

Doktori (Ph.D.) értekezés

**A RÖGZÍTETT POZÍCIÓJÚ GYORSÚSZÓ
KARMOZGÁS KINETIKAI ÉS KINEMATIKAI
VIZSGÁLATA**

Karsai István

Doktori iskola: Elméleti Orvostudományok

Program: Elméleti és gyakorlati felkészítés a központi idegi és humorális szabályozások multidiszciplináris kutatására

Doktori iskola és program vezetője: Prof. Dr. Lénárd László

Témavezető: Prof. Dr. Ángyán Lajos

Külső konzulens: Dr. Antoniό José Silva, Ph.D.

Pécsi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar

Pécsi Tudományegyetem, Természettudományi Kar, Testnevelés- és

Spotttudományi Intézet,

Pécs, 2011

1 TARTALOMJEGYZÉK

1	TARTALOMJEGYZÉK	2
1.1	ÁBRAJEGYZÉK	5
1.2	TÁBLÁZATJEGYZÉK	7
1.3	RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE	8
2	PROBLÉMAFELVETÉS	11
3	CÉLKITŰZÉS	15
4	IRODALMI ÁTTEKINTÉS.....	16
4.1	AZ ÚSZÁSTELJESÍTMÉNYT MEGHATÁROZÓ ÁRAMLÁSTANI TÖRVÉNYSZERŰSÉGEK.....	16
4.2	A GYORSÚSZÓ KARMOZGÁS ÁLTAL LÉTREHOZOTT ERŐHATÁSOK VIZSGÁLATA.....	19
4.3	GYORSÚSZÓ KARTEMPÓ VÉGREHAJTÁSÁNAK ALAPMODELLJE.....	25
4.4	GYORSÚSZÓ KARTEMPÓ ERŐKIFEJTÉSÉNEK MEGHATÁROZÁSA.....	28
4.5	ELLENÁLLÁSSAL SZEMBENI ÚSZÁSTESZTEK	35
4.6	KARMOZGÁSOK KOORDINÁCIÓJÁT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK.....	37
5	HIPOTÉZIS	39
6	KÉRDÉSFELTEVÉS.....	41
7	MÓDSZEREK	42
7.1	VIZSGÁLATI MINTA ÁLTALÁNOS JELLEMZŐI	42
7.2	PROTOKOLL	43
7.3	ESZKÖZÖK.....	45

7.3.1	TENZI TNF 006 számú uszodai ergométer	45
7.3.2	Víz alatti kamerák.....	45
7.3.3	APAS háromdimenziós mozgáselemző rendszer	46
7.4	ADATFELDOLGOZÁS	47
7.5	ALKALMAZOTT STATISZTIKAI ELJÁRÁSOK.....	51
8	EREDMÉNYEK.....	52
8.1	FREKVENCIANÖVEKEDÉS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA	52
8.2	DOMINÁNS ÉS NEM DOMINÁNS OLDAL ÖSSZEHASONLÍTÁSA.....	54
8.2.1	Kinetikai és kinetikai változók átlagainak különbsége	54
8.3	ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLAT	58
8.3.1	Az elért úszássebesség és az antropometriai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata.....	58
8.3.2	Az úszássebesség a frekvencia értékek és a hatékonysági tényező értékei közötti közvetlen összefüggések vizsgálata.....	59
8.3.3	Az úszássebesség a kinetikai és kinematikai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata.....	59
8.3.4	Karszegmens pozíciók és a kinetikai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata.....	59
8.4	TÖBBVÁLTOZÓS REGRESSZIÓ ANALÍZIS	63
8.4.1	A HT az antropometriai és kinetikai változók	63
8.4.2	Az úszássebesség és az impulzus	64
8.4.3	Az impulzus a kinetikai és a kinematikai változók.....	65
9.	MEGBESZÉLÉS	66
9.1	PROPULZÍV ERŐKIFEJTÉS.....	66
9.2	MOZGÁSFREKVENCIA	67
9.3	HATÉKONYSÁGI TÉNYEZŐ	69
9.4	A KINETIKAI ÉS KINEMATIKAI VÁLTOZÓK KÖZÖTTI ÖSSZEFÜGGÉSEK	71
9.5	ALKATI TÉNYEZŐK	72
9.6	TÖBBVÁLTOZÓS MODELLEK.....	73
10	ÚJ EREDMÉNYEK ÖSSZEFOGLALÁSA	76

11	AZ EREDMÉNYEK HASZNOSÍTÁSA	78
12	KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS.....	80
13	IRODALOMJEGYZÉK	82
14	A DISSZERTÁCIÓ ALAPJÁT KÉPZŐ PUBLIKÁCIÓK.....	96
15	EGYÉB PUBLIKÁCIÓK	99

1.1 ÁBRAJEGYZÉK

1. ábra. Áramlás típusok: (a) lamináris áramlás, (b) örvénylő áramlás, (c) Kármán örvénycsatorna, (d) turbulens áramlás (Vogel 1994)	17
2. ábra Áramlások kialakulása a tenyér keresztmetszetéhez hasonló objektum körül, alacsony beállítási szög mellett (Stager és Tanner 2004).....	18
3. ábra Határréteg leválása gyorsuló és lassuló határréteg (Lajos 2004).....	19
4. ábra. Örvénylés kialakulása kézmozgás közben; b (pozitív) és a (negatív) irányú örvénylés (Arellano és mtsai 2006).....	20
5. ábra. Állandó áramlási viszonyok melletti cirkulációk kialakulása. (Dickinson 1999) .	23
6. ábra Gyorsúszó kartempó víz alatti fázisai (Hay 1993)	25
7. ábra Gyorsúszó kartempó háromsíkú víz alatti mozgásmintája (Reischle 1988).....	27
8. ábra Tenyér és kéz helyzete áramláshoz viszonyított állásszögük alapján (Toussaint és Truijens 2005)	29
9. ábra Aktív ellenállás mérése MAD rendszerrel (Toussaint és Truijens 2005).....	30
10. ábra Az áramlás vizualizálása (Toussaint 2002)	30
11. ábra Kar-kéz modell térháló beosztással a CFD számítás alkalmazására (Brixler 2002)	31
12. ábra Matematikai modell és az ellenállással szembeni úszás közötti kapcsolat $f = 0,36$ Hz frekvencia értéken nyújtott karral történő végrehajtás során (Akis és Orcan 2004)	34
13. ábra Ellenállással szembeni klasszikus úszásteszt előfeszítéssel, és fülhallgatón keresztüli ritmusadással.....	36
14. ábra Az IdC index kiszámításának módszere, a jobb és baloldali karciklusok fáziseltolódásának meghatározása alapján, a fáziseltolódás mértéket adja meg (%). (Seifert és mtsai. 2007).....	38
15. ábra A rögzített pozíciójú úszóteszt végrehajtása a TENZI TNF 006 típusú víz alatti erőmérő berendezéssel.....	44

16. ábra Kinetikai paraméterek (F_{max} , RFD_{max} , $ImpF50\%$) meghatározása az erő - idő görbe alapján két egymást követő karciklus (1 nem domináns és 2 domináns oldal) alapján.....	48
17. ábra A karszegmensek pozíciójának meghatározása, α : felkar helyzete xy síkban, β : felkar helyzete yz síkban, γ : könyök ízület 3D síkban).....	49
18. ábra Karmozgás 3D megjelenítése az RFD_{max} és az F_{max} pontokhoz kapcsolt karszegmens pozíciók ellenőrzése és definiálása (Karsai és Magyar 2007)	50
19. ábra A felkar domináns és nem domináns oldali xy síkú és yz síkú, valamint a könyök ízület 3D szöghelyzeteinek különbsége F_{max} és RFD_{max} pozíciókban.....	58
20. ábra Xy és yz síkú felkar szöghelyzetek közötti kapcsolat az F_{max} pozíciókban, domináns és nem domináns oldalon.....	60
21. ábra Nem domináns oldali Felkar szöghelyzetek közötti kapcsolat az RFD_{max} és F_{max} pozíciókban, xy és yz síkokban	62
22. ábra Propulzív erőhatás változtatásának lehetősége az újjak és a tenyér helyzetének megváltoztatásával.....	69

1.2 TÁBLÁZATJEGYZÉK

1. táblázat. A versenyzők antropometriai adatai (minimum, maximum, átlag és szórás) ...	42
2. táblázat A hosszú, közép és sprinttávnak megfelelő frekvenciájú rögzített pozíciójú úszástechnikákban elért FR _{átl} , FRSD, F _{átl} és HT (átlag és szórás)	53
3. táblázat A legnagyobb erő kifejtési tartományban mért ImpF50%, F _{max} és RFD _{max} értékei, domináns és nem domináns oldalon (átlag, szórás és különbség).....	55
4. táblázat A felkar xy és yz síkú valamint a könyökízület 3D síkú szöghelyzetei az erő – idő függvény F _{max} értékén, domináns és nem domináns oldalon (átlag, szórás és a két oldal különbsége).....	56
5. táblázat A felkar xy és yz síkú valamint a könyökízület 3D síkú szöghelyzetei az erő – idő függvény RFD _{max} értékén, domináns és nem domináns oldalon (átlag, szórás és a két oldal különbsége).....	57
6. táblázat A hatékonysági tényezőt, mint kritériumváltozót meghatározó kinematikai és antropometriai paraméterek, β értékek hatása a modellre, a modellben szereplő változók alapján.....	64
7. táblázat A domináns és nem domináns oldali ImpF50% értéket meghatározó paraméterek (β és p) és az oldalak közötti eltérések	65

1.3 RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

2D	Kétdimenziós (two dimensional)
3D	Háromdimenziós (three dimensional)
A	Terület (area)
APAS	Videó alapú mozgáselemző (Ariel Performance Analyzing System)
ANOVA	Varianciaanalízis (Analysis of variance)
c	Konstans (constans)
CFD	Áramlások szimulálására és erőhatások meghatározására kifejlesztett program (Computational fluid dynamics)
DLT	Képfelvételek alapján meghatározott koordinátákból térbeli pontokat számító program (Direct linear transformation)
F	Erő (force)
Fátl	Átlagos erő kifejtési érték az erő - idő görbe meghatározott szakaszán
Fmax	Az erő - idő görbe csúcserő
FR	Frekvencia
FRátl	Mozgássorozatok frekvenciáinak átlaga

FRmax	Az elért legnagyobb mozgásfrekvencia
FRSD	A vizsgált mozgássorozat belsőfrekvenciájának szórása
HT	Hatékonysági tényező
ImpF50%	A karciklus impulzusa az erő - idő görbe felszálló és leszálló ága közötti területen, amelyet az Fmax 50%-os értékei határolnak
IdC	Koordinációs index (Index of coordination)
KI	Késési idő
L	Egységnyi hosszra jutó emelő erő
MAD	Aktív ellenállást mérő eszköz (Measuring Active Drag)
MRA	Többszemontú regresszióelemzés (Multiple regression analysis)
PIV	Részecskék sebességének képfelvételek alapján történő meghatározása (Particle Image Velocimetry)
Re	Reynolds szám (Reynolds number)
RFDmax	Az erőnövekedés maximum értéke, az erő-idő görbe meredeksége alapján meghatározott érték
SD	Szórás
SPSS	Statisztikai program (Statistical package for social sciences)
v	Sebesség (velocity)

α_{Fmax}	Az x tengely és a felkar által bezárt szög (xy, saggitális sík) az Fmax pozícióban
α_{RFDmax}	Az x tengely és a felkar által bezárt szög (xy, saggitális sík) RFDmax pozícióban
β_{Fmax}	A z tengely és a felkar által bezárt szög (yz, frontális sík) Fmax pozícióban
β_{RFDmax}	A z tengely és a felkar által bezárt szög (yz, frontális sík) RFDmax pozícióban
Γ	Cirkuláció erőssége
γ_{Fmax}	Könyök ízületi szög Fmax pozícióban
γ_{RFDmax}	Könyök ízületi szög RFD pozícióban
ρ	Sűrűség
ω	Szögsebesség

2 PROBLÉMAFELVETÉS

Az edzések célja, hogy a versenyzők egyéni adottságaiknak megfelelően felkészüljenek a versenyekre és azokon az általuk elérhető legjobb teljesítmény elérésével sikeresen szerepeljenek. Az úszóversenyzők az edzőjük által megtervezett program szerint gyakorlatokat végeznek, hogy az adott versenyszámban meghatározó jelentőségű technikai tudásukat, fizikai és pszichés készségeiket a legmagasabb szintre emeljék és a lehető legrövidebb idő alatt, teljesítsék a szabályokban meghatározott módon a versenytávot.

A sikeres felkészülés és versenyzés feltétele a tudományos ismereteken alapuló, egyénre szabott edzéstervezés, továbbá a terv időarányos teljesítése (Adams 1991). Az edzések akkor hatékonyak, ha a felkészülési tervekben előírt szintek megvalósulnak, ellenkező esetekben a program módosítására van szükség. A nemzetközi szinten eredményesen szerepelni kívánó versenyző aktuális teljesítőképességének rendszeres és komplex ellenőrzése nélkülözhetetlen. Hatékony ellenőrzés megbízható ellenőrzési módszerekkel végezhető. Az aktuális fizikai teljesítőképesség szintje laboratóriumi körülmények között elvégzett terhelés élettani és erődiagnosztikai vizsgálatokkal nyomon követhető. A laboratóriumi körülmények között elvégzett terheléses tesztek során nyert eredmények azonban nem adaptálhatóak egyértelműen az úszóteljesítmény becslésére (Åstrand és mtsai 2003, McArdle és mtsai 1994, Maglischo 2003).

A megterhelő edzések és más környezeti hatások okozta pszichés állapotváltozásokat a csapatok mellett dolgozó sportpszichológusok folyamatosan ellenőrzik jól bevált eljárások alkalmazásával. A versenyen elért eredményt nagymértékben befolyásolja a verseny előtti hangulati állapot, az aktuális arousal és a motiváció (Weinberg és mtsai 2003, Lane és mtsai 2006, Lane és mtsai 2010, Hagger és mtsai 2007a, Hagger és mtsai 2007b, Soos és mtsai).

A versenyző technika tudása, a testrészek mozgásának összehangolása, minden versenyszámban meghatározó jelentőségű. A versenyző aktuális technikai tudásszintjének elemzése, jelenleg csak korlátozott mértékben lehetséges. A készség szint meghatározásának egyik lehetséges módszere az indirekt eljárás, a sportoló teljesítményének hatékonyságát, az oxigén felhasználás és a becsült mechanikai teljesítmény aránya alapján határozzák meg.

Az eljárás során alkalmazott mechanikai teljesítményt becselő módszer pontossága azonban megkérdőjelezhető (Zamparo és mtsai 2005, Wakayoshi és mtsai 1995).

A mozgásvégrehajtási készség, a mechanikai teljesítmény pontos meghatározására irányuló törekvések akadályokba ütköznek. A mérések megfelelő szintű kivitelezésének egyik fő nehézsége, a mozgás magas fokú komplexitásából adódik. A rendelkezésre álló szakirodalomban nem található elfogadott egységes álláspont a vizsgálandó paraméterek tekintetében, továbbá az általánosan vizsgált paraméterek értékelése sem egységes. A technikai kivitel elemzését és értékelését tovább nehezíti az a körülmény, hogy a vízben történő úszómozgások alkalmával az úszóknak mechanikai szempontból egyszerre több feltételnek is meg kell felelnie. A végtagokkal és a törzzsel a hidrodinamikai törvényeknek megfelelően hatékonyan kell propulzív erőt létrehozni, mindeközben a lehető legkisebb ellenállást kell kialakítani az előrehaladást akadályozó ellenállással szemben. Az ellenállást jelentő áramlás, mind az aktívan mozgó, mind a passzív testrészekre hatást gyakorol.

A felkészülés folyamán a versenyzők technikai tudásszintjét, az említett nehézségek miatt az edzők ritkán ellenőrzik. Az ellenőrzés és értékelés az edzők a technikai végrehajtás helyességéről alkotott szubjektív meggyőződésének és a témával kapcsolatos ismeretinek függvényében jön létre. Az edzésgyakorlatban a technikai végrehajtás szintjének meghatározása és elemzése az edző megfigyelésén alapszik, igen ritkán kerül sor laboratóriumi, illetve műszeres vizsgálatra a bonyolultság és a várhatóan alacsony megbízhatóságú eredmények miatt.

Az úszás közben végzett mozgások hatékonyságát elemző objektívek módszerek kidolgozásra várnak, amely alapján az edzők és az úszással foglalkozó szakemberek egyértelműen állást foglalhatnak a versenyző aktuális technikai felkészültségéről. Amennyiben ezek a módszerek rendelkezésre állnak, a nyert információk segítségével emelhetővé válik az edzések hatékonysága, és az esetleges helytelen, ízületeket károsító, sérüléseket okozó végrehajtási módok is felismerhetővé válnak.

A vízben történő hely és helyzetváltoztatásnak számtalan variációja létezik. A versenyúszás során az egyes úszásmódok végrehajtását szabályok rögzítik, amely szerint négy úszásnemet különítenek el. A hát, mell és pillangóúszás végrehajtásának módjait az

úszás hagyományos jellegének megőrzése miatt szigorúan szabályozzák. A gyorsúszás esetén nincs megkötés, így ebben az úszószámban nyílik lehetőség a versenyző veleszületett adottságának és edzések során elsajátított képességek maximális kihasználására. Az úszók a gyorsúszó versenyszámokban érik el a legnagyobb úszássebességet, így ebben az úszóstílusban célszerű elemezni a mozgás technikai színvonalát (Toussaint 2002).

Az úszók főként végtagjaikkal, de a többi testrészük összehangolt mozgásával hatást gyakorolnak a közegre, amely közeg a hidrodinamika törvényszerűségeinek megfelelően visszahat az úszó testrészeire. A vízmolekulák felgyorsítása mellett, mely a hatás ellenhatás törvénye alapján előrehajtó erőt hoz létre, a végtagokkal további megfelelő áramlásokat kell létrehozni, hogy a kialakuló nyomásváltozások elősegítsék az előrehajtó erő kialakulását. A végtagokkal létrehozott áramlások tovább segíthetik a hatékony előrehaladást, amennyiben azok a test mellett úgy haladnak el, hogy kedvező nyomásviszonyokat hoznak létre (Lajos 2004). Gyorsúszás során az előrehajtó erő túlnyomó részét a felső végtag mozgása biztosítja, a lábak megfelelően harmonizált mozgásával a karok által létrehozott erő határfoka javítható. Amennyiben az úszók, jól használhatják ki a felső végtag anatómiai sajátosságait, térben és időben hatásos áramlási viszonyokat tudnak létrehozni, akkor az úszó nagy sebességet érhet el, kedvező erőbefektetés mellett. (Allerano 2006, Toussaint 2002)

Versenyszerű úszómozgás végrehajtásakor Counsilman (1979) szerint a legfontosabb tényező, hogy az úszó úgy fejtsen ki erőt a közegre, hogy az a legnagyobb mértékben az előrehaladást segítse, minimalizálja a kompenzáló manővereket, továbbá mindezeket az áramvonalassági elveket betartva hajtsa végre. Az áramlástan ismeretek alkalmazása rávilágított, hogy ez csak abban az esetben lehetséges, ha az úszó jól használja ki a folyadékáramlás sajátosságából adódó lehetőségeket, és ezeket megfelelően adaptálja a saját anatómiai adottságaira.

