

EMBERI KARMOZGÁSOK KINEMATIKAI MÉRÉSE ÉS ELEMZÉSE



Borbély Bence József

Doktori disszertáció tézisei

Pázmány Péter Katolikus Egyetem
Információs Technológiai és Bionikai Kar
Roska Tamás Műszaki és Természettudományi
Doktori Iskola

TÉMAVEZETŐK:
Prof. Dr. Szolgay Péter, D.Sc.
Dr. Laczkó József, Ph.D.

Budapest, 2017

1. Bevezetés

Az emberi mozgás kvantitatív mérése és elemzése alapvető fontosságú terület mozgatórendszerünk jobb megértése szempontjából. A mérési módszerek és mérőeszközök elmúlt évtizedekben tapasztalt fejlődése - az egyes mozgásminták objektív összehasonlításának lehetővé tételével - jelentősen hozzájárult mozgásrehabilitációs kutatások [1], sportolók teljesítményelemzésének [2] valamint a mozgatórendszer általános megismerésének [3] elősegítéséhez. Ezt a fejlődést tovább gyorsította a modell alapú elemzési technikák megjelenése a vizsgált mozgások anatómiailag releváns karakterisztikáinak feltárása által [4].

Magasabb szabályozási szinten a célkövető mozgások (kézzel és szemmel egyaránt) az emberi mozgásszabályozás egyik érdekes részterületét képviselik, melynek a követett céltárgy pályájának megbecslése szerves részét képezi. Erre jó példa periodikus mozgások esetén a követés kezdeti késleltetésének a fáziskésleltetéssel történő összehasonlítása [5] vagy azok az esetek, amikor a mozgás a cél eltűnése után is folytatódik [6]. A vizuális és a kézzel történő követés folyamatai jelentősen hatnak egymásra és közöttük a prediktív tényezők megoszlása figyelhető meg [7]. A vonatkozó szakirodalom ezidáig az ujjakon mérhető gyorsulások 2D követési hibától való függésének magyarázatával [8] és 3D követés esetén a követési pálya görbületével és térbeli mélységével foglalkozott [9], ám nem vizsgálta a kar ízületeinek vezérlését az egyes mozgási feladatok tükrében.

Kvantitatív mérések alkalmazásával az ízületi hajlásszögek variancia analízise (Uncontrolled Manifold Method (UCM) [10]) egy széles körben használt módszer, amellyel feltárhatók a mozgatórendszer azon belső mechanizmusai, melyek a kar kinematikai redundanciáját kihasználva vezérlik az egyes mozgások feladat-specifikus végrehajtását. Az UCM keretrendszerében a teljes ízületi variancia felbontása két ortogonális komponensre történik, melyek közül az egyik az elemzés során kiválasztott hipotetikus feladatváltozó (pl. a kar végpontja) mozgását befolyásolja, míg a másik arra nincsen hatással. A feladatváltozót nem befolyásoló varianciát a módszer „kontrollálatlan varianciának” nevezi (V_{UCM} , a vezérlő rendszer flexibilitásának indikátoraként értelmezhető), míg az erre merőleges, a feladatváltozót befolyásoló varianciát „kontrollált varianciának” (V_{ORT}). V_{UCM} és V_{ORT} hányadosa az említett feladatváltozó stabilitásának mérőszámaként értelmezhető (szinergia-index [11]), melynek magas értéke esetén a feladatváltozót befolyásoló „rossz” variancia kisebb mértékben figyelhető meg a feladatváltozót nem befolyásoló „jó”

variációhoz képest. A módszer sajátja, hogy a szinergia-index mindig a kiválasztott feladatváltóztól függ, ezért nem ad általános mérőszámot a mozgás során megfigyelhető ízületi kovarianciára. Az UCM módszert több mozgáskutatási vizsgálatban használták, többek között célt elérő karmozgások, ujj koordináció és mind a két kart érintő mozgások tulajdonságainak elemzésekor.

Technikai oldalról közelítve a kvantitatív mozgáselemzés leginkább közvetlen irányvonalú (line of sight, LoS) módszerekre épül, melyek fix marker-szenzor struktúrát és kontrollált laboratóriumi környezetet igényelnek. Ezek közül a legelterjedtebbek az optikai rendszerek, de előfordulnak ultrahang vagy elektromágneses technológián alapuló megoldások is. A megközelítés előnye, hogy a markerek térbeli pozíciója nagy pontossággal határozható meg (különösen optikai rendszerek esetén), hátránya viszont az alkalmazott szenzorok (pl. kamerák) által lefedhető térfogat határai miatt az elérhető mozgástér kisebb-nagyobb mértékű korlátozása. Noha ez a legtöbb, jelenleg alkalmazott mozgáselemzési szituációban nem jelent problémát, előfordulhatnak olyan esetek, amikor egy szabad mozgást lehetővé tévő mérési módszer előnyösebbnek bizonyulhat (pl. szabadtéri sportmozgások vagy egy munkakörnyezet ergonómiai vizsgálata).

