrehozása volt, amely a kéz és az ujjak remegésének és az ujjak erő kifejtésének szinkronizált mérését lehetővé teszi, a finommechanikai és a mikroelektronikai munkafolyamatot szimuláló körülmények között.

Az elgondolás alapja az a felismerés volt, hogy a szerviz tevékenységhez tartozó finommechanikai, mikroelektronikai munka alkalmassági vizsgálatoknál az ipari munkaeszközt kell a mérőeszköznek szimulálnia. Jelen esetben például a kisméretű forrasztópákát és a csavarhúzó. További felismerés, hogy nem elegendő a szerszámfogás biztonságát, tehát a kézremegést, elkülönítve vizsgálni, mivel ez utóbbi a szerszámra kifejtett fogó-, szorítóerővel is összefügg. Fontos része a találmányi gondolatnak az a felismerés is, hogy a kéz traumáját követően, a rehabilitáció eredményessége objektívan ismerhető fel az eszköz fogásának biztonsága által, tehát a kézremegés és az erő kifejtés optimalizálásának jelen eszközzel egyidejűleg mérhető paramétereinek ismeretében.

A kitűzött célnak megfelelően a szerzők találmánya berendezés a kéz és az ujjak remegésének, az ujjak erő kifejtésének mérésére, főleg munkaélettanban, a rehabilitációban és a sportkutatásban végzendő vizsgálatokhoz, melyben adapterek, erőérzékelő és elektromechanikus vevőkészülék jelfeldolgozó, kiértékelő egységhez vannak kapcsolva,

Erő (N)	8,1	16,2	17,5
Sugár (mm)	4,2	5,2	5,7
Kép			

8.1. ábra. Az ujjak erő kifejtése és a tremor közötti kapcsolat.

## Publikációk jegyzéke

Bretz Károly János: *A testlengés és a kéz tremor mérés technikája*, Híradástechnika, vol. LX, 2005/4. 18-21. old., 2005 folyóiratcikk

Bretz Károly János: *Influence of Stress on Hand Tremor and Body Sway*, Proc. 12th PhD Mini-Symp., ISBN 963 420 830 4, pp.30-31., 2005 konferenciakiadvány

Bretz Károly János, Jobbágy Ákos: *Evaluation of hand tremor*, Conf. proc. EMBEC 05, Hozmann J, Kneppo P (eds), IFMBE Proc. Vol. 11. Prague, Nov. 20-25., 2005 konferenciakiadvány

Jobbágy Ákos: *Agyérbatasztrófát szenvedett betegek objektív minősítése.*, XXIV. Neumann Kollokvium kiadványa, Veszprém, 2005. december 16-17. 25. old., 2005 absztrakt

Nepusz Tamás: *Agyérbatasztrófát szenvedett betegek mozgásának vizsgálata*, BUDAMED 05 konf. kiadvány, Budapest, 2005. október 13. 30-34. old., 2005 konferenciakiadvány

Nepusz Tamás: *Agyérbatasztrófát szenvedett betegek mozgásának vizsgálata.*, Orvos- és Kórháztechnika, XLIII. évf. 6. szám, 174-178. old., 20052005folyóiratcikk0.000igen

Nepusz Tamás: *Grafikus felület orvosi célú mozgásanalizátorhoz.*, XXIV. Neumann Kollokvium kiadványa, Veszprém, 2005. december 16-17. 40. old., 2005 absztrakt

Orova Katalin, Horváth Zoltán, Szűcs Sándor: *Ujjdoboló mozgás analízise*, BUDAMED 05 konf. kiadvány, Budapest, 2005. október 13. 35-38. old., 2005 konferenciakiadvány

Bretz Károly János: *New Aspects of the Essential Tremor Measurement*, Proc. 13th PhD Mini-Symp., ISBN 963 420 853 3, pp.18-19., 2006 konferenciakiadvány

Bretz Károly János, Bretz Károly, Jobbágy Ákos: *Berendezés a kéz és az ujjak remegésének, az ujjak erő kifejtésének mérésére*, Bejelentés a Magyar Szabadalmi Hivatalnál., 2006 szabadalom

Jobbágy Ákos, Fazekas Gábor: *Agyérbatasztrófát szenvedett betegek objektív minősítése.*, Informatika és Menedzsment az Egészségügyben, V. évfolyam 1. szám, 2006. február. 37-41. old., 2006 folyóiratcikk