A szakirodalom bőségesen tárgyalja a különböző kéz és kar modelleken végzett folyadékáramlási hatásokat vizsgáló kísérleteket. Azonban az úszó víz alatti karmozgását, annak tér-idő paramétereit és valós erő kifejtéseket összevontan tartalmazó elemzése még nem készült el. Tanulmányomban a rögzített pozíciójú úszás teszt módszerét együttesen

alkalmazom a víz alatti háromdimenziós (3D) videó alapú mozgáselemzéssel. A két módszer együttes alkalmazásával vizsgálom a karszegmensek tér-idő pozícióit és az ezekhez kapcsolódó erő kifejtés mértékét. A tanulmány eredményeivel hozzá kívánok járulni ahhoz, hogy objektív módon meghatározható legyen a versenyzők áramlásszabályozási és karmozgásokat összehangoló képessége, melyek alapján technikájuk optimalizálható, illetve a károsító hatású edzésterhelések elkerülhetőek. A karmozgások elemzése alkalmával a két oldal közötti megkülönböztetés is fontos szerepet tölthet be. Célszerűnek tűnik az oldalak közötti erő kifejtés és tér – időbeni koordináció vizsgálata, mivel az edzések alkalmával fellépő károsító hatások miatt kialakuló sérülések általában a nagyobb erő kifejtésre képes domináns oldalon jönnek létre (Karsai és mtsai 2003, Karsai és mtsai 2004, Lakatos és Karsai 2003a, Lakatos és Karsai 2003b).

3 CÉLKITŰZÉS

A felmerülő problémák megvizsgálására az alábbi célokat tűztem ki.

A gyorsúszó kartempó jellemző kinetikai és kinematikai paramétereinek meghatározása, rögzített pozíciójú úszástezt alkalmazásával, különböző frekvenciatartományokban.

A kapott eredmények alapján a leegyszerűsített „quasi steady” eljárás alkalmazásával az úszómozgás hatékonysági tényezőjének (HT) meghatározása. A HT összevetése a rövid távú úszásteztben elért eredménnyel, továbbá a teszt során meghatározott más paraméterekkel.

A domináns és nem domináns oldal megkülönböztetése (a cikluson belüli maximális erő kifejtési képesség alapján). A mért adatok különbségeinek és összefüggéseinek vizsgálatával, továbbá a többváltozós regresszió analízis alkalmazásával annak megállapítása, hogy a kiválasztott paraméterek, hogyan határozzák meg a karmozgás közben kialakított impulzust és mozgásszerkezetet oldalanként, továbbá azt, hogy a rövidtávon elért úszássebességet az említett paraméterek milyen módon befolyásolják.

4 IRODALMI ÁTTEKINTÉS

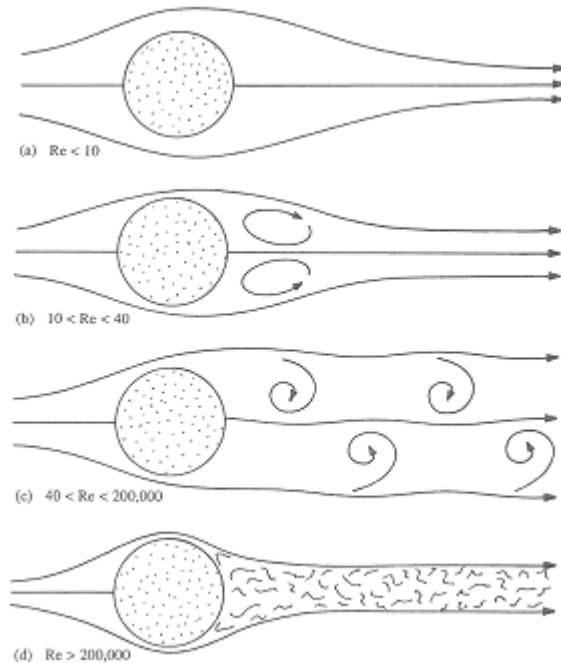
4.1 AZ ÚSZÁSTELJESÍTMÉNYT MEGHATÁROZÓ ÁRAMLÁSTANI TÖRVÉNYSZERŰSÉGEK

Az úszómozgás mechanikai jellegének elemzésekor elengedhetetlen a folyadékok és az áramlások sajátosságainak figyelembe vétele. Folyadékban, egy objektum mozgása közben a mozgó objektum környezetében a molekulák kinetikai energiája megváltozik, energia kicserélődés jön létre. Folyadékban, az objektum mozgásához szükséges energia és a folyadékmolekulák kinetikai energiaszintjének változása egyenlő mértékű (Tietjens 1957, Lajos 2004). Folyadékban történő mozgások alkalmával az erőhatásokat vizsgálhatjuk az objektum mozgásához szükséges erők mérésével, illetve a kialakuló áramlások szempontjából, a molekulák elmozdulásakor fellépő erők meghatározásával. Az erőhatások megfelelő definiálásának érdekében azonban a két jelenséget célszerű integratív módon alkalmazni (Dickinson 1996, Sfakiotakis és mtsai 1999).

Akadálytalan áramlás közben a folyadékban lévő molekulák rétegszerűen helyezkednek el, amennyiben a rétegek akadályba ütköznek, a rétegszerű áramlási viszonyokban változás következik be. Áramlástani törvények alapján az energia kicserélődés mértéke meghatározható az ismert örvénylés típusa és mérete alapján. (1. ábra). Az áramlás típusát alapvetően a Reynolds* szám (Re) határozza meg, azonban figyelembe kell venni, hogy az áramlást milyen környezeti tényezők befolyásolják. Eltérően alakulnak az áramlási viszonyok, amennyiben egy teljesen folyadékba merült tárgy körüli mozgást vizsgálunk, vagy ha folyadék más sűrűségű anyaggal határosan, pl. levegővel érintkezve áramlik, valamint lényeges körülménynek számít, ha az áramlás valamilyen zárt térben történik, mint pl. egy csőben, vagy a szűk keresztmetszetű erekben. A víz, áramlástani szempontból ideális folyadéknak tekinthető, ezért az ideális folyadékokra vonatkozó

* A Reynolds szám az áramló anyagban fellépő tehetetlenségi erők és belső súrlódási erők hányadosa

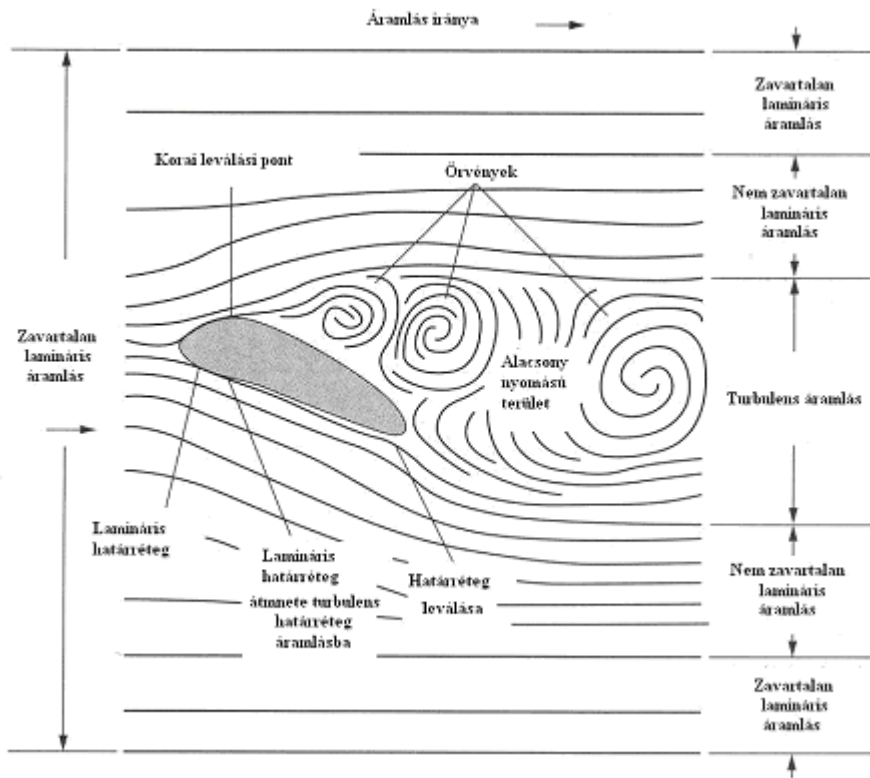
törvényszerűségek alkalmazhatóak az áramlások közben kialakuló erőhatások vizsgálatakor.



1. ábra. Áramlás típusok: (a) lamináris áramlás, (b) örvénylő áramlás, (c) Kármán örvénycsatorna, (d) turbulens áramlás (Vogel 1994)

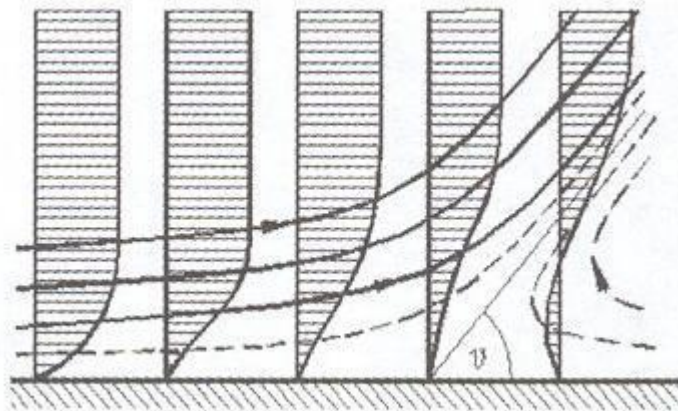
Úszó mozgás közben a korábban említett mindhárom tényező szerepet játszik. Amennyiben a kar már elég mélyen halad a víz felszíne alatt, akkor az áramlás zavartalan. A kar az előkészítő fázist követő vízbeérésekor légbuborékokat visz a víz felszíne alá, ezért a két közeg keveredik, a folyadék sűrűsége nem lesz állandó. A kar a ciklus befejezése előtt közel kerül a testhez, az általa keltett áramlások az úszó testének ütköznek, így a zárt rendszerekhez hasonló hatások is kialakulnak, az egyik testrész által keltett áramlás, hatással van egy másik testrész körüli áramlásra.

A folyadékokban mozgó objektumok mozgása során létrejövő erőhatások alakulásában az örvénylések típusai, réteges (lamináris), örvénylő (szabályos, ill. szabálytalan) és turbulens áramlásviszonyok is lényeges szerepet töltenek be (2. ábra).



2. ábra Áramlások kialakulása a tenyér keresztmetszetéhez hasonló objektum körül, alacsony beállítási szög mellett (Stager és Tanner 2004)

A mozgó objektum formája és felszínének minősége befolyásolja a határrétegben kialakuló áramlást, az áramlás milyensége és az esetleges áramlásleválási események szintén nagy hatással vannak a kialakuló erőviszonyokra (3. ábra)



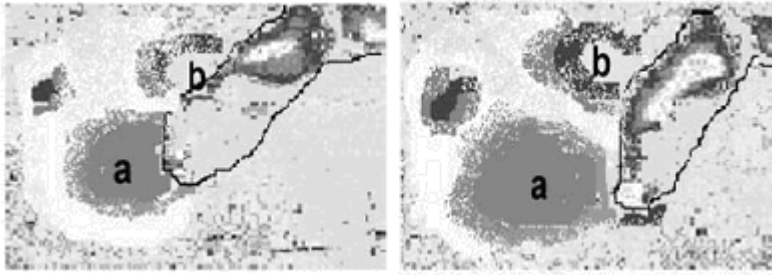
3. ábra Határréteg leválása gyorsuló és lassuló határréteg (Lajos 2004)

Áramlástan szempontból a nyugvó folyadékban mozgó tárgyak körüli áramlás és az álló tárgy körüli folyadékáramlás által kiváltott hatások között nincs különbség.

4.2 A GYORSÚSZÓ KARMOZGÁS ÁLTAL LÉTREHOZOTT ERŐHATÁSOK VIZSGÁLATA

Gyorsúszó karmozgás alkalmával az összetett karmozgás következtében örvényrendszerek alakulnak ki, a kialakuló háromdimenziós örvények szerkezetéről Particle Image Velocimetry (P.I.V.)[†] módszerrel kaphatunk információt. (4. ábra). A létrejövő erőhatás pontos meghatározása érdekében szükséges az örvények térbeli és időbeli lefolyásának vizsgálata (Matcuuchi 2005, Arellano és mtsai 2006).

[†] Particle Image Velocimetry, Laboratóriumi körülmények között a vízbe helyezett 50 μm nagyságú részecskéket a kiválasztott síkban lézerral világítanak meg, a részecskék mozgásáról sorozatképeket készítenek, a részecskék elmozdulásait számítógépes program segítségével elemzik.



4. ábra. Örvénylés kialakulása kézmozgás közben; b (pozitív) és a (negatív) irányú örvénylés (Arellano és mtsai 2006)

Az állandó sebességgel áramló folyadékba merített tárgyra ható erők kétdimenziós megközelítéssel a hidrodinamikai ellenállást leíró összefüggés alapján meghatározhatók. A számítás feltétele, hogy a tárgy alakja, mérete és állásszöge állandó legyen, továbbá, hogy a tárgy mozgása során a $10^3 < Re < 10^5$ feltétel teljesüljön egy ideálisnak tekinthető folyadékban, jelen esetben, a vízben. Az említett körülménynek a vizsgálat minden időpillanatában azonosaknak kell lennie.

Amennyiben tárgy szárnyszerű profillal rendelkezik, két egymástól jól elkülöníthető erőhatást definiálhatunk. Az áramlás irányára merőlegesen az emelő erőt ($F_{emelő}$), továbbá a dinamikai ellenállási erőt ($F_{dinamikai}$), mely az áramlás irányában hat. Az $F_{emelő}$, mely a haladás irányára merőlegesen jön létre az 1. számú egyenlet alapján határozható meg.

$$F_{emelő} = \frac{1}{2} \rho * A * C_{emelő} * v^2$$

1. egyenlet. Áramlásnak kitett tárgyra ható emelő erő meghatározására alkalmazott összefüggés. (Lajos 2004)

Ahol ρ a közeg sűrűségét jelentő érték ($kg * m^{-3}$), az áramlásnak kitett tárgy mozgásirányba eső keresztmetszete A (m^2) és V ($m * s^{-1}$), a test relatív sebessége. $C_{emelő}$

dimenzió nélküli állandó, mely függ a test alakjától, a Reynolds számtól és az áramlás relatív irányához viszonyított állásszögtől.

Az $F_{\text{dinamikus}}$, egy hasonló egyenlettel számítható ki (2. sz. egy.) Ahol $C_{\text{dinamikus}}$ a test alakjától és a súrlódási tényezőtől függő dimenzió nélküli állandó

$$F_{\text{emelő}} = \frac{1}{2} \rho * A * C_{\text{emelő}} * v^2$$

2. egyenlet. Áramlásnak kitett tárgyra ható dinamikus ellenállási erő meghatározására alkalmazott összefüggés. (Lajos 2004)

Mivel a $C_{\text{emelő}}$ és $C_{\text{dinamikus}}$ dimenzió nélküli értékek, ezért nagyságuk stacionárius körülmények között az időtől is független. Az aktuális értékek megállapítása szélcsatornában illetve áramlástanban lehetséges, amennyiben az áramlás már felvette állandó jellegét. Úszómozgások közbeni erő kifejtések elemzése céljából a kézre vonatkozó C érték meghatározására különböző beállítási helyzetek és különböző sebességű áramlások esetén, (Schlehauf, 1979; Sanders, 1999).

Egy komplex mozgást végző objektum, illetve egy több szegmensből álló mozgó rendszer esetében, mint az emberi kar, a kialakuló erőhatások meghatározásához az említett C értékek mellett, az aktuális mozgás kinematikai értékeinek rögzítése is szükséges. Az adatfelvétel az emberi úszómozgás esetén egymással időben szinkronizált víz alatti kamerák alkalmazásával oldható meg. A mozgás háromdimenziós (3D) természete miatt, elemzés elkészítéséhez minimum két kamera alkalmazása szükséges. A gyorsúszók víz alatti karmozgása translációs és rotációs elemeket is tartalmaz. A rotáció történhet a szegmenseket összekötő ízület egy vagy több tengelye körül is, így a szegmens saját hossz tengelye körül is foroghat. A rotációs mozgás miatt, egyes markerek takarásba kerülhetnek, melyek a megjelölt pontok azonosításához szükségesek. A probléma kiküszöbölése érdekében a négykamerás beállítás terjedt el, illetve az ízületi középpontok helyének meghatározása becsléssel történik. A becsléses módszer alkalmazása esetén, több operátor elemzését hasonlítják össze. Amennyiben az elemzések között

jelentős eltérés mutatkozik, a digitalizálást újra el kell végezni, mindaddig, amíg az eredmények értéke közötti különbség 5% alá kerül.

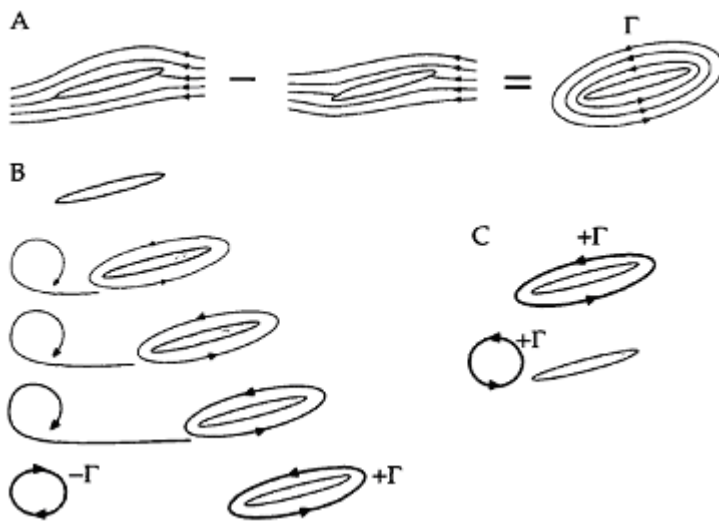
A víz alatti videó felvételek elemzésére az APAS[‡]több modult tartalmazó mozgáselemző rendszere terjedt el (Yanai és mtsai 1996). A videó felvételekből megjelenített képkockákon lévő markerek koordinátái a számítógépes feldolgozás számára értelmezhetővé tehetők (Béres 1997). A markerek által meghatározott szegmensek pozíciója, illetve a szegmenseket meghatározó végpontok sebessége és gyorsulása kiszámítható. Összetett rendszerek komplex mozgásainak vizsgálatakor a kívánt objektumok, szegmensek C értékeinek meghatározása szélcsatornában, illetve áramlástan medencében történhet, a mozgásokra jellemző sebesség illetve beállítási tartományokban (Berger és mtsai 1995). Az ismert adatok segítségével meghatározható az $F_{dinamikus}$ ellenállás és $F_{emelő}$. A rendszer által létrehozott propulzív erőhatás az erővektorok segítségével számítható (Schleihaufer 1979). Az eljárást „Quasi steady” eljárásnak nevezik, az eljárás pontosságát azonban megkérdőjelezték, a nem stacionárius jelenségek és a vízrészecskék gyorsulása miatt fellépő erőhatások figyelmen kívül hagyása miatt (Liu és mtsai. 1993, Rushall és mtsai 1994).