Az elmúlt években az inercia szenzorok területén jelentős technológiai előrelépések voltak megfigyelhetők, aminek eredményeként olyan mérési módszerek fejlesztési lehetőségei nyíltak meg, melyek nagyobb térfogatú szabad mozgások vizsgálatát is lehetővé tehetik. A LoS és inerciális mérések közötti fő különbséget a mért modalitás jelenti: míg LoS rendszerek esetén a markerek térbeli pozíciója kerül meghatározásra az esetek többségében síkbeli vetületek (optikai) vagy időzítési információk (ultrahang) alapján, addig az inercia szenzorokat alkalmazó eszközök a szenzorok térbeli orientációját képesek megadni különböző fizikai mennyiségek (lineáris gyorsulás, szögsebesség és mágneses térerősség) közvetlen mérése által. A szenzor-orientáció nyers mérésekből történő meghatározása különböző fúziós algoritmusokkal történhet, ezek közül a legelterjedtebbek Kálmán-szűrő [12], gradiens alapú optimalizáció [13] és kiegészítő szűrő [14] alapú megközelítést alkalmaznak, a legtöbb esetben valós idejű futási teljesítménnyel beágyazott környezetben is. Mindezekon felül a MEMS (Micro-Electro-Mechanical-System) technológiára épülő kisméretű inercia szenzorok fejlődése megnyitotta az utat a jobban integrálható, viselhető mozgáselemző rendszerek létrehozás felé.

A mozgásminták pontos mérése mellett azok megfelelő - anatómiailag is releváns - elemzése kiemelkedő fontosságú az emberi mozgásvizsgálat-

ban. Habár a szakirodalomban több eltérő geometriai alapú megközelítés is található a mozgások leírására, a kinematikai és kinetikai elemzési módszerek egységesítésének igénye miatt egyre inkább elterjedté válnak az olyan modell alapú eszközök, mint a SIMM [15] vagy az OpenSim [16]. Az említett szoftvercsomagok használatával a mért mozgások egységes, anatómiailag releváns biomechanikai modellek segítségével elemezhetők, illetve igény esetén új modellek is létrehozhatók mozgáskinetikai és dinamikai számításokhoz. A kinematikai elemzési folyamat során az anatómiai szögek rekonstrukciója az általánosan alkalmazott offline *mérés-skálázás-inverz kinematika* elv alapján történik, amikor is a használt biomechanikai modellt (egy végtagtól teljes testig) a mért adatokra illesztjük. A folyamat során a modellt meghatározott pontjain virtuális markerek kerülnek elhelyezésre és úgy történik a modell méreteinek módosítása, hogy a virtuális markerek a lehető legjobban illeszkedjenek azokra a kísérletileg mért marker pozíciókra, amelyek a virtuális markerekkel megegyező elrendezésben kerültek felhelyezésre az alanyon. Az általános modell skálázása kiemelten fontos az egyes alany-specifikus modell példányok létrehozásához, míg az inverz kinematika a mért mozgást előidéző - modell által definiált - anatómiai szögek kinyeréséhez elengedhetetlen. A modell alapú eszközök megjelenésének eredményeként a gyógyászatban és mozgásrehabilitációban is hasznosítható információk közvetlen kinyerése egységesített folyamattá kezd válni, mely segítségével az egyes mozgási mintázatok összehasonlítása szélesebb körben lesz megoldható.

A karmozgások összetett (kinematikát és izomaktivitásokat is magába foglaló) vizsgálata az emberi mozgáselemzés egyik izgalmas részterülete, mely a vezérlési folyamatok és mintázatok részletesebb feltérképezése által hozzásegíthet minket mozgatórendszerünk jobb megértéséhez, ezáltal hosszabb távon elősegítheti például új rehabilitációs technikák megjelenését vagy fejlettebb kar- és kézprotézisvezérlő algoritmusok kifejlesztését. Ehhez a folyamathoz azonban a kinematikai mérés és rekonstrukció (nyers adatokból anatómiai szögek előállítás) szorosabb integrációjára van szükség, mivel az általánosan alkalmazott offline *mérés-skálázás-inverz kinematika* elv jelenleg nem alkalmas valós idejű működésre, szűk keresztmetszetet alkotva azokon a területeken, ahol a vezérlési mintázatok (pl. izomaktivitások) kinematikától függő valós idejű elemzése hasznosnak bizonyulna.

2. Alkalmazott eszközök és módszerek

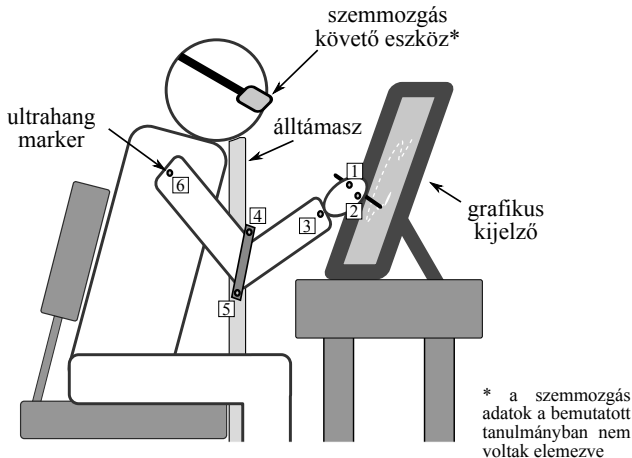
2.1. Kísérleti eljárás prediktív célkövető karmozgások vizsgálatához

Alanyok A vizsgálatban hét egészséges alany vett részt (hat férfi, egy nő, kor: 33.4 ± 12.4 év, átlag \pm szórás). Minden alany normál vagy erre korrigált (pl. szemüveggel) látással rendelkezett. Öt alany jobbkezesnek, két alany balkezesnek mondta magát az íráshoz használt kézdominanciájuk alapján. Minden alany a domináns kezével végezte el a mozgásokat.

Kísérleti elrendezés Az alanyok egy digitális tollal vezérelhető grafikus kijelző (WACOM Cintiq 21UX, 43.2×32.4 cm, frame rate: 60 Hz) előtt ültek, amely a mozgások kiváltásához szükséges stimulust jelenítette meg (1. ábra). A céltárgy egy 1 cm átmérőjű, sötét háttér előtt mozgó fehér korong volt. Az alanyok ülési pozíciója minden esetben úgy került beállításra, hogy a törzs- és fejmozgások minimálisak legyenek. A kijelző és az alanyok szemének távolsága minden esetben 40 cm-re lett beállítva.