Jobbágy Ákos, Harcos Péter, Fazekas Gábor: *Clinical Application of a Movement Analyzer.*, IFMBE Proceedings, Vol. 14. Seoul, 2006. ISSN 1727-1983. ISBN 3-540-36839-6. Proc. of WC2006, pp. 2758-2762., 2006 konferenciakiadvány

Bretz K.J., Kovács V: *A fiziológiai tremor és az erő kifejtés korrelációja*, Dr. Keresztesi K. (szerk) Sporttudomány, neveléstudomány a gyakorlatért. 37. Mozgásbiológiai Konferencia Szarvas 2007. ISBN 978-963-87735-3-1. 30-37 o., 2007 konferenciakiadvány

Bretz, K.J., Vinogradskyy, B., Bálint, A., Lopatev, A., Bretz, K., Sipos, K: *Stress and postural sway.*, Intern. Congr. of Molodaya Sportivnaya Nauka Ukraini. Periodical Publ. No. 11. NVF. Lviv. Ukrainian Technology 2007 ISBN 978-966-345-116-9., 2007 konferenciakiadvány

Fazekas Gábor: *Biomechanikai ismereteken alapuló vizsgáló és terápiai eljárások a rehabilitációban*, Kineziológiai tanfolyam rehabilitációs orvosjelölteknek, Debrecen, 2007.febr. 27., 2007 egyéb

Fazekas Gábor: *A motoros károsodás felmérése és az állapotváltozás követése mozgáselemzéssel a rehabilitáció során*, Tanfolyam rehabilitációs szakorvosoknak. Budapest, 2007. április 16., 2007 egyéb

Horváth M, Jobbágy Á, Kiss RM, Kocsis L, Tállay A: *A mozgáselemzés alapjai*, In: Halász G (szerk.) *Modellezés a biomechanikában*, Budapest, Műegyetemi Kiadó, 2007 könyvfejezet

Jobbágy Á, Fazekas G: *Rating Stroke Patients Based on Movement Analysis*, In IFMBE Proceedings, Springer, MEDICON2007, Ljubljana, pp. 266-269, 2007 konferenciakiadvány

Jobbágy Á, Harcos P, Fazekas G: *Mozgásanalízis alkalmazása neurológiai betegségek diagnosztizálására*, In (Halász G. szerk.) *Modellezés a biomechanikában*, Budapest, Műegyetemi Kiadó, 2007. pp. 57-84, 2007 könyvfejezet

Kiss Rita M, Jobbágy Ákos: *Optikai alapú mozgáselemző rendszer.*, In: Kocsis L, Kiss R, Illyés Á (szerk.): *Mozgásszervek biomechanikája*, Budapest, Terc, 2007., 2007 könyvfejezet

Bretz, K.J., Király, T., Szuhay, P., Moldoványi, T., Bretz, K: *Comparative investigation of tram vibrations.*, IEEE Transactions on Vehicular Technology., 2008 folyóiratcikk

Csókay A, Valálik I, Jobbágy Á: *Early experiences with a novel (robot hand) technique in the course of microneurosurgery*, SURGICAL NEUROLOGY 2008 Jul 8. [Epub ahead of print], 2008 folyóiratcikk

Csókay A, Valálik I, Jobbágy Á: *Early experiences with a novel (robot hand) technique in the course of microneurosurgery*, Journal für Neurologie, Neurochirurgie und Psychiatrie: 5th Meeting of the Central European Neurosurgical Society, Abstracts., 2008 absztrakt

Jobbágy Á, Simon P, Fazekas G, Harcos P, Grosz Z: *Objective Evaluation of Stroke Patients' Movement*, In: NBC 14 Nordic-Baltic Conference on Biomedical Engineering and Medical Physics. Riga, Lettország, 2008.06.16-2008.06.20. (International Federation for Medical and Biol, 2008 konferenciakiadvány

Бретз, К.Й., Виноградский, Б., Лопатьев, А.А., Антал, Ш., Олах, Й: *Диагностика координационных компонентов целеустремленных движений руки человека. Теорія та методика фізичного виховання.*, UA ISSN 1993-7989 Vol.8. No.6. 8-11, 2008