A pontos számításokhoz az aktuális C értékek ismerete szükséges, így igen sok mérést kell elvégezni a bonyolultabb mozgások és összetett rendszerek erő kifejtési értékeinek meghatározásához. A mozgás kinematikai paramétereinek rögzítése víz alatt 3D felbontásban, igen időigényes és bonyolult eljárás. A felvételek alapján rekonstruált mozgásoknak megfelelően modelleket kell készíteni a szélcsatornában, illetve áramlástan tartályban végzendő mérések elvégzéséhez, mely költséges és időt igénylő feladat. Az erőhatás kiszámításánál figyelembe kell venni, hogy a váll a könyök és csukló és ízületek tengelyei körüli forgó mozgások mellett, a szegmensek saját hossz tengelyük körül is forgásokat végeznek. A kéz alakja és ezzel együtt a mérete az újjak (közelítése - távolítása, behajlítása – nyújtása) mozgása révén folyamatosan változik, a hüvelykujj távolítása, illetve közelítése egy külön területe a megfigyeléseknek (Sanders 1997). Belátható, hogy a

[‡] Ariel Performance Analyzing System, kétdimenziós videó felvételek alapján komplex mozgások térbeli megjelenítését teszi lehetővé.

„Quasi steady” eljárás nem alkalmazható a pontos értékek meghatározására (Toussaint 2005).

Állandó áramlási körülmények mellett egy alacsony állásszögben áramlásnak kitett tárgy körül (5. ábra) megfigyelhető, hogy az áramlás a tárgy alsó felszínén egy stagnációs ponton kettéválk, majd a felszín mellett továbbhaladva pontosan a hátsó kilépő élnél találkozik ismételten.



5. ábra. Állandó áramlási viszonyok melletti cirkulációk kialakulása.

(Dickinson 1999)

A stagnációs pontok aszimmetrikus elhelyezkedése csak abban az esetben lehetséges, amennyiben az áramlás sebessége nagyobb a felső felszín mellett, mint a tárgy alsó felszínén. Az említett sebességkülönbségből kifejezhető a tárgy körüli nettó cirkulációs áramlás, vagy cirkuláció erőssége Γ (5./A). Matematikai szempontból értelmezhetővé válik az áramlás a test körül a cirkuláció sebességének meghatározásával a lineáris integrálás szabályai alapján. Bernoulli törvényének[§] megfelelően, a sebesség különbség miatt

[§] Bernoulli törvénye azt mondja ki, hogy egy közeg áramlásakor (a közeg lehet például víz, de levegő is) a sebesség növelése a nyomás csökkenésével jár.

nyomáskülönbség is fellép, így a tárgy felületének felső részén alacsony nyomású terület jön létre. A két felszín közötti nyomáskülönbség nagyságát a Kutta – Joukowski egyenlet (3. Egyenlet) alapján számítható ki.

$$L = \rho \Gamma V$$

3. egyenlet Egységnyi hosszra jutó emelő erő meghatározása örvény keletkezése esetén
(Dickinson 1999)

Ahol L az egységnyi hosszra jutó emelő erő (N/m), ρ ($\text{kg} \cdot \text{m}^{-3}$) a közeg sűrűsége, Γ ($\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$) a cirkuláció erőssége, V a cirkuláció sebessége ($\text{m} \cdot \text{s}^{-1}$).

A cirkuláció erőssége: Γ ($\text{m}^3 \cdot \text{s}^{-1}$), meghatározható 4. egyenlet alapján.

$$\Gamma = 2\pi\omega r^2$$

4. egyenlet Cirkuláció erősségét meghatározó összefüggés (Dickinson 1999)

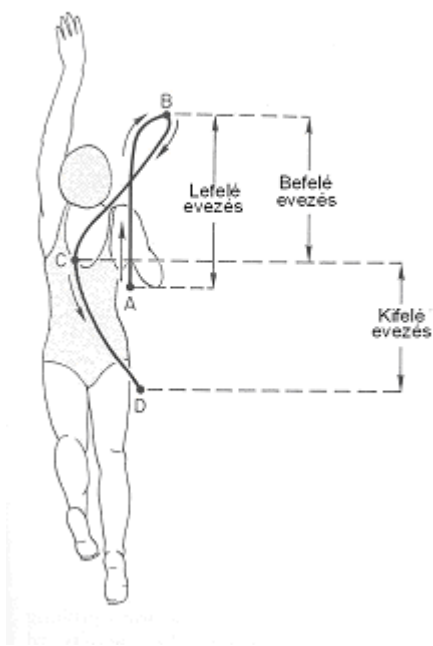
Ahol ω az örvénylő áramlás szögsebessége ($\text{fok} \cdot \text{s}^{-1}$), r az örvény sugara (m).

Kelvin** törvénye alapján a tárgy körüli cirkulációs áramlás létrejöttkor egy másik örvénynek is ki kell alakulnia közel a tárgyhoz, mely nagyságában megegyező, de ellentétes irányú (5./B). A két örvény kialakulása látszólag ellentmond annak a megállapításnak, hogy a mozgás hatására fellépő erők összege is nulla. A probléma feloldásához figyelembe kell venni, hogy a kialakuló kezdeti örvénylés hatása a tárgy továbbhaladása miatt, csak csekély mértékben befolyásolja az erőhatásokat. A tárgy körül, a tárgy megállása közben egy megállási örvény is keletkezik, amely megegyező nagyságú a kezdeti örvényléssel, azonban forgása ellentétes irányú (5./C). Amennyiben az örvények jól definiálhatóak, a kialakult erőhatások a fentiek alapján meghatározhatóak.

** Kelvin törvénye kimondja, hogy folyadékokban a nettó áramlás értéke egyenlő nullával.

4.3 GYORSÚSZÓ KARTEMPÓ VÉGREHAJTÁSÁNAK ALAPMODELLJE

A gyorsúszó kartempó víz alatti szakaszát három jól elkülöníthető részre oszthatjuk fel (6. ábra); lefelé evezés (A-B), befelé evezés (B-C) és a kifelé evezés (C-D). A mozgássor folyamán két további meghatározó elem definiálható; a tenyér, illetve a kar vízbeérkezése (A), valamint az a pillanat, amikor a kar, illetve a tenyér elhagyja a vizet (D). Az előkészítő fázis alkalmával a karok előre mozognak egy újabb ciklus megkezdéséhez a vízfelszín fölé (Hay 1993).



6. ábra Gyorsúszó kartempó víz alatti fázisai (Hay 1993)

A kar vízbetételének optimális helye vízszintes síkban, a fej és váll vonala között van, a kar közel nyújtott, a tenyér kifordított helyzetben van. Az újhegyek érnek először a vízbe, majd a kar többi része következik. A kart az újjak által megtört vízfelszínen keresztül kell a víz alá meríteni. A kar a víz felszíne alatt tovább nyúlik előre, miközben a tenyér vízszintes síkba fordul. A kar nyújtása közben folyamatosan előre mozog, így nem kívánt

ellenállás jöhet létre, ennek csökkentése érdekében a kar áramvonalas helyzetének megtartása fontos, a mozgást az ujjhegyek vezetésével kell végrehajtani. A karok vízbeérése után közvetlenül nem szükséges nagy erő kifejtés, mivel a másik kar ekkor a propulzív fázisának középső részénél tart, amennyiben a két kar egy időben fejt ki nagy erőt, a hatásfok nem éri el a kívánt mértéket (Maglischo 1993). Hosszú és középtávú úszássebesség választása esetén a kar előrenyújtása akkor fejeződik be, mikor a másik kar befejezi a víz alatti szakaszt. A sprint sebességű úszásoknál a vízbeérkező, kar az aktív erőhatást kifejtő mozgását a másik kar kivezető fázisba kerülése előtt megkezdi. Igen lassú sebességű úszás esetén a vízbe merülő kar a másik kar előkészítő fázisba kerülésekor nem minden esetben kezdi meg az aktív fázist (Seifert és mtsai 2005).

A lefelé evezés egy enyhén görbe vonalú pályán megy végbe, miközben a könyök ízület fokozatosan behajlik. A jól végrehajtott lefelé evező szakasz a feltétele a hatékony befelé evező fázisnak (Schleihauf és mtsai 1988). Az eredő erő felfelé és előre irányul.

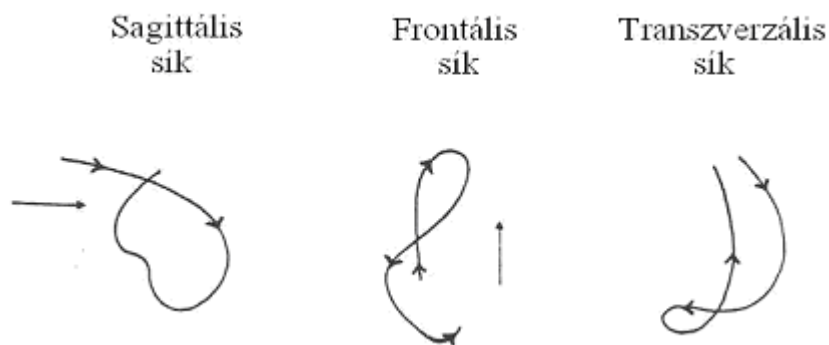
A befelé evező szakaszban a kéz egy félkör alakú mozdulatot tesz, a mozgás iránya lefelé, befelé és felfelé irányul, és csak kismértékben hátra. A könyökizület a mozgás megindításakor 140 fokhoz közeli pozícióból indul, a kar közel a váll a vonala alatt van. Schleihauf és mtsai (1988) az amerikai válogatott úszók esetében 84 és 104 fok közötti maximális könyökhajlítási értékeket állapított meg a mozdulat befejezéséig. Az alkar és a tenyér a kar mozgása közben mediális irányba fordul. A mozgás sebessége $1.5 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ – ról $2.5 - 3 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ – ig gyorsulhat (Maglischo és mtsai 1986, Schleihauf és mtsai 1984). Az ebben a fázisban létrehozott erő adja az egész mozgásciklusban létrehozott előreható erő kifejtés túlnyomó részét. A befelé irányuló mozdulat hozzájárul a test hossz tengely körüli elfordulásának szabályozásához, mely a másik kar megfelelően időzített vízfölötti mozgatásához is időzítve van, valamint a felsőtest függőleges irányú elmozdulásainak koordinálásban is szerepet játszik (Liu és mtsai. 1993, Yanai 2004).

A harmadik szakaszban a kéz és a kar túlnyomó részben laterális irányban halad, miközben hátra és felfelé is mozog, ismételten egy félkör alakú pályát ír le. A mozdulat a tenyér kifelé forgatásával kezdődik, és az egész ciklus alatt itt érheti el a legnagyobb sebességet megközelítően $6 \text{ m} \cdot \text{s}^{-1}$ – ot (Maglischo és mtsai 1986, Schleihauf 1988). A létrehozott erőhatás szintén nagy szerepet tölt be a test előremozgatásában, továbbá létrejön lefelé mutató erőhatás és a helyes haladás irányt szabályzó erő is.

Az úszómozgás technikai végrehajtása nagy egyéni variabilitást mutat, melynek oka hogy az egyének az eltérő képességeiknek megfelelően egyéni technikát alakítanak ki (Kolmogorov és Duplishcheva 1991). A technikai végrehajtás színvonalát a fáradás is nagymértékben befolyásolja (Aujouannet és mtsai 2006).

Az úszómozgás végrehajtásában szintén nagy szerepet tölt be a vizuális visszacsatolás nélküli mozgásvégrehajtás a képessége. A mozgáspálya és az erőkifejtés mértékének kívánt szinten tartása vizuális kontroll, komoly feladat elé állítja a versenyzőket. A képesség szintje szárazföldi körülmények között jól mérhető (Ángyán és mtsai 2003b, Karsai és mtsai 2006a, Karsai és mtsai 2006b).

Lesötétített medencében folyamatos felvételre állított fényképezőgép segítségével, a végtagok végpontjaira, illetve más ízületi pontra erősített fényforrással ellenőrizhetők a mozgásvégrehajtás egyes részletei (Reischle 1988). Egy magas szinten képzett úszó karmozgásról készített háromdimenziós ábrán (7. ábra) jól látható az előzőekben leírt mozgás. Az edzésgyakorlatban sajnos az említett módszer alkalmazása is ritkán fordul elő.



7. ábra Gyorsúszó kartempó háromsíkú víz alatti mozgásmintája (Reischle 1988)

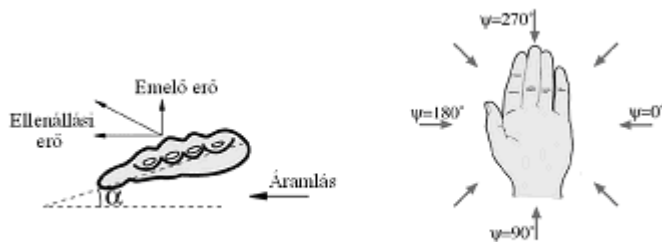
4.4 GYORSÚSZÓ KARTEMPÓ ERŐKIFEJTÉSÉNEK MEGHATÁROZÁSA

A hetvenes évek közepéig általánosan elfogadott elmélet szerint az úszónak arra kellett törekednie, hogy nagymennyiségű vizet mozgasson a haladás irányával ellentétesen, lehetőleg egyenes vonal mentén, a test hossz tengelyével párhuzamosan (Counsilman 1970).

Az elmélet hipotetikus maradt, vizsgálatokat nem végeztek az állítás igazolására mindaddig, amíg nem merült fel az igény, hogy a karmozgások dinamikai jegyeit tudományos eszközökkel vizsgálják. Későbbi, még nem szisztematikus megfigyelések, azonban nem igazolták ezt az elméletet, mivel a jobb úszók inkább a nem egyenes vonalú húzásmintát választották. A fordított kérdőjel és más íves vonalú húzásminta alkalmazását, egyes edzők a technika hibás végrehajtásának tekintették és megpróbálták úszóikat rábeszélni az egyenes vonalú húzási technika végrehajtására.

Víz alatt készített felvételek elemzése, azonban a kételkedőket arra készítette, hogy más elméletet hozzanak létre, amellyel magyarázni lehet a karmozgás végrehajtásának fizikai hátterét (Brown és Counsilman 1971). A nem egyenes vonalú húzásminta erő kifejtésének elméleti hátterét a hatás ellenhatás és a Bernoulli svájci fizikus által megfogalmazott elv alapján létrejövő, hidrodinamikai emelő erő kialakításának kombinációjával próbálták megmagyarázni (Counsilman 1977, Schleihaufer 1979). Az egyik általánosan elfogadott elmélet szerint az úszó karja megfelel egy szárny szerkezetnek és mozgatása közben emelő és dinamikus ellenállási erők lépnek fel, mint a repülőgépek szárnya, illetve a propellerek mozgatása esetében. A hidrodinamikai egyenlet alapján ezek az erőhatások meghatározhatók, mint $F(\text{emelő})$ és $F(\text{dinamikus ellenállás})$ erők, amennyiben ismert a mozgás relatív sebessége; v ($m \cdot s^{-1}$), a haladás irányában meghatározható felület nagysága; A (m^2) és az áramló közeg sűrűsége; ρ ($kg \cdot m^{-3}$), továbbá a dimenzió nélküli hidrodinamikai együtthatók C (emelő) és C (dinamikus ellenállás). Az összefüggések megegyeznek az előzőekben már tárgyalt erő kifejtés meghatározására alkalmazott eljárás egyenleteivel (1. és 2. egyenlet).

A hidrodinamikai együttható a vizsgált testre jellemző érték, mely függ a tenyér állásszögétől (α) és kéz mozgásirányhoz viszonyított helyzetétől (φ) (8. ábra). Az úszó keze által kifejtett propulzív erőhatást a két erő összege adja. Az említett módszer a tenyér által kifejtett erőhatásokat viszonylag pontosan meghatározza, de az alkar és a felkar külön-külön, illetve együttes erő kifejtése nem szerepel a számítási eljárásban.