A mérések során az alanyoknak a lehető legpontosabban kellett követniük a céltárgyat a domináns kezükben lévő digitális tollal. A követés hatékonysága a toll 2D adatainak felhasználásával került értékelésre. A kar térbeli mozgása egy ultrahang alapú mozgáselemző rendszer használatával történt (Zebris Medical, Isny, Germany), amely 33 Hz-es mintavételi frekvenciával rögzítette a kar anatómiailag releváns pontjain elhelyezett markerek térbeli pozícióit. A mért marker pozíciókból megtörtént a kar hét szabadsági fokot tartalmazó geometriai modelljének rekonstrukciója a kijelző koordináta rendszerében [J3] alapján. Az említett koordináta rendszer középpontja egybeesett a kijelző középpontjával, x és y tengelyei a kijelző vízszintes és függőleges tengelyeivel, míg a z tengely az alany felé mutatva, a kijelzőre merőlegesen lett definiálva (össességében jobbsodrású rendszert formálva).

Mozgáspályák Különböző álvéletlen 2D trajektóriák lettek létrehozva a céltárgy mozgásának meghatározásához. Ezek közül egy (TR1) csak periodikus mozgásfázisban volt megjelenítve, míg a többi pálya (TR2, TR3, TR4) véletlen sorrendben, ismétlés nélkül került alkalmazásra. Az egyes trajektóriák független x és y irányú sebességek integráljaként kerültek előállításra, melyek mindegyike öt - véletlen fázissal és négy másodperc periódusnak megfelelő alapfrekvenciával rendelkező - harmonikus



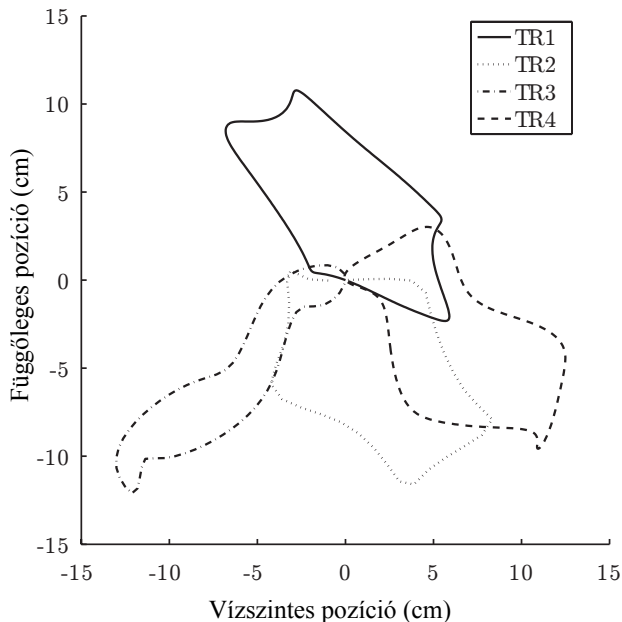
1. ábra. Kísérleti elrendezés. A számok az ultrahang alapú mozgáselemző rendszer markerit jelölik. Az alanyok egy támlás széken ültek, melyen a támla a törzs fixálásához volt beállítva. A céltárgy egy fehér korong volt a kijelzőn. A szaggatott vonal soha nem jelent meg, az ábrán egyedül a céltárgy mozgásának szemléltetését szolgálja.

összegeként jött létre. A céltárgy így generált trajektóriák menti mozgásánál fontos volt, hogy a mozgás a kétharmados teljesítményszabálynak (two-thirds power law) eleget tegyen, így a pályák egy nemlineáris újramintavételezés után nyerték el végleges alakjukat az (1) egyenletnek megfelelően, ahol V az érintő irányú sebességet, r a görbületi sugarat, K és α pedig az eljárás két szabad paramétert jelölik [17].

$$\frac{sd}{\Delta t} = V = K \left(\frac{r}{1 + \alpha \cdot r} \right)^{\frac{1}{3}} \quad (1)$$

Ezzel a módszerrel 14 különböző, egymástól független mozgáspálya lett előállítva. A 2. ábra a kísérlet során ismételt prezentációhoz használt négy trajektóriát mutatja, míg a fennmaradó 10 pálya mindegyike (az ábrán nem láthatók) „megjósolhatatlan” bevezető szakaszokként kerültek alkalmazásra az alábbiaknak megfelelően.

Mérési blokkok A kísérleti eljárás legkisebb egysége (próba) egy generált mozgáspálya egyszeri prezentációja volt. Az egyes próbák külön-



2. ábra. A céltárgy mozgási pályái. A négy másodperc periódusidejű trajektóriák öt darab véletlen fázisú harmonikus összegének integráljaként lettek előállítva. Az egyes címkék (TR1-TR4) véletlenszerűen lettek hozzárendelve a mozgáspályákhoz.

böző részblokkokba lettek szervezve, melyeket minden esetben négy másodperc szünet követett. Az egyes részblokkok első próbáinak adatai nem kerültek elemzésre, mivel ezek a mozgás elindítási szakasza miatt jelentősen különböztek a folytatólagosan végrehajtott mozgásoktól. A fő kísérlet összesen hat mérési blokkot tartalmazott, melyek mindegyike több részblokkból épült fel. Az egyes blokkok öt perc szünettel voltak elválasztva egymástól és az alábbiak szerint épültek fel:

(1) Az első blokkban egyedül a TR1 trajektória volt prezentálva azzal a céllal, hogy az alanyok megismerjék a mozgáspályát a későbbi prediktív követés elősegítése céljából (periodikus tanítás).

(2) A periodikus tanítás blokkot öt teszt blokk követte, melyek mindegyike 12 részblokkot tartalmazott. A részblokkok közül hat a TR2, TR3 és TR4 trajektóriákat tartalmazta álvéletlen sorrendben, mindegyik esetben egy „megjósolhatatlan” szakasszal bevezetve (nem periodikus teszt).

Ezekkel a részblokkokkal felváltva hat részblokk csak a TR1 trajektóriát tartalmazta (periodikus teszt), amelyek - a nem periodikus tesz blokkok szomszédságát leszámítva - megegyeztek a periodikus tanítás blokkjaival. Az így létrejött blokkstruktúra lehetővé tette az egyes trajektóriák többszöri prezentációját anélkül, hogy az alanyok felismerték volna, hogy nem véletlenszerűen generált mozgáspályákat követnek. A trajektóriák többszöri lekövetésére az alkalmazott kinematikai elemző módszer (uncontrolled manifold method) alapelemének számító ízület variancia-kovariancia kiszámításához volt szükség.

Annak vizsgálatára, hogy az egyes periodikus és nem periodikus prezentációk közötti eltérések valóban a mozgási mód és nem az eltérő trajektóriák miatt jelentkeznek, egy ellenőrző (kontroll) kísérlet került elvégzésre minden vizsgált alanynál legalább öt héttel az eredeti vizsgálat után. Ennek során egyetlen, 10 részblokkot tartalmazó nem periodikus mérési blokk került prezentálásra, melyben minden részblokkot egy „megjósolhatatlan” bevezető szakasz és a TR1-TR4 trajektóriák véletlen összeállítása alkotott.

A követési késleltetés elemzése A mérések elemzése során a követési késleltetés a digitális toll végpontja és a céltárgy közötti időkülönbséggel lett definiálva a [9]-ben leírt algoritmus alapján. Ennek értelmében minden mérési pontban meghatározásra került a toll és a céltárgy távolsága az aktuális időpontot megelőző 500 és a rákövetkező 100 ms-ban. A késleltetés értéke a legkisebb távolsággal rendelkező valamint az aktuális időpont különbségeként lett definiálva. A követési késleltetés minden érintett mérési pontra kiátlagolt értéke meghatározásra került minden alanyra, mérési blokkra és prezentációs módra.

A ízületi varianciák kiértékelése (uncontrolled manifold method) Az egyes prezentációs módokhoz tartozó ismételt mozgásokra kiszámításra került a teljes ízületi variancia értéke, amit annak strukturális felbontása követett az uncontrolled manifold módszerével [10, 11]. Az elemzés során feladatváltóként a digitális toll képernyőn elfoglalt pozíciója lett meghatározva. Az alkalmazott eljárás során a teljes ízületi varianciát két független részre bontjuk, melyek közül az egyik befolyásolja a feladatváltót, míg a másik nincsen arra hatással. Az átlag konfiguráció körüli kis ízületi eltérésekre az irreleváns variancia értéke közelíthető az ízületi hajlásszögek azon vetületeinek varianciájával, melyek a feladatváltó Jacobi-mátrixának nullterére kerülnek leképezésre. Ezzel párhuzamosan, a feladatváltó szempontjából releváns variancia

a Jacobi-mátrix nullterét kiegészítő ortogonális alterére levetített ízületi hajlásszögek varianciájával közelíthető.

Az eljárás során meghatározott szinergia-index az így előálló irreleváns és releváns (szabadsági fok szerint normalizált) varianciák hányadosaként van értelmezve, melynek magasabb értékei a rendszer nagyobb fokú rugalmasságát és szélesebb alkalmazkodási képességét mutatják külső tényezők hatásaival szemben [11]. A követési késleltetéshez hasonlóan az ízületi varianciák strukturális felbontása minden alany, mérési blokk és prezentációs mód esetén elvégzésre került.

Statisztikai elemzés Annak eldöntése érdekében, hogy a követési teljesítményt befolyásolták-e az egyes trajektóriák (TR1-TR4), a kontroll kísérlet mindegyik függő változója (követési késleltetés, teljes ízületi variancia, szinergia-index) elemzésre került egy négy szintes repeated measures ANOVA keretein belül. A fő kísérlet méréseinek kiértékelése két független repeated measures ANOVA eljárással történt, külön a periodikus tanításra és a teszt blokkokra. A tanító blokk közben történő tanulási folyamat kimutatására az érintett 10 részblokkból párosával csoportosítva egy öt szintes ismételt faktor került előállításra és elemzésre. A periodikus és nem periodikus prezentációs módok közötti eltérések, valamint a tesztblokkok során fellépő esetleges tanulási folyamatok kimutatása érdekében az elemzés során a prezentációs mód (két szint) és a blokk sorszám (öt szint) voltak ismételt faktorokként alkalmazva. A vonatkozó post-hoc tesztek a Tukey HSD teszt használatával kerültek elvégzésre. Az egyes hatások $p < 0.05$ α hibák esetén lettek szignifikánsként értelmezve. Az adatok eloszlásának normalitásvizsgálata a Lilliefors teszttel történt, míg a gömbszerűség (sphericity) eldöntéséhez a Mauchly sphericity teszt került alkalmazásra. Azokban az esetekben, amikor a gömbszerűség nem volt megfelelő, a Wilks lambda többváltozós teszt volt használva. Normál eloszlású változók esetében a leírók átlag \pm szórás, míg egyéb esetben medián [interkvartilis terjedelem] alakban kerültek megadásra.