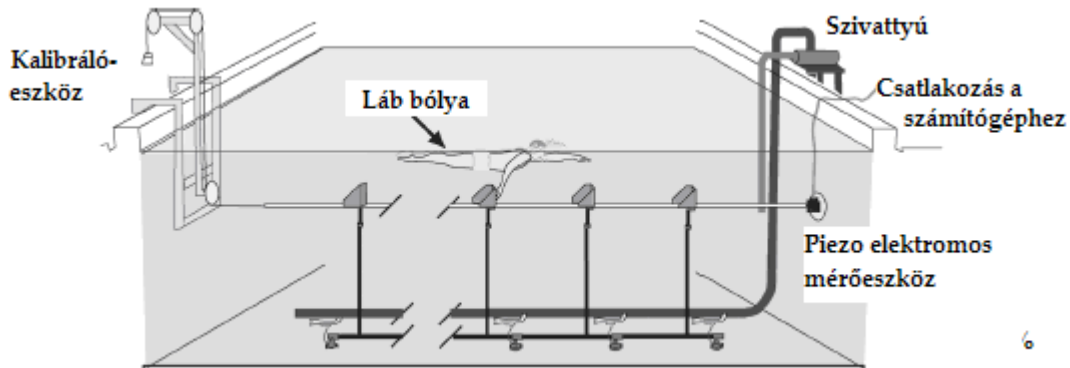


8. ábra Tenyér és kéz helyzete áramláshoz viszonyított állásszögük alapján

(Toussaint és Truijens 2005)

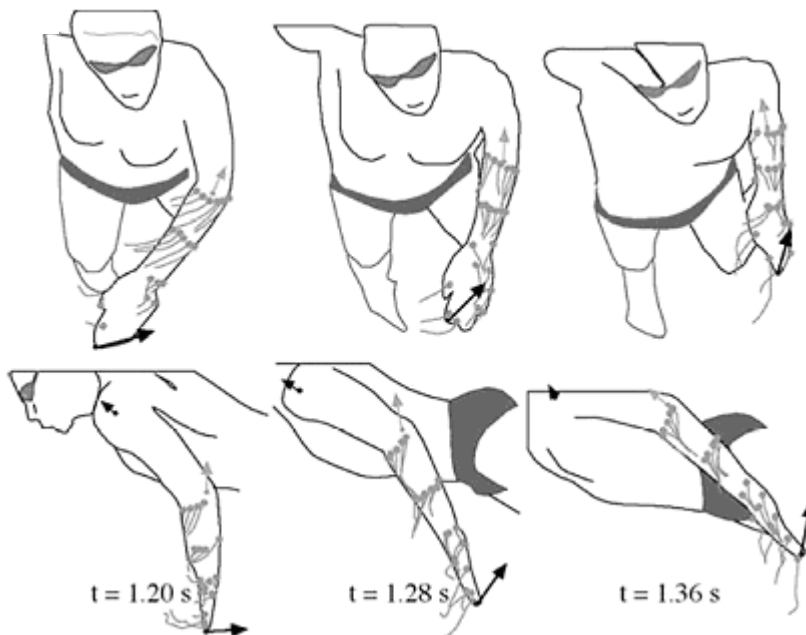
A kifejtett erőhatás meghatározásának másik elterjedt módja az úszók aktív ellenállásának mérése a $MAD^{\dagger\dagger}$ módszerrel (9. ábra), mely eszközt Hollander és mtasi fejlesztettek ki (1981). Az úszó testének haladás közbeni ellenállására vonatkozó ellenállási erő adatokat azonban szintén sok tényező befolyásolja (teszt végrehajtásában való jártasság), számított értékek és a mért értékek között lényeges különbségek mutatkoztak, Toussaint (1998) mérései alapján az érték több mint 40%. További vizsgálatokra Kolmogorov és Duplishcheva (1992) módszerével egyes úszók ellenállás szabályozási képessége vált ismerté, ahol egy ismert ellenállási profillal rendelkező tárgy vontatásából és a maximális úszássebesség arányából vontak le következtetéseket.

^{††} Measuring Active Drag, az úszók aktív ellenállását mérő eszköz és és számítási módszer



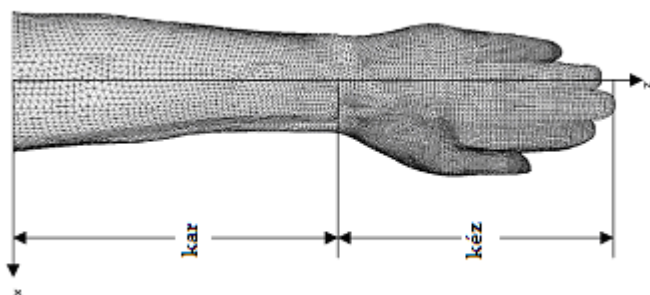
9. ábra Aktív ellenállás mérése MAD rendszerrel (Toussaint és Truijens 2005)

Toussaint és mtasi (2002) fonalakat erősítettek az úszók karjára, és víz alatti kamerákkal rögzítették a fonalak karmunka közbeni mozgásait, melyből a kar körüli áramlások irányára próbáltak következtetni. Megállapították, hogy a víz áramlásának iránya nem követi a Bernoulli elv alapján várható irányt, így az előző elmélet alkalmazhatósága megkérdőjelezhetővé vált (10. ábra).



10. ábra Az áramlás vizualizálása (Toussaint 2002)

Halak úszásának áramlástani elemzésével foglalkozó tanulmányok megállapításai (Peldey és mtsai 1999, Sfakiotakis és mtsai 1999), továbbá a rovarok szárnymozgásainak tanulmányozása közben nyert tapasztalatok, arra engedett következtetni, hogy a kar megfelelő irányú gyorsítása következtében, olyan örvények alakulnak ki, amelyek megnövelik a nyomáskülönbséget a tenyér-alkar szegmens kézháti és tenyér elülső oldali felületei között (Ellington 1984). Ezt az elméletet támasztják alá Brixler és Rievad (2002), valamint Rouboa és mtsai (2006) által bevezetett CFD^{‡‡} számítási módszerrel nyert eredményei is. A szerzők a Navier – Stokes egyenletet alkalmazták a kar mozgása közben kialakuló áramlások és erőhatások modellezésére és a számítások elvégzésére. Elemzéseket végeztek egyenletes sebességű, és gyorsuló mozgások esetén is. A számítások elvégzéséhez szükség volt az úszók karjának felületét háromszögekből álló térhálóként leíró 3D-s modell elkészítésére (11. ábra). A számítások, viszont csak a karmozgás egyes részleteit tartalmazták, a teljes karmozgás meghatározásához a kidolgozott módszer jelen fázisában nem alkalmas.



11. ábra Kar-kéz modell térháló beosztással a CFD számítás alkalmazására

(Brixler 2002)

^{‡‡} Computational fluid dynamics, folyadékok és gázok áramlásakor fellépő erőhatás szimulálása és kiszámítása számítógépes program alkalmazásával

A karciklus teljes végrehajtása közbeni erő kifejtés meghatározására először Martin és Mtsai (1981) tettek kísérletet, az általuk alkalmazott modell két karszegmenst tartalmazott. Az eljárás lefektette a későbbi számítási módszerek elméleti alapját, melyek a teljes karmozgás hatását kívánták meghatározni.

A három karszegmenst tartalmazó analitikai modellt, Akis és Orcan (2004) írta le, kísérletük alapján az alkalmazott számítási eljárás (5. egyenlet) és az ellenőrzésre alkalmazott ellenállással szembeni úszásteszt igazolta a modell alkalmazhatóságát, azonban megállapították, hogy a Schleihauf (1979) és Martin (1981) által megállapított hidrodinamikai C értékek módosításra szorulnak.

Az úszómozgás közbeni erőhatások meghatározására a modell kibővített dinamikus változatát alkalmaztuk. Méréseink és számításaink alapján arra következtettünk, hogy lehetséges az erőközlés meghatározása karmozgás fő fázisa során, a szabadon választott technika alkalmazásával is. A mért és számított erőhatások között szisztematikus eltérést tapasztaltunk. Víz alatti videó felvételek alapján az yz síkban meghatároztuk a váll (γ) és könyökízületi (β) szögváltozásokat, majd az adott úszóra vonatkozó aktuális antropometriai adatok ismeretében elvégeztük a számításokat. Az értékek jól megközelítették az ellenállással szembeni úzás mért eredményeit az eltérő úzásfrekvenciákon (Karsai és Magyar 2007).

Az említett szisztematikus eltérés mértékéből pedig az úszómozgás hatékonyságára próbáltunk következtetni. A számítási eljárás hátránya, hogy nem tudja figyelembe venni a szegmensek z tengely (a vállízület középpontján átmenő xz és yz síkok metszete) mentén forgó síktól való eltérését.

$$\begin{aligned}
F_p = & \left[k_a D_1 \left[\frac{4}{3} \pi^2 f^2 L_{a_1}^3 \sin^2 \gamma - 2\pi f L_{a_1}^2 V_b \sin \theta \sin \gamma + L_{a_1} V_b^2 \sin^2 \theta \right] \right. \\
& + k_a D_2 \left[\frac{4}{3} \pi^2 f^2 L_{a_2}^3 \sin^2 \beta + 4\pi^2 f^2 L_{a_2}^2 L_{a_1} \sin \beta \sin \gamma + 4\pi^2 f^2 L_{a_1}^2 L_{a_2} \sin^2 \gamma \right. \\
& \quad \left. - 2\pi f L_{a_2}^2 V_b \sin \beta \sin \theta - 4\pi f L_{a_1} L_{a_2} V_b \sin \gamma \sin \theta + L_{a_2} V_b^2 \sin^2 \theta \right] \\
& + k_h A_h \left[4\pi^2 f^2 \left(L_{a_1} \sin \gamma + L_{a_2} \sin \beta + \frac{L_h \sin \beta}{2} \right)^2 \right. \\
& \quad \left. - 4\pi f \left(L_{a_1} \sin \gamma + L_{a_2} \sin \beta + \frac{L_h \sin \beta}{2} \right) V_b \sin \theta + V_b^2 \sin^2 \theta \right] \sin \theta
\end{aligned}$$

5. egyenlet Úszó karmozgás közbeni erőkifejtését meghatározó egyenlet

(Akis és Orcan 2004)

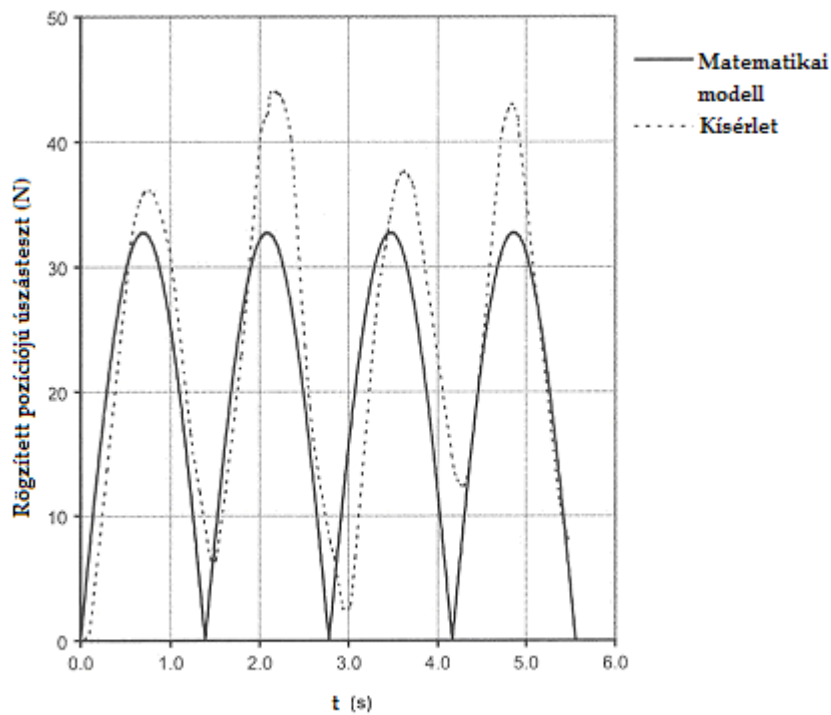
Akis és Orcan (2004) kísérletekkel igazolták a modell és a gyakorlatban mért eredmények közötti szoros kapcsolatot (12. ábra) annak ellenére, hogy nem vették figyelembe a Toussaint és mtsai (2002) által igazolt „pump up”^{§§} hatást továbbá a Sanders (1999) által szintén kísérlettel igazolt „added mass”^{***} hatás érvényesülését. A modell továbbá nem tudja kezelni az, un. „overlapping”^{†††} hatást, a mérés további hiányossága, hogy nem ellenőrizték a rögzített pozíciójú úszás végrehajtási pontosságát videó felvételekkel. Az ismert összefüggést alkalmazva és az eljárást továbbfejlesztettük, ahol 3D- víz alatti felvételek kerültek feldolgozásra és összehasonlításra a dinamikus izületi mozgásokkal végrehajtott ellenállással szembeni úszásteszt eredményivel. Sikerült előrelépni a mozgás

^{§§} A kar forgó mozgás közben vizet áramoltat a forgáspont irányától kifelé egy meghatározott sebesség fölött, mely befolyásolja az örvények kialakulását

^{***} Gyorsuló mozgáskor, a kar közelében lévő vízmolekulák gyorsítására felhasznált erő

^{†††} Mindkét két kar a vízben van és egy időben mozgást végez

dinamikus jellegének megtartása melletti elemzésben. Meghatározhatóvá vált az úszó által kialakított erőhatás különbség, melyből, nagyobb megbízhatósággal a karmozgás hatékonyságára lehetett következtetni (Karsai és mtsai 2008, Karsai és mtsai 2009a, Karsai és mtsai 2009b, Leitão és mtsai 2009).

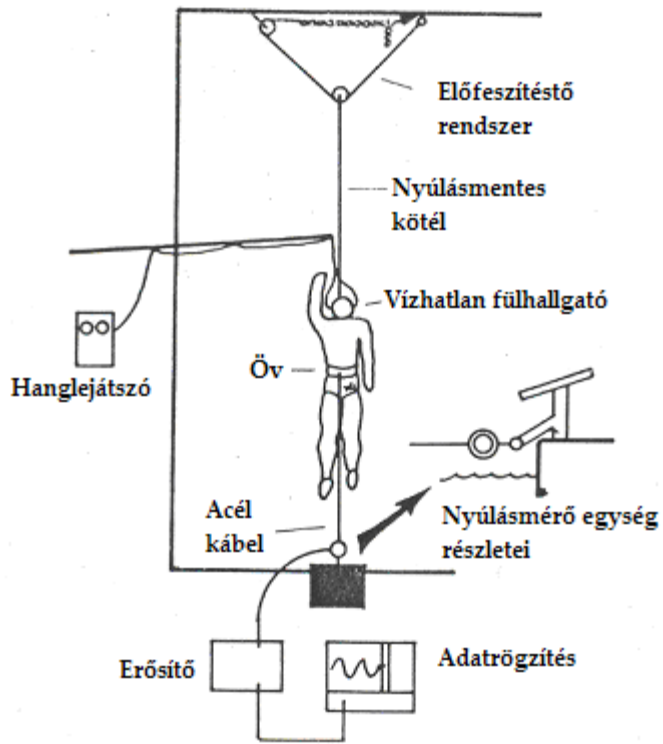


12. ábra Matematikai modell és az ellenállással szembeni úzás közötti kapcsolat $Fr = 0,36$ Hz értéken nyújtott karral történő végrehajtás során

(Akis és Orcan 2004)

4.5 ELLENÁLLÁSSAL SZEMBENI ÚSZÁSTESZTEK

Szabad úszás közben a végtagok által kifejtett erőhatások mérésére alkalmas eszközt még nem fejlesztettek ki, azonban az erőhatások nagyságának meghatározására nagy igény mutatkozik. A technikai kivitel színvonalának meghatározása és az optimális erő kifejtés becslése, továbbá a sérülések elkerülése alapvetően meghatározza az edzőmunka hatékonyságát (Karsai és mtsai 2003, Karsai és mtsai 2004). Úszás közbeni erő kifejtés nagyságának mérésére Cureton (1930) alkalmazta először az ellenállással szembeni úszásteszt helyváltoztatás nélküli változatát. Az úszók derekára övet erősített és kábellel rögzítette őket a medence széléhez, az erőhatások mérésére közbeiktatott erőmérő berendezést alkalmazott. Alley (1952) és Counsilman (1955) a csigákon átfuttatott rögzítő rendszeren keresztüli mérési módszert alkalmaztak, az úszók eltérő tömegű teher vontatásával úsztak, különböző sebességgel, illetve csapásfrekvenciával, a kábelen kialakuló feszülés mértékét rögzítették. Kísérletet tettek a kifejtett erő és a szabadúszás sebessége közötti összefüggés meghatározására. Definiálták az erő kifejtés és úszásfrekvencia közötti kapcsolatot, valamint meghatározták az úszók testére vonatkozó hidrodinamikai ellenállási együtthatót. Di Pampero és mtsai (1979) az erőhatás és az oxigénfogyasztás közötti kapcsolatot vizsgálta. Az egyes kutatók vizsgálati eredményei nagy eltéréseket mutattak az eltérő eszközök, módszerek és a vizsgált minta inhomogenitása miatt. Nagy elemszámú, több szempontot figyelembe vevő vizsgálatot Martin és mtsai (1981) (13. ábra) végeztek. Eredményeik alapján a korábban megállapított hidrodinamikai állandók lényeges mértékben módosításra kerültek, mind az aktív, mind a passzív ellenállási értékek tekintetében.



13. ábra Ellenállással szembeni klasszikus úszásteszt előfeszítéssel, és fülhallgatón keresztüli ritmusadással (Martin 1981)

4.6 KARMOZGÁSOK KOORDINÁCIÓJÁT BEFOLYÁSOLÓ TÉNYEZŐK

A dinamikus rendszerek működési elvének megfelelően, melyet Kugler, Kelso és Turvey (1980) és Newll (1986) alkotott meg, a koordináció nem pusztán a mozgás végrehatási módjának szimbolikus leírása, hanem az együttes környezeti tényezők által kifejtett hatás a biológiai rendszer által végzett tevékenységekre, mely jellemzi a biológiai rendszer önszabályzó képességét. Newell (1986) a rendszer működésére vonatkozóan három jellemző befolyásoló tényezőt különböztet meg: (1) a szervezet belső működési lehetőségeitől függőt, (2) a környezet által meghatározott lehetőségeket, továbbá (3) a végrehajtandó feladat által támasztott követelményeket.

A szervezet belső működési lehetőségeitől függő tényezők a strukturális tényezők, mint a testméretek és a funkcionális képességek, melyek mozgás a megszervezésének hatékonyságáért felelősek. Kawashima és mtsai. (2005) igazolták, hogy az ellentétes oldalon végrehajtott egymást követő végtagmozgások hatással vannak a mozgás kivitelezésére.

Külső tényezők azok, amelyek hatással vannak a biológiai rendszerre, de a kísérlet végrehajtása során nem lehet befolyásolni.

A feladat végrehajtása során fellépő befolyásoló tényezők további három alkategóriára bonthatók:

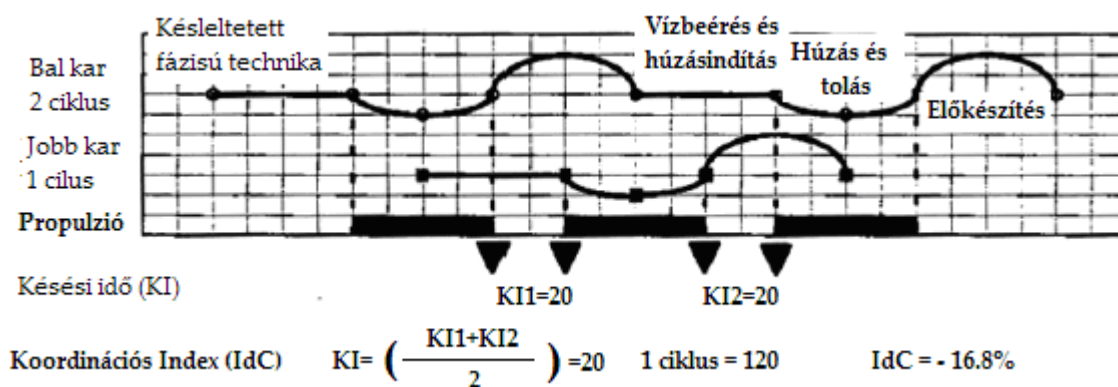
- a feladat célja
- a feladatra vonatkozó szabályok
- az alkalmazott speciális módszerek, eszközök, melyek hatással vannak a mozgás dinamikai jegyeire

Az úszómozgás megfigyelésével kapcsolatos számos tanulmány igazolja, hogy a gyorsúszó mozgás kartempójának koordinációja nagymértékben függ:

- az úzás versenyágától, mint triatlon, ill. klasszikus úzás (Hue és mtsai 2003a, Millet és mtsai 2002),
- a nemtől (Seifert és mtsai 2004),
- a használt segédeszköztől, mint tenyérellenállás (Sidney és mtsai 2004) és az úszóruházatától (Hue és mtsai 2003b), (IV.) valamint a levegővételi technikától (Lerda és mtsai 2004, Seifert és mtsai 2005).
- a karmozgás frekvenciájától (Karsai 2001)

A sportolók teljesítményét, beleértve az úszókét is, nagymértékben befolyásolják pszichés tényezők, a külső és belső motiváció szintje az emocionális intelligencia és a környezeti hatások. Eredményesen (nemzetközi szinten), csak az említett feltételekben megfelelő tulajdonságokkal versenyzők képesek (Lane és mtsai 2010).