2.2. Viselhető mérőeszköz prototípus

Fejlesztési platform és eszköz firmware A disszertációban részletezett, karmozgások vizsgálatát célzó viselhető mérőeszköz prototípusának kifejlesztése egy nagy teljesítményű STM32F407VG mikrokontroller köré történt. A fejlesztés megkönnyítése érdekében a prototípus első verziójában egy STM32F4 Discovery fejlesztőkártya alkotja a rendszer központi elemét. Az eszköz vezérlő szoftvere (firmware) beágyazott C

nyelven Eclipse környezetben készült egy Ubuntu 12.04 LTS rendszeren, a GNU Tools for ARM Embedded Processors szoftvercsomag felhasználásával. Az eszköz programozása és debuggolása OpenOCD használatával történt. A prototípus firmware-e az egyes feladatok átlátható és jobban ütemezhető végrehajtása miatt a nyílt forráskódú FreeRTOSTM¹ valós idejű operációs rendszer használatával lett létrehozva. Az alacsony szintű eszközmeghajtók implementálása az STM32F4 Discovery kithez tartozó gyári szoftvercsomag (Standard Peripheral Library, version 1.1.0) vonatkozó részeinek alkalmazásával történt. A mikrokontroller DMA vezérlője minden olyan esetben kihasználásra került, amikor ez a feladatvégrehajtás további párhuzamosítását lehetővé tette.

Inercia szenzorok Az ízületi hajlásszögek méréséhez a prototípusban egyetlen integrált chipen megvalósított 9-tengelyű inercia szenzorok kerültek alkalmazásra (MPU-9250, 3×3×1 mm-es méretben). Ezek mindegyike három független érzékelőt tartalmaz, melyek egyenként három tengelyen képesek mérni a rájuk ható lineáris gyorsulás (3D gyorsulásmérő), szögsebesség (3D giroszkóp) és mágneses térerősség (3D magnetométer) mértékét olyan határok között, melyek a legtöbb emberi mozgás vizsgálatát szaturáció nélkül teszik lehetővé. A prototípus tervezett célterülete alapján (lassútól közepes sebességig terjedő karmozgások) az egyes szenzorkomponensek az alábbi paraméterezéssel kerültek beállításra:

Gyorsulásmérő: ± 2G, 16-bit, 200Hz

Giroszkóp: ± 500°/sec, 16-bit, 200Hz

Magnetométer: ± 4800μT/sec, 16-bit, 100Hz

Szenzorfüzió Az egyes szenzorok térbeli orientációinak nyers mérési adatokból történő rekonstrukciójához egy nyílt forráskódú, kis számításigényű orientációs szűrő algoritmus került alkalmazásra [13]. A használt módszer közvetlenül quaternion kimenetet ad - ezzel elkerülve a gimbal lock jelenséget - és képes stabil 200 Hz-es kimeneti teljesítményt adni a használt platformon.

Eszkövezérlés és adatmegjelenítés A prototípus vezérlése, a mérési adatok valós idejű megjelenítése és az egyes utófeldolgozó lépések elvégzése egy erre a célra kifejlesztett MATLAB (Mathworks, Natick, MA, USA) szoftver segítségével történik. Erre a verzióra építve azonban egy MATLAB-független, Python alapú csomag fejlesztése is megkezdődött a

¹<http://www.freertos.org/>

Kivy keretrendszer használatával², mely egyetlen kódbázis használatával teszi lehetővé a főbb asztali operációs rendszerek mellett mobil platformok (Android, iOS) bevonását is a lehetséges futtatási környezetek közé.

2.3. A kar kinematikájának valós idejű rekonstrukciója

Modell alapú mozgáselemzés A bemutatott munkában referencia modell alapú mozgáselemző eszközként az OpenSim-et választottam, mivel fejlett dinamikai motort használ (Simbody), kezeli a SIMM modellformátumát, többfajta programozási felületet biztosít egyedi szoftverekkel történő integrációhoz (MATLAB, Java, Python), emellett nyílt forráskódú és aktív fejlesztői és felhasználói közösség áll mögötte. A modellek leírásához szöveg alapú XML formátumot használ, melyben az emberi test biomechanikai leírásához szükséges releváns információk találhatóak meg (testek, kinematikai korlátok, erők (izomdefiniciók)).

Karmozgások OpenSim-mel történő elemzéséhez a jelenleg elérhető legrészletesebb kinematikai felső végtag modell került kiválasztásra (Stanford VA Upper Limb Model [18]). A kadaver méréseken alapul, 15 szabadsági fokot és 50 izomszakaszt tartalmaz, lehetővé téve a mozgáskinetika, izom-ín hossz változások, erőkarak, izomerők és aktivációk vizsgálatát egy anatómiailag releváns keretben.

Markerek és összetett forgatások mátrixainak kapcsolata A választott karmodell inercia szenzorokból származó mérésekkel történő használatához egy prototípus marker halmaz került definiálásra. Ehhez a modell főbb anatómiai ízületeiben (váll, könyök és csukló) meghatározott ortonormált bázisokat definiáltam, melyekben a markerek úgy lettek elhelyezve, hogy az adott ízület aktuális összetett forgatási mátrixát reprezentálják.

Mivel a modell definíciójából fakadóan az azon elhelyezett markerek követik a hozzájuk rendelt „szülő” test mozgását, az egyes ízületek összetett forgatási mátrixai minden mérési pontban meghatározhatók a prototípus markerek globális referencia rendszerben elfoglalt pozíciói alapján. Ennek kihasználásához azonban elengedhetetlen, hogy az egyes ízületekhez tartozó marker halmazok végig ortonormáltak maradjanak a mérések során, amihez az egyes karszegmensek orientációi (inercia szenzorokkal közvetlenül mérhető formában) biztonságosabb információt nyújtanak a közvetlen pozíció mérési technikákkal szemben (pl. optikai rendszerek).