A felsorolt tanulmányok egyike sem vizsgálta azonban komplex módon az úszómozgás struktúráját és a vizsgálatok jórészt az IdC (14. ábra) módszerrel történtek. Az IdC módszerrel megállapítható motorlaterality hatást megfigyelték a rögzített pozíciójú úszástesztek erő - idő görbéinek elemzésénél is Yeater és mtsai (1981), Karsai és mtsai (2010).



14. ábra Az IdC index kiszámításának módszere, a jobb és baloldali karciklusok fáziseltolódásának meghatározása alapján, a fáziseltolódás mértéket adja meg (%).

(Seifert és mtsai. 2007)

5 HIPOTÉZIS

A frekvencia növekedés hatása az erőkifejtésre

Feltételezzük, hogy a csapásfrekvencia emelésével a karciklusok során létrehozott átlagos erőkifejtési érték növekedni fog, egy plafon frekvencia elérésig. Feltételezzük továbbá, hogy a plafonfrekvencia elérése fölötti frekvenciákon már nem szisztematikus a végrehajtás és az átlagos erőkifejtési érték csökkenése tapasztalható.

A hatékonysági tényező (HT)

Az irodalmi adatok alapján megállapítható, hogy az ellenállással szemben végzett úszás tesztek eredményei és a „szabad úszás” sebesség értékei között összefüggés áll fenn. Feltételezzük, hogy az általunk meghatározott HT értékei és az úszás teszt során mért időeredmények között összefüggéseket állapíthatunk meg.

A kinetikai és kinematikai paraméterek összefüggéseinek vizsgálata, az aszimmetria

Feltételezzük, hogy a rögzített pozíciójú úszásteszt során létrehozott $ImpF50\%$, F_{max} és RFD_{max} értékeit meghatározza a megfigyelt szegmensek aktuális térbeli pozíciója. Feltételezzük, hogy az említett változók között összefüggések mutathatók ki. Feltételezzük, hogy a két oldal között (domináns és nem domináns oldal) fennálló funkcionális különbség szerepet játszik a mozgásszerveződésben, így a kétoldali végrehajtásra jellemző kinetikai és kinematikai paraméterekben különbségeket találunk.

Szabad úszás közben a fellépő jelentős közegellenállási erőhatás következtében a megszerzett mozgásimpulzus az idő függvényében csökken, emiatt az úszás sebessége lassul. Feltételezzük, hogy a mechanikai szempontból kedvező folyamatos impulzus létrehozásának elve tükröződik karmozgás végrehajtása során. Feltételezzük, hogy a

domináns és a nem domináns oldal fő erő kifejtési fázisaiban, hasonló mértékű impulzus kerül létrehozásra.

Az antropometriai paraméterek, az úszássebesség és a kétoldali kinetikai és kinematikai paraméterek közötti kapcsolatok vizsgálata a legnagyobb erő kifejtési tartományban

Mint a legtöbb sportágban, a testméretek az úszásban is meghatározó jelentőségűek. Az antropometriai paraméterek és az általunk újonnan bevezetett kinetikai és kinematikai paraméterek kapcsolatának vizsgálata rávilágíthat eddig még nem detektált összefüggésekre. A nagy erő kifejtéseket igénylő szárazföldön végezhető sportágakkal ellentétben, ahol az izomkeresztmetszet és az erő kifejtések bizonyos típusai között szoros kapcsolat áll fenn, az úszás során az izomtömeg csak akkor játszik meghatározó szerepet, ha megfelelő technikai tudással párosul, mivel az optimalizált mozgásszervezés helyettesíthet bizonyos izomtömeggel összefüggő funkciókat. Feltételezzük, hogy a domináns oldalon kimutatható kapcsolat áll fenn az antropometriai paraméterek és az erőparaméterek között.

Modellek

Feltételezzük, hogy az egyes változók közötti összefüggések meghatározásán kívül, a változók együttes hatásainak vizsgálata során igazolni tudjuk a kritériumváltozóként definiált, kitüntetett jelentőségű változókat leíró modellstruktúrákat. Kritériumváltozóként az 50 m –es távon mért úszássebességet, a HT-t és a domináns és nem domináns oldali ImpF50% jelöltük meg.

6 KÉRDÉSFELTEVÉS

A frekvencia emelése hogyan befolyásolja az erőkifejtést?

A hatékonysági tényező értéke hogyan változik a frekvencia függvényében és milyen más változókkal áll összefüggésben?

A testalkat hogyan befolyásolja a teljesítményt?

Milyen különbségek és összefüggések találhatók a kinetikai és kinematikai változók között a domináns és nem domináns oldal tekintetében?

Az úszássebesség mely változókkal mutat közvetett, illetve közvetlen kapcsolatot?

A mozgásciklusok végrehajtása alkalmával mért kinetikai és kinematikai paraméterek alapján megállapítható-e a szisztematikus mozgásszerveződés, amennyiben több változó együttes hatását egyszerre vizsgáljuk?

7 MÓDSZEREK

7.1 VIZSGÁLATI MINTA ÁLTALÁNOS JELLEMZŐI

A vizsgálatban a portugál úszóválogatott 8 férfi versenyzője vett részt (1. táblázat). A versenyzők aláírásukkal igazolták, hogy a mérésekben önkéntességi alapon vesznek részt. A vizsgálat protokoll szerinti lebonyolítását a Portugál Edzők Országos Szövetsége engedélyezte. A vizsgálatban résztvevők mindegyike rendelkezik a gyorsúszásban versenytapasztalatokkal. A versenyzők versenykörülmények közötti úszásteljesítményét az edzésprotokollban szereplő felmérési teszt alapján határoztuk meg.

A versenyzők időeredménye 50 m-es gyorsúszásban; átlag: 24.50 sec, SD 0.95 sec.

1. táblázat. A versenyzők antropometriai adatai (minimum, maximum, átlag és szórás)

	Minimum	Maximum	Átlag	SD
Testtömeg (kg)	66.3	82.9	73.94	6.03
Testmagasság (cm)	173.6	190.5	181.73	5.59
Ujjhegyek közötti távolság (cm)	177.9	196.5	186.65	6.28
Felkar hossza (cm)	30	36	32.50	2.00
Alkar hossza (cm)	23	33	27.31	2.78
Felkar körmérete (cm)	29	32.8	31.35	1.43
Alkar körmérete (cm)	23	28.2	25.45	1.84
Tenyér hosszúsága (cm)	18.4	21.4	20.09	0.86
Tenyér szélessége (cm)	8.6	9.5	8.90	0.32

7.2 PROTOKOLL

A méréseket Portugáliában, Rio Maiorban a portugál úszóválogatott előkészületi edzőtáborában végeztük a nemzeti sportközpont 10 pályás 50 m-es feszített víztükrű 25 C fok hőmérsékletű uszodájában. A mérések megszervezésében és lebonyolításában közreműködtek az University of Trás-os-Monte and Alto Douro, Vila Real a Research Center For Sport Sciences, Health and Human Development, Vila Real a Sport Sciences School of Rio Maior és a Technical University of Lisbon, Faculty of Human Movement Kinetics biomechanikai laboratóriumainak szakemberei. A mérések lebonyolítására az egyetemek között fennálló kollaborációs megállapodás alapján került sor. A kapcsolat részeként, egyrészt a SOCRATES/ERASMUS Európa Unió Program alapján hallgatói és oktatói csereprogramok kerülnek lebonyolításra, másrészt a portugál sporttudományi intézeteket összefogó Research Center for Sport Sciences, Portugal szervezet által támogatott nemzetközi kutatási projektek kerülnek megvalósításra. A projektben Pécsi Tudományegyetem részéről a Karsai és Magyar (2007) által kifejlesztett mérési és számítási módszerek, továbbá a TENZI KFT (Budapest, Hungary) által gyártott mérőberendezés került alkalmazásra, portugál részről a táv vezérelhető víz alatti kamerarendszer és az APAS 3D mozgáselemző rendszer került alkalmazásra.

A versenyzők bemelegítés után a TENZI TNF 006 számú uszodai ergométerén „ellenállással szembeni úszás” tesztet végeztek (15. ábra).



15. ábra A rögzített pozíciójú úszóteszt végrehajtása a TENZI TNF 006 típusú víz alatti erőmérő berendezéssel

A versenyzőknek, egységesen 5 perc gyakorlási idő állt rendelkezésre, az eszközzel történő ismerkedésre, majd amikor minden versenyző készen állt a feladat végrehajtására, 30 ciklus/perc frekvencia tartományú úszással kezdve, 5 ciklus/perc frekvenciaemelkedési lépcsőt alkalmazva 55 ciklus/perc frekvencia tartományig emelkedő ritmusban kaptak hangjelzéseket. A mérés időtartama 20-25 sec között változott, amíg az úszó levegővétel nélkül képes volt a meghatározott frekvenciatartományban folyamatos kartempókat végrehajtani. Az eltérő frekvenciák végrehajtása közötti időben az úszók pihentek. (1 perc), a fáradási tényező hatása minimális mértékű volt, mivel nagyobb és maximális erő kifejtésekre, csak a magasabb frekvencia tartományokban volt szükség.

Az úszásfrekvencia megadása vízmentes fülhallgatón keresztül számítógépről vezérelve történt, egy előre rögzített metronóm alkalmazásával készített hangfelvételtől. Az erőmérő eszközzel való folyamatos kontaktust előkészítő kötél és rugó alkalmazásával biztosítottuk, egyénileg kalibrálva, a teszt megkezdése előtt. A törzs és a lábak süllyedésének elkerülésére a lábak közé bőjt erősítettünk. A karmozgásokról, 4 db víz alatt elhelyezett kamerával, az erőmérő berendezéssel időben szinkronizált felvételeket készítettünk. A szinkronjelet egy vízbemerített fényforrással biztosítottuk, mely az erőmérő adatrögzítésének indításakor gyulladt ki. A jel megjelenése alapján kerültek a videó felvételek és az erőmérővel regisztrált adatok szinkronizálásra.

Az úszótesztek alkalmával rögzítettük a ksz.-ek antropometriai adatait. Az adatokat az erő kifejtés modell alapján történő meghatározására, illetve a paraméterek teljesítménybefolyásoló hatásának megállapítása céljából vettük fel (Ángyán és mtsai 2003a, Ángyán és mtsai 2005a).

7.3 ESZKÖZÖK

7.3.1 TENZI TNF 006 számú úszodai ergométer

A műszer beépített piezoelektromos érzékelővel az úszók ellenállással szemben végzett úszásteszt során végrehajtott úszómozdulatainak x irányú egy dimenziós erőhatását méri. A mérés során a koordinátákat a 17. ábra szerint határoztuk meg. Az erőmérő erő kifejtéseket regisztráló beállítását csigára helyezett mérősúlyokkal kalibráltuk, az adatfelvétel frekvenciáját a számítógépbe épített időmérővel hitelesítettük.

Az úszodai ergométer változtatható méretű kerettel rendelkezik, mellyel versenymedencék peremén rögzíthető és a medence falára merőlegesen beállítható. Az erőátviteli rendszer kontaktelejét egy hajlított cső végére erősített speciálisan átalakított fejtámasz alkotja. Az előfeszítést a derékra rögzített védőburkolattal ellátott öv biztosítja, mely gumikötéllel rögzíthető az erőmérő két pontján.

Az előfeszítés értékét nyugalmi helyzetben kalibráltuk.

Az ergométer 200 Hz mintavételi frekvenciára állítottuk be, a mintavétel pontossága: 0,2 N. Az adatok Compaq típusú (1.4 GHz processzor) laptop winchesterén a TENZI 3.1 verziószámú adatrögzítő programmal regisztráltuk. Az adatrögzítést akkor indítottuk, mikor az úszó már egyenletes ritmusban hajtotta végre a kartempókat. Majd 20 - 25 másodperc rögzítése után a szinkronlámpa kikapcsolásával jelet adtunk az úszónak a feladat befejezésére.

7.3.2 Víz alatti kamerák

A felvételek elkészítéséhez 2 db periszkópba helyezett SONY TRV135 típusú digitális kamerát és 2db vízhatlan tokba helyezett speciális víz alatti kamerát használtunk. A kamerákat úgy helyeztük el, hogy az úszó mindkét karja a teljes mozgáscikluson keresztül látható legyen. A térbeli koordináták kalibrálását, egy 28 térpontot tartalmazó merülő kalibrációs kerettel végeztük.

7.3.3 APAS háromdimenziós mozgáselemző rendszer

A program a digitalizált felvételek alapján a 3D DLT (Allard és mtsai 1995) segítségével a megadott koordinátarendszernek megfelelően filterezés és simítás után kiszámítja a vizsgált pontok tér-idő koordinátáit, az értékek felhasználásával kiszámíthatóak az elemzéshez szükséges paraméterek. A digitalizálást 3 személy egymástól függetlenül végezte anélkül, hogy tudomásuk lett volna a párhuzamos feldolgozásról. Az adatokat akkor tekintettük elfogadhatónak, amennyiben a két szélsőérték nem haladta meg az 5% -os eltérést a középső értéktől. Minden eltérő esetben a megadott szekvenciát újra digitalizáltunk. A digitalizálás során az operátorok az egymást követő képkockákon a váll- a könyök- és a csuklóízületi középpontokat jelölték meg, manuális módszerrel.

7.4 ADATFELDOLGOZÁS

A rögzített kinematikai és időben szinkronizált kinetikai adatokból 3 teljes ciklust (3 jobb, illetve 3 bal oldali víz alatti kartempó) vettünk figyelembe elemzés céljából. A kartempók elemzés céljára történő kiválasztása során kizártuk azokat a végrehajtási formákat, ahol az úszó levegővételt hajtott végre, illetve a sorozatban az erő – idő görbe F_{max} pontjai alapján meghatározott belső szórás $FRSD > 5$ Hz értéket ért el.

A mozgásvégrehajtás kinetikai (16. ábra) és kinematikai (17. ábra) jegyeinek elemzésére a HT megállapítására, a szimmetria vizsgálatára és az adatok közötti további összefüggések megállapítása céljából a következő értékek kerültek meghatározásra (Schmidt 1982, Ángyán és mtsai 2005b, Siff és Verkhoshansky 1998):

A vizsgálat általános paraméterei

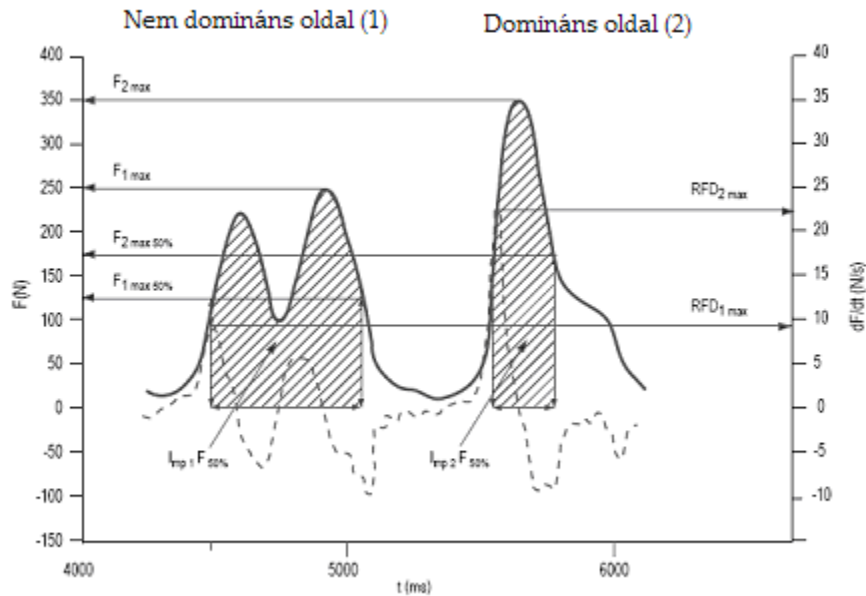
- $F_{átl}$; erő kifejtések átlagos értékei a rögzített pozíciójú úszás teszt alapján, a vizsgált erő-idő görbe alapján (N)
- FR_{max} ; mozgásfrekvencia értéke, a vizsgált frekvencia tartományok között, ahol a legnagyobb átlagos erő kifejtésre volt képes a ksz. (Hz)
- $FRSD$: mozgásfrekvencia szórása, az erő-idő görbe 3 domináns, illetve 3 nem domináns oldali kartempó során elért F_{max} pontjai szerint meghatározva (Hz)

Kinetikai paraméterek meghatározása a domináns és nem domináns oldalon

- F_{max} ; maximális erő kifejtések értékei a rögzített pozíciójú úszás teszt alapján, a vizsgált erő-idő görbe maximuma (N)
- RFD_{max} ; erő növekedési maximum érték, az erő-idő görbe maximális meredekségi értéke alapján meghatározott érték (N/s)