²<http://kivy.org/>

Térbeli forgatások tetszőleges tengelyek körül A karmodellben definiált anatómiai szögek prototípus markerekből történő meghatározásához különböző térbeli forgatási eljárások kerültek alkalmazásra. Adott tengely körüli térbeli forgatáshoz a Rodrigues formula, míg a csukló szögeinek kiszámításához egy olyan geometriai dekompozíciós algoritmus [19] volt használva, amely forgatási mátrixból teszi lehetővé három Euler-szög meghatározását olyan esetekben, amikor a forgatási tengelyek ismeretlenek.

3. Új tudományos eredmények

Tézis I. *Kísérletileg megmutattam, hogy célkövető karmozgások során az emberi mozgatórendszer eltérő célfüggvényeket optimalizál a követett cél mozgási trajektóriájának előzetes ismeretétől függően oly módon, hogy ismeretlen pályák követésekor a minimalizált hiba a céltárgy koordinátaiban, míg ismert pályák esetén a kar ízületi koordinátaiban van definiálva.*

A tézishoz tartozó publikáció: [J1]

Megterveztem egy kísérleti eljárást és a hozzá tartozó mérési elrendezést célkövető karmozgások ízületi szinergiájának vizsgálatára prediktív és nem prediktív mozgásminták esetén. A mérések során az alanyok egy grafikus kijelzőn megjelenő, két dimenzióban mozgó céltárgyat követtek egy digitális tollal, miközben a karjuk térbeli mozgása nem volt korlátozva. A mérési elrendezés biztosította a céltárgy mozgásának megfelelő időzítését az alanyok mozgásának kiváltásához, valamint a digitális toll síkbeli pozíciójának és a kar térbeli kinematikájának szinkronizált rögzítését.

A mért adatokon alkalmazva az uncontrolled manifold módszert és az emberi mozgásvezérlés elméletének választott elemeit (optimal feedback control theory) megmutattam, hogy a mozgás célja különbözik ismerős és ismeretlen trajektóriákon mozgó céltárgy követése esetén. Ez a különbség az aktuálisan minimalizált hiba módosulásával írható le az egyes végrehajtási módok között.

Tézis II. *Kifejlesztettem egy emberi karmozgások vizsgálatára alkalmas viselhető mérőeszközt és egy erre épülő modell alapú kinematikai rekonstrukciós algoritmust, amely karszegmens-orientációk alapján valós időben képes a kar anatómiai szögeinek meghatározására. A kidolgozott eljárás egy széles körben használt biomechanikai szoftvercsomag megoldásához képest 1) CPU-n 14982-szeres, 2) ARM Cortex-M4 architektúrán 149-szeres, valamint 3) ARM Cortex-M7 architektúrán 324-szeres gyorsulást ér el a referencia pontosság megtartása mellett.*

A tézishoz tartozó publikációk: [C1], [J2]

Az emberi mozgások modell alapú elemzése kulcsfontosságú mozgás-szabályozási folyamataink pontosabb megértéséhez, mely területhez az elmúlt években különböző szoftvercsomagok váltak elérhetővé. Ezek az eszközök jelenleg nagy számításigényű megoldásokat kínálnak a vizsgált

mozgást előidéző, anatómiailag releváns ízületi hajlásszögek nyers mérési adatokból történő meghatározására (inverz kinematika), ami miatt egyelőre nem alkalmasak valós idejű feldolgozásra. Ezzel párhuzamosan az inercia szenzorok területén végbement technológiai fejlődés megnyitotta az utat a nagy, immobilis és drága optikai mozgáselemző rendszerek kiváltása felé kis méretű, mobilis és olcsóbb megoldások elérhetővé tételével olyan esetekben, ahol laboratóriumon kívüli mérésre van szükség. A téziscsoport altézisei az emberi karmozgáselemzés technológiai részéhez kívánnak hozzájárulni egy komplex mozgásvizsgálatra alkalmas viselhető mérőeszköz prototípusának létrehozásával, valamint egy olyan kinematikai algoritmus ismertetésével, amely valós időben képes egy széles körben használt OpenSim kinematikai karmodell anatómiai szögeinek meghatározására inercia szenzorokat alkalmazó mérőrendszer nyers adatainak közvetlen felhasználásával.

A választott OpenSim felső végtag modell (Stanford VA Upper Limb Model [18]) belső kinematikai struktúráját kihasználva létrehoztam egy numerikus algoritmust, amely egy speciálisan erre a célra definiált virtuális marker halmaz elemeinek mozgás közben történő vizsgálatával alkalmas a modellben definiált egyedi forgatási szögek értékeinek kinyerésére. A virtuális markerek a kar három fő ízületének (váll, könyök, csukló) lokális koordináta-rendszereiben úgy kerültek elhelyezésre, hogy azok globális koordináta-rendszerben kifejezett térbeli pozíciói az ízületek összetett forgatási mátrixait reprezentálják. Mivel a markerek meghatározott karszegmensben kerülnek definiálásra, azok mozgása követi a „szülő” objektum mozgását. Ennek következményeként az egyes markerek globális koordinátái meghatározhatók a vonatkozó karszegmensek orientációiból minden esetben, amikor a mozgás a modell által definiált ízületi korlátok között történik. Mivel az inercia szenzorok orientációja hatékonyan rekonstruálható az általuk mért fizikai mennyiségek alapján, megfelelő elhelyezés és kalibráció esetén az ezekből származó orientáció adatok alkalmazhatóak a virtuális markerek pozícióinak - ezzel az összetett forgatási mátrixok - kiszámítására minden mérési pontban. A kidolgozott numerikus algoritmus ezt a tulajdonságot kihasználva, az összetett forgatási mátrixok elemzésével, valós időben képes a modell anatómiai szögeinek kinyerésére.

4. Az eredmények alkalmazhatósága

Mivel a disszertáció témája az emberi mozgáskutatás elméleti és technikai területeit is érinti, a lehetséges alkalmazási területek is szerteágazóak. Az első részben speciális célkövető karmozgások belső kinematikai struktúrájának elemzését ismertettem. Kísérleti vizsgálatok során megállapítottam, hogy a követett céltárgy trajektóriájának előzetes ismerete befolyásolja a kar mozgásának végrehajtását. A mérési adatok alapján ismeretlen pálya esetén a vizsgált alanyok a használt digitális toll pozíciójának hibáját igyekeztek minimalizálni, míg ismert trajektóriák követésekor ez áttolódott az ízületi varianciák minimalizálása felé. Noha ezek az eredmények alapvetően az emberi mozgásszabályozás folyamatainak általános megértéséhez járulnak hozzá, rehabilitációs alkalmazásuk is lehetséges. Erre egy példa lehet a traumatikus sérüléseket vagy agyvérzést követő állapotfelmérés, mely során a kidolgozott mérési eljárás segítségével a felmérést végző személy mélyebb rálátást kaphat az alany mozgatórendszerének aktuális állapotáról és az esetleges magasabb szintű funkcionális sérülésekről (pl. a motoros tanulás vagy a vizuo-motoros koordináció hatékonyságának csökkenése).

A disszertáció második felében egy inercia szenzorokon alapuló viselhető mérőeszköz prototípusának fejlesztési részleteit mutattam be, melynek célja emberi karmozgások vizsgálatának laboratóriumon kívül történő elérhetővé tétele. A létrehozott rendszer egy szabadon alakítható egységben teszi lehetővé különböző szenzorkalibrációs, szűrő és szenzorfüzűző algoritmusok tesztelését és elemzését minden olyan területen, ahol a kar mozgás közbeni aktuális kinematikai állapotának ismerete hasznosítható (pl. rehabilitációs állapotfelmérés és követés, ember-gép interakció vagy virtuális valósághoz köthető alkalmazások).

Az emberi karmozgások méréséhez kapcsolódva a disszertációban bemutatottam egy valós idejű rekonstrukciós algoritmust, amely inercia szenzorok adatainak felhasználásával képes modell alapú anatómiai szögek meghatározására. Ennek használatával az emberi kar mozgásának kinematikai mérése és elemzése szorosabbra fűzhető, kiváltva a jelenleg széles körben alkalmazott, jelentős számításigénnyel rendelkező offline *mérés-skálázás-inverz kinematika* módszert, mely szűk keresztmetszetet jelent minden olyan területen, ahol a mozgásvezérlési mintázatok anatómiailag releváns kinematikától való függésének vizsgálata előnyös lehet. A módszer egyik lehetséges alkalmazása a [C2]-ben bemutatott eljárás mérés közben történő automatizálása, melynek egy gyakorlati megvalósítási lehetőségét [C3] mutatja be.

A szerző folyóirat publikációi

- [J1] **Bence J. Borbély**, Andreas Straube, and Thomas Eggert. “Motor synergies during manual tracking differ between familiar and unfamiliar trajectories”. In: *Experimental Brain Research* 232.3 (2013), pp. 1–13. ISSN: 00144819. DOI: 10.1007/s00221-013-3801-0.
- [J2] **Bence J. Borbély** and Péter Szolgay. “Real-time inverse kinematics for the upper limb: a model-based algorithm using segment orientations”. In: *BioMedical Engineering OnLine* 16.1 (2017), p. 21. ISSN: 1475-925X. DOI: 10.1186/s12938-016-0291-x.
- [J3] Melanie Krüger, **Bence J. Borbély**, Thomas Eggert, and Andreas Straube. “Synergistic control of joint angle variability: Influence of target shape.” In: *Human movement science* 31.5 (Oct. 2012), pp. 1071–89. ISSN: 1872-7646. DOI: 10.1016/j.humov.2011.12.002.

A szerző konferencia publikációi

- [C1] **Bence J. Borbély**, Attila Tihanyi, and Péter Szolgay. “A measurement system for wrist movements in biomedical applications”. In: *European Conference on Circuit Theory and Design (ECCTD)* (Aug. 2015). DOI: 10.1109/ECCTD.2015.7300047.
- [C2] **Bence J. Borbély** and Péter Szolgay. “Estimating the instantaneous wrist flexion angle from multi-channel surface EMG of forearm muscles”. In: *2013 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, BioCAS 2013* (2013), pp. 77–80. DOI: 10.1109/BioCAS.2013.6679643.
- [C3] **Bence J. Borbély** and Péter Szolgay. “A system concept for EMG classification from measurement to deployment”. In: *2016 15th International Workshop on Cellular Nanoscale Networks and their Applications (CNNA)*. 2016, pp. 121–122.
- [C4] **Bence J. Borbély**, Zoltán Kincses, Zsolt Vörösházi, Zoltán Nagy, and Péter Szolgay. “Analysis of myoelectric signals using a Field Programmable SoC”. In: *Circuit Theory and Design (ECCTD), 2013 European Conference on*. Sept. 2013, pp. 1–4. DOI: 10.1109/ECCTD.2013.6662255.