- ImpF50%; a karcikus impulzusa az erő - idő görbe felszálló és leszálló ága közötti területen, amelyet az Fmax 50%-os értékei határolnak

$$(\text{ImpF50\%} = \int_{n=0}^n F_n * t_n)$$

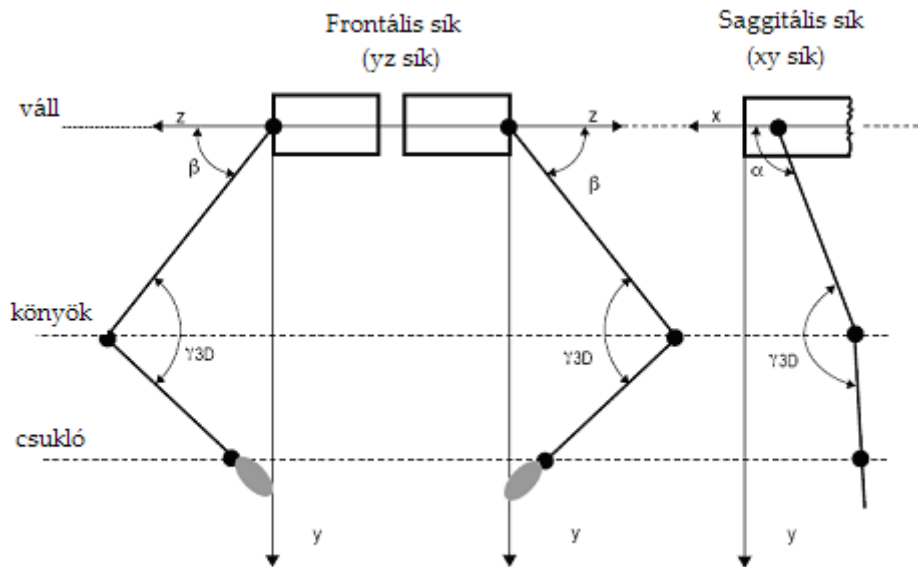


16. ábra Kinetikai paraméterek (Fmax, RFDmax, ImpF50%) meghatározása az erő - idő görbe alapján két egymást követő karcikus (1 nem domináns és 2 domináns oldal) alapján

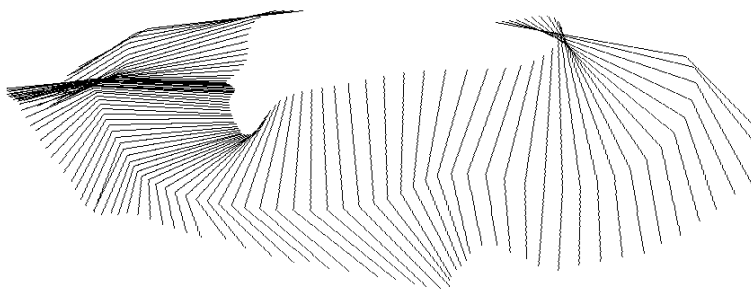
Kinematikai paraméterek meghatározása a domináns és nem domináns oldalon

- α_{Fmax} (fok); az x tengely és a felkar által bezárt szög (xy, saggitális sík) az Fmax pozícióban

- β_{Fmax} (fok); a z tengely és a felkar által bezárt szög (yz, frontális sík) Fmax pozícióban
- γ_{Fmax} (fok); könyök ízületi szög (3D) Fmax pozícióban
- α_{RFDmax} (fok); az x tengely és a felkar által bezárt szög (xy, saggitális sík) RFDmax pozícióban
- β_{RFDmax} (fok); a z tengely és a felkar által bezárt szög (yz, frontális sík) RFDmax pozícióban
- γ_{RFDmax} (fok) könyök ízületi szög (3D) RFDmax pozícióban



17. ábra A karszegmensek pozícionak meghatározása, α : felkar helyzete xy síkban, β : felkar helyzete yz síkban, γ : könyök ízület 3D síkban)



18. ábra Karmozgás 3D megjelenítése az RFDmax és az Fmax pontokhoz kapcsolt karszegmens pozíciók ellenőrzése és definiálása (Karsai és Magyar 2007)

A HT kiszámítása

A HT kiszámítása rendkívül számításigényes feladat, ezért elkészítettük a BIOMATA 1 nevű DELPHI programíró softwarével íródott speciális adatkezelő és számoló programot (Karsai és Magyar 2007). A program az APAS által meghatározott térbeli koordináták alapján valamint az antropometriai adatok alapján kiszámított „quasi steady” (Schleihauf 1979) alapú erőkifejtési értéket a vizsgált periódusra (3 teljes karciklus). A vizsgált három frekvenciatartományban a program által számított eredménnyel elosztottuk a teszt során mért Fátl értéket (Karsai és mtsai 2008).

A rögzített pozíciójú úzás és a szabad úzás frekvenciái közötti kapcsolat

Az elemzések céljából a rögzített pozíciójú tesztek alapján a szabad úzásnak legjobban megfelelő hosszú távú (30 ciklus/perc), középtávú távú (35 ciklus/perc), és sprint távnak megfelelő (40 ciklus/perc) frekvenciákat különítettünk el. A kétoldali összehasonlítást a legmagasabb frekvencia tartományú úzófrekvencián végeztük el, mivel a magas frekvencián történő nagy erőkifejtések létrehozása jelenti a legösszetettebb mozgásszervezési és kivitelezési feladatot az úzó számára.

7.5 ALKALMAZOTT STATISZTIKAI ELJÁRÁSOK

Az eredményeket az SPSS for Windows v13 adatelemző program segítségével dolgoztuk fel. Az alapstatisztikai számítások elkészítése után (átlag, szórás) az átlagok különbségét Student-féle t-próbával, illetve nem a normál eloszláshoz illeszkedő adatok esetekben a Mann-Whitney-tesztel hasonlítottuk össze. Több csoport különbsége esetén az ANOVA tesztet alkalmaztuk, a csoportok közötti különbség megállapítására Bonferoni Post Hoc tesztet használtuk. Az átlagok különbségét $p < 0,05$ -nél fogadtuk el szignifikánsnak. Az adatsorok közötti kapcsolatok mértékét Pearson, illetve Spearman féle korrelációs számítással határoztuk meg. Szignifikánsnak tekintettük a kapcsolatot $p < 0,05$ értéknél. A mozgásstruktúrára jellemző modell meghatározásához a többváltozós lineáris regresszió elemzést (MRA) alkalmaztuk. Akkor tekintettük a kritériumváltozót a prediktor változók által meghatározottnak, amennyiben a Regressziós ANOVA modellben a $p < 0,05$ -nél és az együtthatók mértékét meghatározó MRA modellben minden β értékéhez tartozik $p < 0,05$ érték (Brace 2003, Dinya 2001).

8 EREDMÉNYEK

8.1 FREKVENCIANÖVEKEDÉS HATÁSÁNAK VIZSGÁLATA

A mozgásciklus frekvenciájának növelésével az úszók a várakozásnak megfelelően a kritikus frekvencia eléréséig növelték az Fátl értékét. A frekvencia további növelése már nem jelentett Fátl növekedést. Az úszók az $FR_{\text{átl}} = 40.25$ ciklus/perc frekvencia értéken teljesítették legmagasabb átlagos erő kifejtési értéket; $F_{\text{átl}} = 79,98$ N, mely eredmény megközelíti Yeater és mtsai (1981) és Akis mtsai (2004) által hasonló körülmények között mért eredményeit (2. táblázat). A további, magasabb frekvencia értéken való végrehajtás alkalmazásával az Fátl értékek csökkentek, frekvencia megtartási képesség nem érte el a kívánt szinten ($FRSD > 5$), így az eredményeket nem értékeltük a feladat helyes végrehajtására vonatkozó kritérium nem teljesülése miatt.

A hosszú (cél $FR = 30$ ciklus/perc) és a középtávú úszásra jellemző frekvencia (cél $FR = 35$ ciklus/perc) tartománynak megfelelő átlagos erő kifejtési értékek között 18.19 % különbséget tapasztaltunk, a középtáv és a sprint frekvencia (cél $FR = 40$ ciklus/perc) között a különbség 17.37 % a növekedés közel azonos mértékű volt, mindkét esetben. A frekvencia tartományok közötti az ANOVA teszt alapján szignifikáns eltérést kaptunk a három szint eredményeit tekintve ($F = 3.936$, $df = 2,21$, $p = 0.035$) a Post Hoc teszt alapján szignifikáns differenciát a hosszútáv és a sprint frekvenciatartományú átlagos erő kifejtési értékek esetén kaptunk ($p = 0.032$).

2. táblázat A hosszú, közép és sprinttávnak megfelelő frekvenciájú rögzített pozíciójú úszástervezetekben elért FRátl, FRSD, Fátl és HT (átlag és szórás)

	Cél FR = 30 (ciklus/perc)		Cél FR = 35 (ciklus/perc)		Cél FR = 40 (ciklus/perc)	
	Átlag	SD	Átlag	SD	Átlag	SD
Fátl (N)	53.59	22.06	66.10	15.66	79.98	18.18
FR (ciklus/perc)	30.08	1.86	35.57	1.3	40.25	2.54
FRSD (ciklus/perc)	3.03	1.62	4.54	2.88	4.77	2.65
HT	2.09	0.62	2.61	0.94	2.87	0.98

A vizsgált különböző frekvenciatartományokban mért a ciklusok homogenitására jellemző belső frekvencia szórásának értéke a frekvencia emelkedésével összefüggően, de nem lineárisan növekszik. A frekvencia emelése során megnövekszik a feladat nehézsége, rövidebb idő áll rendelkezésre a nagyobb átlagos erő kifejtés és impulzus létrehozására, egy-egy cikluson belül. A különbségek értéke a frekvencia tartományok között emelkedő sorrendben; 33.25 % és 4.82 %. A célfrekvencia megközelítése során, melyet fülhallgatón keresztüli ritmusadással biztosítottunk, szintén a legmagasabb frekvenciatartományban volt a legnagyobb szórás, mely a feladat nehézségének emelkedését jelenti. Az úszók nehezebben közelítették meg a célfrekvenciát és ezzel együtt a frekvencián belüli ciklus homogenitás is csökkent. A két alacsonyabb frekvenciatartomány közötti differencia 30.1 % a két szélső frekvencia tartomány közötti differencia 49.8 %.

Az átlagos erő kifejtési érték növekedése mellett a hatékonysági tényező értéke is növekszik a frekvencia növekedésével, mely érték, a mechanikai potenciál kihasználásának lehetőségét mutatja. A növekedés itt sem lineáris, a középtávú frekvencia eléréséig intenzív a növekedés, majd a sprint frekvenciára jellemző tartományt, már csak egy kisebb mértékű növekedés jellemzi (diff. 19.92 % ill. 9.05 %).

8.2 DOMINÁNS ÉS NEM DOMINÁNS OLDAL ÖSSZEHASONLÍTÁSA

8.2.1 Kinetikai és kinetikai változók átlagainak különbsége

A domináns (a nagyobb maximális erő kifejtésre képes végtag) és nem domináns oldal közötti eltérések részletes vizsgálatát, sprint úszás frekvenciájának megfelelő rögzített pozíciójú úszástezt alkalmazásával meghatározott kinetikai és kinematikai változók összevetésével végeztük el. A sprintúszásra jellemző frekvencián érték el az úszók a legnagyobb átlagos erő kifejtést, ezért az ezen a frekvencián történő vizsgálat alkalmas az úszók maximális propulzív erőt létrehozó képességének elemzésére.

Kinetikai változók

A gyorsúszó karmozgás koordinációjának vizsgálatához, a tesztek során regisztrált erő – idő görbe két, a vizsgálatunk szempontjából fontosnak ítélt pontját jelöltük ki. F_{max} pont reprezentálja a legnagyobb erő kifejtési értéket egy cikluson belül. Az RFD_{max} pont az erő - idő görbén reprezentálja a legnagyobb erő növekedési értéket a karciklus megkezdése után. Továbbá meghatároztuk az ImpF50% impulzus értéket, mely egy adott karciklus alatt létrehozott propulzív hatás jellemzésére alkalmas. A domináns és nem domináns oldal összevetése során (3. táblázat) a választott kinetikai változó értékeit tekintve, szignifikáns eltérést találtunk mindkét esetben (F_{max} z=2.511, N-Ties=8, p=0.012 és RFD_{max} z=2.028, N-Ties=8, p=0.043). Az eredmény arra utal, hogy a domináns és nem domináns oldali végrehajtás koordinálása között lényeges eltérés mutatkozik a vizsgált frekvencia tartományban, mivel az erő – idő görbe markáns pontjain, a maximális erő kifejtési értékek és az erő növekedés maximum értékei lényegesen eltérnek egymástól. Az ImpF50% domináns és nem domináns oldali értékei között nem volt szignifikáns különbség (diff. 4.49%), a domináns és nem domináns oldali kar közel egyenlő mértékű impulzus létrehozásával járul hozzá a propulzív erő kifejtéshez.

3. táblázat A legnagyobb erő kifejtési tartományban mért ImpF50%, Fmax és RFDmax értékei, domináns és nem domináns oldalon (átlag, szórás és különbség)

	Domináns oldal		Nem domináns oldal		p
	Átlag	SD	Átlag	SD	
ImpF50% (Ns)	54.67	10.42	57.24	17.11	NS
Fmax (N)	275.10	61.42	212.51	43.10	0.012
RFDmax (N/s)	20.92	15.82	10.18	4.84	0.043

Az erő – idő görbe Fmax pontja alapján meghatározott kinematikai változók

Az erő – idő görbe kitüntetett jelentőségűnek tartott Fmax pontjaihoz tartozó kinematikai változók az időben szinkronizált videó felvételek segítségével kerültek meghatározásra, mint jellemző kinematikai jegyei a rögzített pozíciójú úszómozgásnak. A felkar α_{Fmax} (xy sík) értékeit összevetve (4. táblázat) a domináns és nem domináns oldalt összevetve szignifikáns mértékben tértek el ($z = 0.224$, N-Ties = 8, $p = 0.025$). A domináns oldalon a felkar xy síkban közel az optimálisnak tekinthető függőleges ($\alpha_{Fmax} = 88.53$ fok) helyzetben éri el a maximális erőt ($F_{max} = 275.1$ N), az erő kifejtési differencia 22.9% a domináns és nem domináns oldal között. A nem domináns oldalon az optimálisnak tekinthető függőleges helyzettől közel 25 fokkal távolabbi helyzetben ($\alpha_{Fmax} = 114.88$ fok) jön létre a maximális erő kifejtés ($F_{max} = 212.51$ N).

Frontális nézetben (yz sík) nem találtunk lényeges eltérést a felkarok beállítási helyzetében, mely az erő – idő görbe Fmax pontjához kapcsolódik (diff. 11.4 %). A nem domináns oldali vízszintessel bezárt nagyobb felkar szög helyzet ($\beta_{Fmax} = 55.69$ fok), az úszómozgás technikájának megfelelően a váll pozíciójához viszonyított távolabbi α_{Fmax} helyzetben jön létre. A kar ekkor már közel kerül az előkészítési fázis megkezdéséhez, így előnyösebb a testhez közelebbi felkar helyzet a szabadítás megkezdéséhez.

A könyök ízületi 3D szögértékek egymástól minimális eltérést mutatnak. Fmax helyzetben, 117.04 fok a domináns és 110.18 fok a nem domináns oldalon (γ_{Fmax} diff. = 3.9%), Az eredmények azt mutatják, hogy mozgásszerveződés szempontjából a könyök ízület beállítása nem tér el lényegesen a domináns és nem domináns oldalon. A domináns

oldali nagyobb erő kifejtés kissé nyitottabb szöghelyzetben jön létre, így valószínűsíthető, hogy az erőnövelési stratégia egyik eleme a könyök ízület nyújtása. Amennyiben a váll befelé forgatásához rendelkezésre áll a szükséges erő, illetve a kar xy síkú helyzete még lehetőséget ad a kifejtett erőhatás haladásirányú hasznosítására, akkor a tenyér, a könyök ízület nyújtásával a vállízület forgáspontjától nagyobb távolságra kerül. A forgómozgás következtében létrejövő nagyobb kerületi sebesség miatt, nagyobb erő kifejtés jöhet létre.

4. táblázat A felkar xy és yz síkú valamint a könyökízület 3D síkú szöghelyzetei az erő – idő függvény Fmax értékén, domináns és nem domináns oldalon

(átlag, szórás és a két oldal különbsége)

	Domináns oldal		Nem domináns oldal		p
	Átlag	SD	Átlag	SD	
α Fmax (fok)	88.53	25.89	114.88	24.17	0.025
β Fmax (fok)	49.31	24.17	55.69	15.03	NS
γ Fmax (fok)	117.04	9.37	110.18	21.82	NS

Az erő – idő görbe RFDmax pontja alapján meghatározott kinematikai változók

A másik kitüntetett pont a regisztrált erő - idő görbén, a görbe azon pontja, ahol az erőnövekedés mértéke a legnagyobb. Az RFDmax mértéke az erő kifejtések meghatározott részének dinamikai szempontú jellemzésére alkalmas. A karmozgás során létrehozott propulzív erő kifejtés egyik jellemző értéke, ezért az e ponthoz tartozó kinematikai jellemzők vizsgálata fontos, összehasonlításra alkalmas információkat adhat a mozgásszerveződéséről. Az úszás sprintszámainál nagy jelentőségű, hogy az úszó rövid idő alatt hozzon létre nagy impulzust, melynek feltétele, hogy a felkar az erő kifejtéshez anatómiai szempontból is optimális helyzetben legyen. A megnövelt frekvencia miatt rövidebb idő áll rendelkezésre a megfelelő mértékű ellenállás kialakítására. Amennyiben lassan növekszik a karok által a vízzel szemben kifejtett ellenállás, akkor a ciklus alatt létrehozott impulzus is alacsonyabb szinten marad.

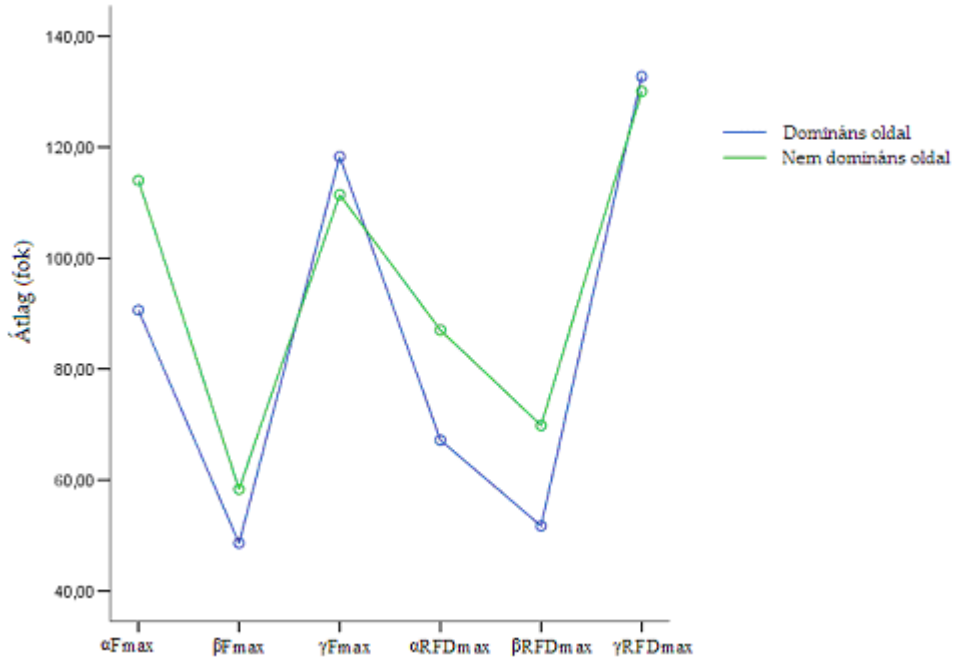
Az RFDmax pontoknál definiált karszegmens pozíciók esetében nem találtunk szignifikáns differenciát a két oldal összevetése során (5. táblázat).