- [C5] **Bence J. Borbély**, Zoltán Kincses, Zsolt Vörösházi, Zoltán Nagy, and Péter Szolgay. “A modular test platform for real-time measurement and analysis of EMG signals for improved prosthesis control”. In: *2014 14th International Workshop on Cellular Nano-scale Networks and their Applications (CNNA)*. July 2014, pp. 1–2. DOI: 10.1109/CNNA.2014.6888643.

Hivatkozásjegyzék

- [1] Huiyu Zhou and Huosheng Hu. “Human motion tracking for rehabilitation-A survey”. In: *Biomedical Signal Processing and Control* 3.1 (2008), pp. 1–18. ISSN: 17468094. DOI: 10.1016/j.bspc.2007.09.001.
- [2] Peter O’Donoghue. *Research Methods for Sports Performance Analysis*. Abingdon, Oxon: Routledge, 2010. ISBN: 978-0415496230.
- [3] Annelies Vandenberghe, Oron Levin, Joris De Schutter, Stephan Swinnen, and Ilse Jonkers. “Three-dimensional reaching tasks: Effect of reaching height and width on upper limb kinematics and muscle activity”. In: *Gait and Posture* 32.4 (2010), pp. 500–507. ISSN: 09666362. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2010.07.009.
- [4] Bart Bolsterlee, Dirkjan H E J Veeger, and Edward K. Chadwick. “Clinical applications of musculoskeletal modelling for the shoulder and upper limb”. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 51.9 (2013), pp. 953–963. ISSN: 01400118. DOI: 10.1007/s11517-013-1099-5.
- [5] G R Barnes and P T Asselman. “The mechanism of prediction in human smooth pursuit eye movements.” In: *The Journal of physiology* 439 (Aug. 1991), pp. 439–61. ISSN: 0022-3751.
- [6] W Becker and AF Fuchs. “Prediction in the oculomotor system: smooth pursuit during transient disappearance of a visual target”. In: *Experimental Brain Research* (1985), pp. 562–575.
- [7] GR Barnes and JF Marsden. “Anticipatory control of hand and eye movements in humans during oculo-manual tracking”. In: *The Journal of physiology* (2002), pp. 317–330. DOI: 10.1013/jphysiol.2001.012979.

- [8] K.C. Engel and J.F. Soechting. “Manual tracking in two dimensions”. In: *Journal of Neurophysiology* 83.6 (2000), p. 3483.
- [9] Leigh A Mrotek, C C A M Gielen, and Martha Flanders. “Manual tracking in three dimensions.” In: *Experimental brain research*. 171.1 (May 2006), pp. 99–115. ISSN: 0014-4819.
- [10] J P Scholz and G Schöner. “The uncontrolled manifold concept: identifying control variables for a functional task.” In: *Experimental brain research* 126.3 (June 1999), pp. 289–306. ISSN: 0014-4819.
- [11] Mark L Latash, John P Scholz, and Gregor Schöner. “Toward a new theory of motor synergies.” In: *Motor control* 11.3 (July 2007), pp. 276–308. ISSN: 1087-1640.
- [12] H. J. Luinge and Peter H. Veltink. “Measuring orientation of human body segments using miniature gyroscopes and accelerometers”. In: *Medical and Biological Engineering and Computing* 43.2 (2005), pp. 273–282. ISSN: 01400118. DOI: 10.1007/BF02345966.
- [13] Sebastian O H Madgwick, Andrew J L Harrison, and Andrew Vaidyanathan. “Estimation of IMU and MARG orientation using a gradient descent algorithm.” English. In: *IEEE International Conference on Rehabilitation Robotics* 2011 (Jan. 2011), p. 5975346. ISSN: 1945-7901. DOI: 10.1109/ICORR.2011.5975346.
- [14] Robert Mahony, Tarek Hamel, and Jean Michel Pfimlin. “Nonlinear complementary filters on the special orthogonal group”. In: *IEEE Transactions on Automatic Control* 53.5 (2008), pp. 1203–1218. ISSN: 00189286. DOI: 10.1109/TAC.2008.923738.
- [15] Scott L. Delp, J. Peter Loan, Melissa G. Hoy, Felix E. Zajac, Eric L. Topp, and Joseph M. Rosen. “An Interactive Graphics-Based Model of the Lower Extremity to Study Orthopaedic Surgical Procedures”. In: *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 37.8 (1990), pp. 757–767. ISSN: 15582531. DOI: 10.1109/10.102791.
- [16] Scott L Delp, Frank C Anderson, Allison S Arnold, Peter Loan, Ayman Habib, Chand T John, Eran Guendelman, and Darryl G Thelen. “OpenSim: open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement.” In: *IEEE transactions on biomedical engineering* 54.11 (Nov. 2007), pp. 1940–1950. ISSN: 0018-9294. DOI: 10.1109/TBME.2007.901024.

- [17] C De'Sperati and P Viviani. "The relationship between curvature and velocity in two-dimensional smooth pursuit eye movements." In: *The Journal of neuroscience : the official journal of the Society for Neuroscience* 17.10 (May 1997), pp. 3932–45. ISSN: 0270-6474.
- [18] Katherine R S Holzbaur, Wendy M Murray, and Scott L Delp. "A Model of the Upper Extremity for Simulating Musculoskeletal Surgery and Analyzing Neuromuscular Control". In: *Annals of Biomedical Engineering* 33.6 (June 2005), pp. 829–840. ISSN: 0090-6964. DOI: 10.1007/s10439-005-3320-7.
- [19] Giulia Piovan and Francesco Bullo. "On coordinate-free rotation decomposition: Euler angles about arbitrary axes". In: *IEEE Transactions on Robotics* 28.3 (2012), pp. 728–733. ISSN: 15523098. DOI: 10.1109/TR0.2012.2184951.