5. táblázat A felkar xy és yz síkú valamint a könyökízület 3D síkú szöghelyzetei az erő – idő függvény RFDmax értékén, domináns és nem domináns oldalon
(átlag, szórás és a két oldal különbsége)

	Domináns oldal		Nem domináns oldal		p
	Átlag	SD	Átlag	SD	
α RFDmax (fok)	61.99	26.31	84.17	24.28	NS
β RFDmax (fok)	52.35	26.99	69.05	15.10	NS
γ RFDmax (fok)	133.71	8.76	129.71	17.21	NS

Az erő – idő görbe RFDmax és Fmax pontjain meghatározott kinematikai változók közötti eltérések

Az RFDmax és Fmax pontok közötti felkarpozíció különbség xy síkban 26.54 fok a domináns oldalon, míg a nem domináns oldalon 30.71 fok. A nem domináns oldalon a felkar xy síkban, az RFDmax elérésekor kerül az anatómiai és hidrodinamikai szempontból előnyösebb, a vállízület középpontját metsző, függőlegest megközelítő síkba, mely helyzet domináns oldalon az Fmax pont közelében volt tapasztalható. Az yz síkú szöghelyzet domináns oldalon alig változik az erő – idő görbe RFDmax és Fmax pontjai között. A mindkét kitüntetett ponton tapasztalható nyitottabb 3D könyök ízületi pozíció a domináns oldalon, a nagyobb mértékű RFDmax és Fmax létrehozása miatt jön létre (19. ábra).



19. ábra A felkar domináns és nem domináns oldali xy síkú és yz síkú, valamint a könyök ízület 3D szöghelyzeteinek különbsége Fmax és RFDmax pozíciókban

8.3 ÖSSZEFÜGGÉS VIZSGÁLAT

8.3.1 Az elért úszássebesség és az antropometriai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata

Az 50 m-es sprint távolságon elért úszássebesség ($V_{átl} = 2.04, \pm 0.08$ m/sec) az úszók testmagasság értékeivel mutat pozitív összefüggést ($r = 0.720, p = 0.44$), a testmagasság értékei továbbá összefüggést mutatnak a testtömeg értékeivel ($r = 0.82, p = 0.013$) valamint, az oldalhelyzetbe nyújtott karok középső ujjhegyei közötti mért távolság értékeivel ($r = 0.836, p = 0.01$). A testtömeg értékek szignifikáns összefüggést mutatottak az alkar körméret értékeivel ($r = 0.816, p = 0,014$). A felkarhossz, az alkarhossz és tenyérhossz értékek az arányos testalkatnak megfelelően szignifikáns kapcsolatot mutattak a test többi hosszúság értékével, viszont az úszássebességek már nem állnak az említett értékek közvetlen kapcsolatban.

8.3.2 Az úszássebesség a frekvencia értékek és a hatékonysági tényező értékei közötti közvetlen összefüggések vizsgálata

Az úszássebesség közvetlenül nem mutat összefüggést, az alfejezet címben említett változókkal. Megállapítható, hogy ezek a változók közvetlenül nem befolyásolják az 50 m-es távon elért eredményeket. A változók egymással alkotott az úszássebességet együttesen befolyásoló csoportjainak vizsgálatára egy későbbi fejezetben kerül sor, a regressziós modellek segítségével. A hosszú távú úszásra jellemző hatékonysági tényező értékei, mindhárom frekvenciaértéken összefüggést mutatnak az Fátl értékekkel ($r_{(\text{hosszú táv})} = 0.726$, $p = 0.042$, $r_{(\text{közép táv})} = 0.802$, $p = 0.017$ és $r_{(\text{sprint táv})} = 0.760$, $p = 0.029$). A középtávnak megfelelő hatékonysági tényező értékei negatív kapcsolatban állnak a középtávú úszásfrekvencia tartományban mért FRSD értékeivel ($r = -0.796$, $p = 0.018$), továbbá a sprint távra jellemző FRSD értékeivel ($r = -0.888$, $p = 0.009$).

8.3.3 Az úszássebesség a kinetikai és kinematikai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata

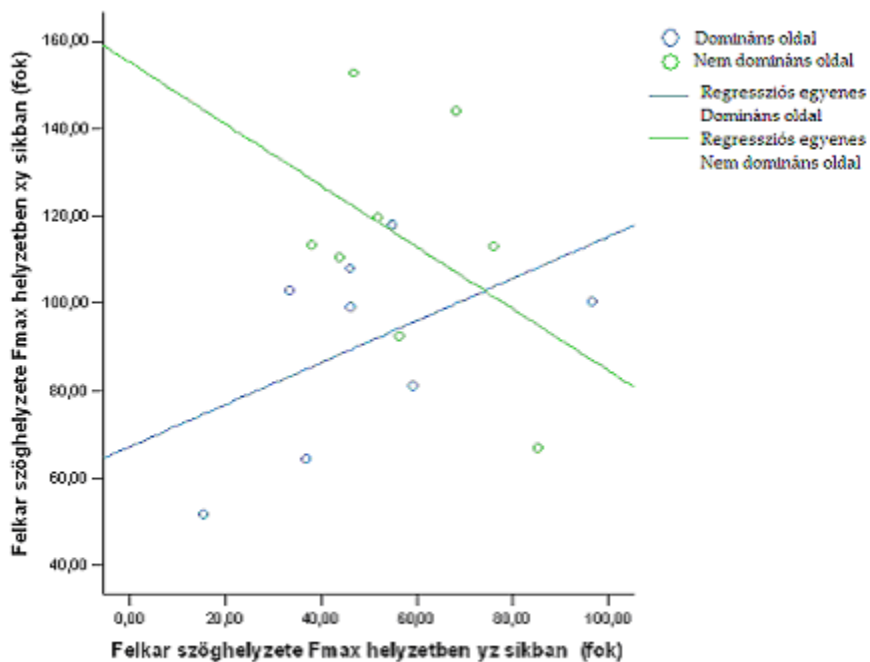
Közvetlen összefüggést találtunk az 50 m-es gyorsúszásban elért úszássebesség értékei és a nem domináns oldali ImpF50% értékei ($r = 0.911$, $p = 0.002$), a nem domináns oldali 3D könyök ízületi szöghelyzet RFDmax pozícióban mért értékek ($r = 0.724$, $p = 0.042$), valamint a domináns oldali yz síkú felkar szöghelyzet RFDmax pozíciója esetén mért értékek között ($r = 0.704$, $p = 0.05$).

8.3.4 Karszegmens pozíciók és a kinetikai paraméterek közvetlen összefüggéseinek vizsgálata

A hatékony előrehaladást biztosító erő kifejtés megvalósítása érdekében két fontos szempontot kell az úszónak figyelembe vennie. Egyrészt a mozgásban részt vevő izmok olyan ízületi szöghelyzetben legyenek, hogy azok képesek legyenek a kívánt mértékű propulzív erő kifejtésre, másrészt a szegmenseknek a vízben történő erő kifejtéskor az áramlástanai szempontoknak is megfelelő pozícióban kell lenniük. A mindkét szempont

feltételeinek egy időben történő maximális megvalósítása akadályokba ütközik. A több szegmens összehangolása, a két oldal között fennálló különbséget is figyelembe véve, a szabályzó mechanizmust ingen komoly feladat elé állítja. A definiált változók közötti összefüggések vizsgálatával, bepillantást nyerhetünk a mozgásszervezés részleteibe.

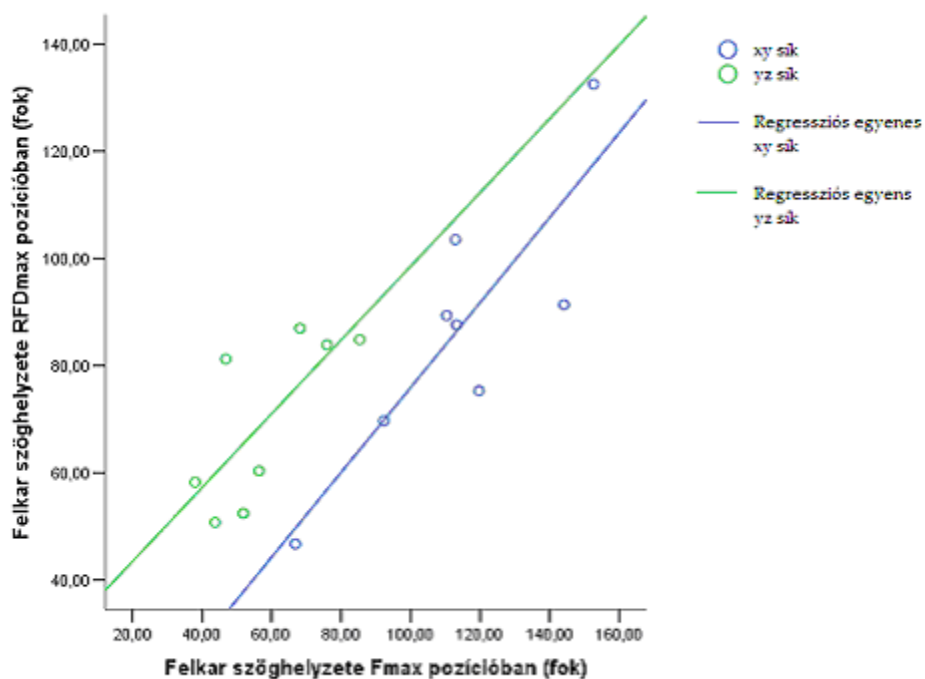
Az Fátl értékei és a karszegmens pozíciók között, szignifikáns összefüggést találtunk a domináns oldali yz síkú felkarhelyzet Fmax pontján ($r = 0.747$, $p = 0.033$). Az Fátl értékei negatív irányú összefüggést mutattak a nem domináns oldali xy síkú felkar helyzet Fmax pontján mért értékekkel ($r = -0.752$, $p = 0.032$), valamint pozitív összefüggést találtunk az Fmax ponton mért domináns oldali 3D könyök ízületi szöghelyzet értékeivel ($r = 0.865$, $p = 0.009$), valamint az RFDmax pontú nem domináns oldali könyökízületi szöghelyzetek értékeivel ($r = 0.746$, $p = 0.27$).



20. ábra Xy és yz síkú felkar szöghelyzetek közötti kapcsolat az Fmax pozíciókban, domináns és nem domináns oldalon

A domináns oldali Fmax és RFDmax értékei is összefüggést mutattak ($r = 0.835$, $p = 0.01$), mely alapján következtethetünk arra, hogy azok az úszók, akik képesek a haladásirányba ható erő gyors növelésére, képesek nagyobb maximális erő kifejtésére is a domináns oldalon. A nem domináns oldalon nem találtunk összefüggést a két említett változó között. Pozitív összefüggést találtunk RFDmax helyzetben a domináns oldalon a felkar yz síkú szöghelyzetei és a megegyező kinetikai ponton mért 3D szöghelyzet értékei között ($r = 0.723$, $p = 0.043$). A domináns oldali RFDmax ponton mért 3D könyök ízületi szöghelyzet összefüggést mutat az azonos helyzetben meghatározott nem domináns oldali könyök ízületi szöghelyzettel ($r = 0.728$, $p = 0.41$). Az ImpF50% nem mutatott közvetlen összefüggést a jelen alfejezetben vizsgált paraméterekkel, az ImpF50% értékének kialakulásában több tényező együttes hatása játszik szerepet. Az Fmax pontban a domináns oldalon a felkar helyzete (20. ábra) pozitív összefüggést mutat az xy illetve az yz síkok értékei között, ezen értékek a nem domináns oldalon ellenkező irányú összefüggésben állnak ($r = 0.628$, $p = 0.043$ ill. $r = -0.610$, $p = 0.046$). A szabályzó rendszer, az oldalak között fennálló Fmax értékekbeni különbséget, ellentétes irányú kompenzáló manőverrel egyenlíti ki.

A nem domináns oldali Fmax értékek negatív irányú szignifikáns kapcsolatot mutatattak a nem domináns oldali yz síkú felkar helyzet értékeivel ($r = -0.730$, $p = 0,040$). A felkar xy síkú helyzete összefüggést mutat a nem domináns oldalon az RFDmax és az Fmax helyeken ($r = 0.853$, $p = 0.007$), hasonlóan alakul az yz síkú szabályozás is (21. ábra) az RFDmax és az Fmax pontok között, ebben a pozícióban is szignifikáns összefüggést találtunk ($r = 0.727$, $p = 0.041$).



21. ábra Nem domináns oldali Felkar szöghelyzetek közötti kapcsolat az RFDmax és Fmax pozíciókban, xy és yz síkokban

A nem domináns oldali Fmax pozíciójú 3D könyök ízületi szöghelyzet nem mutat egyik vizsgált változóval sem szignifikáns kapcsolatot, viszont az RFDmax pozíciójú 3D könyökízületi szöghelyzet összefüggést mutatott a saját oldali ImpF50% értékeivel. A nem domináns oldalon negatív irányú szignifikáns összefüggést találtunk az RFDmax pozíciójú xy síkú felkar szöghelyzet és a saját oldali azonos pozícióban mért 3D könyök ízületi szöghelyzet ($r = -0.742$, $p = 0.38$), valamint az ImpF50% értékeivel ($r = -0.711$, $p = 0.025$).

8.4 TÖBBVÁLTOZÓS REGRESSZIÓ ANALÍZIS

Az úszómozgás során végrehajtott kartempó bonyolultságát Stager és Tanner (2005) úgy jellemzi, hogy az százszor összetettebb, mint a legbonyolultabb levegőben sportrepülőgéppel valaha végrehajtott manőver. Az általunk definiált paraméterek között találtunk összefüggéseket a korrelációs kapcsolatok elemzésével. Eltéréseket és hasonlóságokat fedeztünk fel az átlagok különbségének vizsgálatával, de a mozgásszerkezetben rejlő egymással kapcsolatban álló változók együttes hatásáról nem kaptunk felvilágosítást. A több egymással összefüggő, de nem korrelációs kapcsolatot mutató változó és a kritériumváltozó közötti kapcsolatot az MRA modellvizsgálattal kimutatható. Jelen tanulmányunkban csak kisebb egységek kapcsolatát tudjuk vizsgálni, mivel az adatgyűjtés és feldolgozás rendkívül időigényes, az MRA elemzésre korlátozott mennyiségű adat áll rendelkezésünkre ($n = 8$, domináns és nem domináns oldali adatok).

8.4.1 A HT az antropometriai és kinetikai változók

Az egymással nem szorosan összefüggő, de a kritériumváltozóra együttes hatást gyakorló logikailag összefüggő változók, az ANOVA regressziós modell számítás alapján szignifikáns szinten igazolják feltételezett modellstruktúrát ($R^2 = 0.998$, $p = 0.005$). A modellben sprintúzásnak megfelelő frekvenciára jellemző hatékonysági tényező, mint kritériumváltozó került elemzésre. Az MRA elemzés alapján (6. táblázat) a kritériumváltozót szignifikáns szinten három kinematikai és két antropometriai paraméter határozza meg (αF_{max} - domináns oldal: $\beta = -0.879$, $p = 0.009$; γF_{max} - domináns oldal: $\beta = 0.945$, $p = 0.011$; γn - nem domináns oldal: $\beta = 0.920$, $p = 0.002$; Tenyér szélessége: $\beta = 0.174$, $p = 0.048$; Testtömeg: $\beta = -0.454$, $p = 0.034$).

6. táblázat A hatékonysági tényezőt, mint kritériumváltozót meghatározó kinematikai és antropometriai paraméterek, β értékek hatása a modellre, a modellben szereplő változók alapján

	β	p
α Fmax domináns oldal (fok)	-0,879	0,009
γ Fmax - domináns oldal (fok)	0,945	0,011
γ Fmax - nem domináns oldal (fok)	0,920	0,002
Tenyér szélessége (cm)	0,174	0,048
Testtömeg (kg)	-0,454	0,034

8.4.2 Az úszássebesség és az impulzus

A gyorsúszás során a kartempók biztosítják az előrehajtó erő meghatározó részét, a lábtempók a karmozgások által kifejtett erő hatékonyságát növelik. A karok a legnagyobb erő kifejtést igénylő sprintszámok esetén, a ciklus egy részében átfedésben vannak, un. „overlapping” technikát alkalmazva fejtenek ki erőt. A két kar mozgásának összehasonlításakor, az említett hatás miatt, csak az erő – idő görbe meghatározott részét tudjuk figyelembe venni. Megfigyeléseink és számításaink alapján az aktív kar az Fmax 50% - át meghaladó erő kifejtését már minden esetben úgy hozta létre, hogy az ellenoldali kar az előkészítő fázisában volt. Az ANOVA regressziós modellszámítás eredménye alapján, a domináns és nem domináns oldalon létrehozott impulzusok, az 50 m-s gyorsúszásban elért eredményt együttesen szignifikáns szinten határozzák meg ($R^2 = 0.929$, $F = 32.619$, $p = 0.001$) a modellben szignifikáns meghatározó a nem domináns oldali ImpF50% ($\beta = 0.812$, $p = 0.001$) és közel szignifikáns p értéken a domináns oldali ImpF50%, mely így szintén jelentős és meghatározó tényezője az úszássebességnek ($\beta = 0.301$, $p = 0.058$).

8.4.3 Az impulzus a kinetikai és a kinematikai változók

Az ImpF50% létrehozásában szerepet játszó általunk vizsgált paraméterek közül az MRA enter módszert alkalmazva ImpF50% -ot mint, kritériumváltozót a számítás alapján szignifikánsan meghatározzák a bevitt paraméterek. Az ANOVA regressziós modellszámítás eredménye alapján, a domináns oldalon ($R^2 = 0.997$, $F= 148.803$, $P=.007$) és a nem domináns oldalon szignifikáns eredményt kaptunk ($R^2 = 0.996$, $F=198.463$, $P=.001$).

A modellt a domináns oldalon az F_{max} ($\beta = -1.042$, $p = 0.007$), αF_{max} ($\beta = 0.66$, $p = 0.009$), βF_{max} ($\beta = 1.465$, 0.002), γF_{max} ($\beta -1.625$, $p = 0.002$), RFD_{max} ($\beta -1.625$, $p = 0.002$) változók határozzák meg. A nem domináns oldalon a modellt ettől részben eltérő komponensek alkotják: αF_{max} ($\beta = 0.632$, $p = 0.007$), RFD_{max} ($\beta 0.699$, $p = 0.005$), γRFD_{max} ($\beta 1.298$, $p = 0.001$) és βF_{max} ($\beta 0.375$, $p = 0.018$)

7. táblázat A domináns és nem domináns oldali ImpF50% értéket meghatározó paraméterek (β és p) és az oldalak közötti eltérések

Domináns oldal	β	p
F_{max}	-1.042	0.007
αF_{max}	0.665	0.009
βF_{max}	1.465	0.002
γF_{max}	-1.625	0.002
RFD_{max}	1.215	0.007
Nem domináns oldal	β	p
αF_{max}	0.632	0.007
RFD_{max}	0.699	0.005
γRFD_{max}	1.298	0.001
βF_{max}	0.375	0.018

9. MEGBESZÉLÉS

9.1 PROPULZÍV ERŐKIFEJTÉS

Szabad úszás során a propulzív erő kifejtés és az úszás sebessége között, mely az eredményességet jelenti, arányosság áll fenn az arány mértékét az úszás közben fellépő rezisztív tényezők befolyásolják. A megfelelő irányban kifejtett nagyobb erő, nagyobb úszássebességet jelent. Szabad úszás közben a kifejtett erő mérése, illetve számítási eljárásokkal történő meghatározása jelenleg csak néhány kísérleti beállításban megoldott. A rögzített pozíciójú úszástesztsek segítségével, mely módszer alkalmazhatóságának további részletei még kidolgozásra várnak, objektív információk nyerhetők, az úszók erő kifejtési képességeiről folyamatos végrehajtási helyzetekben.

Az erő kifejtés és az úszás sebesség kapcsolatának szintjét számtalan tényező befolyásolja, Yeater és mtsai (1981) összefüggést találtak, a rögzített pozíciójú úszásteszt és a rövidtávú gyorsúszás sebessége között. Jelen tanulmányunkban ezt az összefüggést nem sikerült kimutatni. Tanulmányunkban a mért változók közötti kapcsolatokat vizsgálva, összefüggést találtunk a nem domináns oldalon létrehozott impulzus és az úszás sebessége között. A nem domináns oldali impulzus és a domináns oldali impulzus értékei közötti eltérés csupán 4.49%, azonban az erő – idő görbe alapján meghatározható további paraméterek tekintetében további eltérések mutatkoztak. Az úszásteszt során kialakított impulzus kétoldali megkülönböztetése, részletesebb értékelésre ad lehetőséget, a propulzív erő kifejtések vizsgálata alkalmával. Az általunk kidolgozott módszer alapján objektíven meghatározható az úszó aktuális technikai teljesítőképessége.

9.2 MOZGÁSFREKVENCIA

Az úszássebesség szabályozásának kézenfekvő módja a kartempó csapásfrekvenciájának módosítása. Állandó csapásfrekvencián, csak igen kismértékű a sebességszabályozás lehetősége, és a módosítás is csak alacsonyabb frekvenciákon lehetséges. A változtatás a hidrodinamikai potenciál kiaknázásának tudatosabb alkalmazásában, illetve a karszegmensek lehetséges maximális effektív sebességének kihasználásában rejlenek, egy hosszabb víz alatt megtett út segítségével. A lehetőség kihasználására magasabb frekvenciákon csak a legtehetségesebb versenyzők képesek. Az ökonomikus mozgásszerkezet megtartása mellett, a ciklushossz növelésével egyes versenyzők képesek sebességük növelésére.

Az úszásban a versenyszámokat, mint a legtöbb ciklikus sportmozgás esetén rövid, közép és hosszútávokra osztják fel. A felosztást izomélettani alapokra helyezték, az izmok energiaellátásáért felelős rendszert jellemzik. Az anaerob alaktacid, az anaerob laktacid és az aerob körülmények között végzett munkavégzés, mely a ciklusfrekvenciával és a versenytáv leúszáshoz szükséges idővel is kapcsolatban áll. A kategóriák egyik esetben sem jelentik azt, hogy tisztán egy az említett energiafelhasználási terület biztosítja a munkavégzéshez szükséges energiát. A felosztást elsősorban az izomzat elsődleges energiafelhasználási rendszere határozza meg, azonban minden esetben jelen van a többi hatás is, egy alacsonyabb részesedési aránnyal.

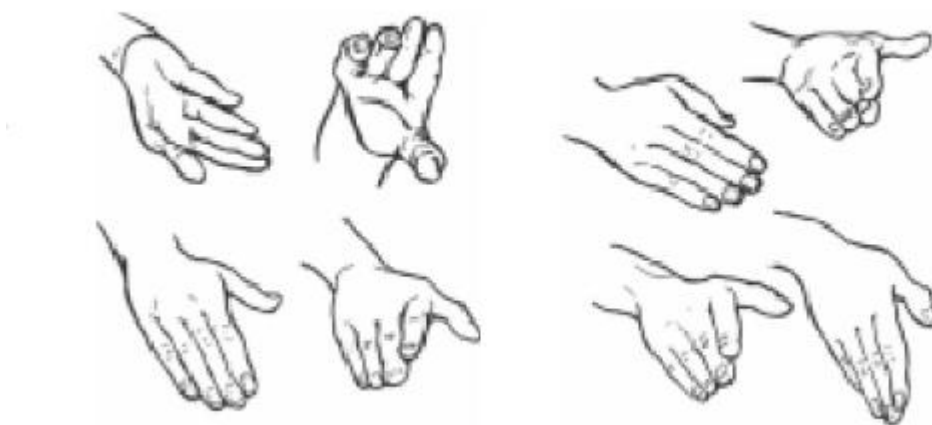
A csapásfrekvencia emelése az energia felhasználás módja mellett, kihat a mozgás dinamikai szerkezetére is, ezzel megváltozik a feladat végrehajtásának nehézsége. (Stager és Tanner 2005, Scheifert és mtsai 2007). Méréseik igazolták, hogy a nagyobb frekvencia csak egy meghatározott értékig biztosít nagyobb erő kifejtést, a frekvencia további növelése már nem jelent további növekedést az átlagos erő kifejtés tekintetében.

Az úszómozgás hatékonyságát több tényező egyszerre befolyásolja, elsődleges cél a minél nagyobb és állandóbb előrehajtó erő létrehozása továbbá, hogy azt az úszó az erő kifejtést a lehető legáramvonalasabb testhelyzetben alakítsa ki, ezáltal az ellenállást minimalizálva

nagy sebességet érhesen el (Counsilman 1977, Hay 1993, Maglischo 2003). Vízben történő erő kifejtésekor az úszónak törekednie kell arra, hogy az erő kifejtés nagy és hatékony is legyen. A szárazföldön megszokott erőközlési módtól eltérően úszás közben a vízmolekuláknak átadott kinetikai energia csak egy része fordítható előrehajtó erő létrehozására, illetve a megfelelően kialakított áramlási viszonyok biztosíthatják a hatékonyabb és nagyobb erő kifejtést. Az erő kifejtés hatékonyságának szerepe a táv növekedésével és a vízben töltött idő hosszának függvényében is növekszik. Szabad úszás közben a közvetlen erőhatást nem lehet mérni, és a kialakuló ellenállás nagyságát sem lehet meghatározni, így a hatékonyság megítélésének egyetlen módja, az átlagos úszássebesség meghatározása különböző úszótávokon. Az edzőknek és a versenyzőknek nem áll módjában meghatározni, hogy az elért sebesség mely faktor milyen mértékű hozzájárulásával jött létre. A hatékony erő kifejtés, a jól kialakított testhelyzet, illetve az alsóvégtag által létrehozott erő kifejtés megfelelő szinkronizálása, milyen mértékben játszott szerepet, és hogyan állnak az említett faktorok kölcsönhatásban egymással. A versenyzőknek és edzőknek, nem áll módjában meghatározni, hogy milyen lehetőségek rejlenek még egyes faktorok kihasználtságában. Amennyiben az úszó nagyobb sebességet szeretne elérni, akkor a célirányos edzésprogram kialakításának fontos meghatározója az úszómozgás struktúrájának feltérképezése és a hatékonyságot befolyásoló tényezők meghatározása. Kutatásunk tárgyát az úszómozgás hatékonyságának megállapítása képezte, a felmerülő problémák megválaszolása érdekében az ellenállással szemben végzett úszás biomechanikai elemzését végeztük el. A mozgásfrekvencia változásának figyelemmel kíséréssel fontos információkhoz juthat a versenyző és az edző az aktuális teljesítőképesség meghatározásának folyamatában.

9.3 HATÉKONYSÁGI TÉNYEZŐ

A karmozgás frekvenciájának növelésével összhangban a teszt során a mért Fátl értékek is emelkedést mutattak, a kapcsolat szignifikáns. Az erőnövekedés mértéke a frekvencia függvényében egyénenként igen nagy variabilitást mutatott, várakozásunknak megfelelően, hiszen az antropometriai karakter és a mozgásvégrehajtás változatossága egyénekre jellemző tulajdonság. A karszegmensek mérete és formája adott és egyénre jellemző, mozgás közben a két szegmens egymáshoz viszonyított helyzete és szegmensek mozgásirányhoz viszonyított állásszöge változtatható. A hidrodinamikai törvényszerűségeknek megfelelően megválasztott beállítás és a mozgás sebességének helyes megválasztása nagymértékben befolyásolja kifejthető erő nagyságát a kialakuló 3D - s örvényhatások miatt. A kéz hatékony mozgatása, a bonyolult funkcionális tulajdonságának megfelelően, jelentősebb teljesítmény meghatározó tényező. Az ujjak egymáshoz viszonyított helyzete a kéz mozgásirányának függvényében megnövelheti az áramlásirányra merőleges felületet. A hüvelykujj távolítása és a tenyér ívelése javíthatja az áramlási tényezőket a kéz és az alkar körül. Az említett funkciók közvetlen meghatározása jelenleg nem lehetséges, a hatást kimutatására indirekt módon nyílik lehetőség (22. ábra).



22. ábra Propulzív erőhatás változtatásának lehetősége az újjak és a tenyér helyzetének megváltoztatásával

A karciklus során a mozgás fő tengelye a vállízületen halad keresztül, a kéz tangencionális sebessége a legnagyobb, mivel a forgásponttól a legtávolabbi pozícióban halad a ciklus teljes terjedelmében. A kéz helyes beállítása, és ennek megfelelő helyes mozgáspályán történő vezetése, igen nagy hatást gyakorol az erőkifejtésre, fokozhatja a kialakuló 3D-s örvények hatását a többi szegmens körül is. A frekvencia növekedésével a helyes tenyérbeállítás és a helyes mozgáspálya megválasztása fokozatosan nagyobb megterhelést jelent és nagyobb figyelmet igényel a versenyzőtől. A folyamatosan változó áramlási körülményekre gyorsabban kell reagálnia, és a propulzió létrehozása mellett, a forgatónyomaték kialakulására is figyelmet kell fordítania. Az összetett hatások érvényesülése a frekvencia növekedésével a mozgásszervező rendszerre egyre nagyobb terhet ró. Megnövekszik a hibás mozgások elkövetésének lehetősége, így nagyobb különbségek mutatkoznak a hidrodinamikai lehetőségek kiaknázásában és az erőkifejtés létrehozásának módjában. A jobb képességekkel rendelkező úszók képesek nagyobb mértékben kiaknázni az áramló közeg sajátosságaiból adódó lehetőségeket.

Az erőkifejtések meghatározására a Schleihauf (1979) által javasolt számítási módszer az aktuális C értékek ismeretének hiányában nem alkalmazható. Berger és mtsai. (1994) és Sanders (1999) adatai is csak speciális körülmények között vehetők figyelembe.

Az általunk alkalmazott számítási eljárás, mely nem tartalmazza a C értéket, viszont tükrözi az alapvető hatásmechanizmust, alkalmasnak bizonyul a 3D-s örvénymechanizmus a vízmolekulák gyorsítása nélküli erőkifejtések meghatározására. Az általunk számított HT érték és a mért érték közötti arány a nem stacionárius áramlási potenciál kihasználását fejezi ki. A mért és számított adatok arányából kimutatható az egyénre jellemző hatékonyság a különböző frekvenciatartományokban. Méréseink alapján megállapítottuk, hogy az úszók abban a frekvenciatartományban érték el a legmagasabb HT értéket, ahol a legmagasabb volt az Fátl, és a teszt során a mozgásfrekvencia variabilitása még nem haladta meg a kizáró feltételként megszabott értéket. Az egyénre jellemző HT meghatározásával, információkhoz juthatunk a versenyző áramlásszabályozási képességeiről, mely alapján következtethetünk úszómozgásának mechanikai hatékonyságára.

9.4 A KINETIKAI ÉS KINEMATIKAI VÁLTOZÓK KÖZÖTTI ÖSSZEFÜGGÉSEK

Részletesen vizsgáltuk a sprintúszásnak megfelelő végrehajtási módot. A sprint számok során a versenyzőknek az eredményes szerepléshez a hosszabb versenyszámoktól eltérően a rövid időtartamú nagy és hatékony propulzív erő kifejtésre kell összpontosítaniuk. Mechanikai szempontból az állandó nagymértékű propulzív erő kifejtés jelentené a hatékony megoldást. A nem egyenletes erő kifejtés az úszás sebességét is fluktuálóvá teszi, ezért többlet energiát kell befektetni a test ismételt, többszöri felgyorsítására a közegellenállás legyőzése mellett. A domináns és nem domináns oldal közötti minimális eltérés a fő propulzív fázist jelentő szakaszokon azt jelenti, hogy a hosszú távú mozgástapasztalat által kialakított mozgásszabályozási mechanizmus megfelel az említett mechanikai törvényszerűségnek a magas színvonalon teljesítő úszók között.

A domináns oldalon tapasztalt szignifikánsan magasabb F_{max} és RFD_{max} értékek reprezentálják az edzés gyakorlat hiányosságait, illetve a szabályozási rendszer nem megfelelő adaptációját, a rendszer ebben a tekintetben nem a mechanika törvényszerűségeinek megfelelően szabályoz. Az úszók a mindennapi cselekvéseinkhez hasonlóan, az edzések és versenyek alkalmával, a domináns oldalt preferálják. Amennyiben nagyobb erő kifejtésre van szükség és az erő kifejtési oldalak függetlenül megválaszthatóak, valószínű, hogy a domináns oldal a szükséges impulzust rövidebb idő alatt nagyobb F_{max} értékkel éri el. Edzésgyakorlatból ismertek ugyan a folyamatosan csak egy oldali végtaggal végrehajtott feladatok, melyek során a nem domináns oldal is megfelelő terhelést kap, de ezeket a gyakorlatokat szinte kivétel nélkül alacsonyabb frekvencia értékeken és kisebb erő kifejtési megkötéssel alkalmazzák az edzők. A szimmetrikus úszásnemeknél (pillangó és mellúszás) a vizuális feed back segíti az úszót a kétoldali azonos mértékű erő kifejtés létrehozásában, mivel ellenkező esetben az úszó eltérne a megfelelő haladási iránytól. A szimmetriára történő törekvés, az említett gyakorlatok során tanult készségek transzferálása a magasabb csapásfrekvenciákra és a nagyobb erő kifejtések létrehozására, a keresztezett ciklusú úszásnemeknél, csak a legtehetségesebb versenyzők esetében valósul meg és a versenyeken elért időeredményekben realizálódik.

A keresztezett ciklusú mozgások esetén az egy oldalon történő erő kifejtés, az előrehajtó propulzív impulzus mellett, minden esetben nemkívánatos forgatóhatásokat is kivált. Az úszó a súlypontja körül elfordul, melyet a következő kartempóval ellentételezni kell, viszont az ellentételezés újabb nem kívánt hatást válthat ki. Az ellentételezés a haladási irány megtartását, a rezisztív tényezők csökkentését szolgálja és markánsan az F_{max} pontok körül jelenik meg. A karszegmensek kétoldali szabályozása közötti különbség F_{max} pontok körül a legmarkánsabb. A domináns oldali nagyobb F_{max} érték a test hossz tengelyéhez közelebbi pozícióban kerül végrehajtásra, míg a nem domináns oldalon a kívánt ellentételező forgatónyomaték kialakítását egy alacsonyabb F_{max} értéken, de a test súlypontjától számított távolabbi pozícióban kerül végrehajtásra. Az erőkar rövidítése, illetve nyújtása a domináns és nem domináns oldali F_{max} függvényében, a felkar xy és yz síkú pozíciójának szabályozásával történik. A két oldal tekintetében az F_{max} pontokon tapasztalható közel megegyező 3D könyökízületi szöghelyzet a maximális hidrodinamikai potenciál kiaknázására utal mindkét oldalon. Mérései eredményeink alapján megállapítható, hogy a könyökízület beállításának fő funkciója a nagyobb hidrodinamikai potenciál kiaknázása, a nem domináns oldali felkar pozícionálása fontos tényező a kompenzáló manőver létrehozásában.

A nem domináns oldali RFD_{max} és az F_{max} pontokon tapasztalt felkar szöghelyzetekre vonatkozó xy és yz síkok közötti pozitív összefüggések és a trendvonalak közel megegyező meredeksége, a moderált RFD_{max} és F_{max} értékek mellett arra utalnak, hogy a nem domináns oldalon az elnyújtottabb impulzus kialakítása alkalmával, megfelelő idő áll rendelkezésre a mechanikai szempontból jelentős RFD_{max} érték F_{max} értékhez történő szinkronizálására. A detektált mechanizmus az impulzusok harmonizálásért felelős.

9.5 ALKATI TÉNYEZŐK

Méréseink alapján megállapítható, hogy a magas, hosszú végtagokkal rendelkező úszók összhangban más kutatók eredményeivel (Pleyo és mtsai 1996), előnyösebb helyzetben vannak alacsonyabb társaikkal szemben. Az eredmény kimutatható volt az általunk alkalmazott úszóteszt alkalmával is. A felkar és alkar hosszértékek is befolyásoló tényezőként jelennek meg, összefüggésben a szabad úzás során tapasztalt eredményekkel.

A hosszabb végtagokkal történő kompenzáló mozdulatok, nagyobb hatást eredményeznek, mind a propulzió kialakítása, mind a forgatónyomatékok megfelelő szabályozása tekintetében. Amennyiben a magasabb testalkat nagyobb relatív izomtömeggel párosul, akkor az úszó a sprintszámokban képes jobb eredményt elérni, mivel nagyobb erőkifejtési képességét magasabb frekvenciatartományokban is érvényesíteni tudja. Az eredményeink az általunk alkalmazott teszt során is igazolták a feltevést.

9.6 TÖBBVÁLTOZÓS MODELLEK

Az úszómozgás sebességének szabályozása elsősorban a mozgásfrekvencia változtatásával lehetséges. Amennyiben az úszó hasonló módon használja ki a folyadékmechanikai potenciált, a képességeit jellemző HT alapján, akkor összefüggés mutatható ki a két változó között, az egymástól különböző mozgásfrekvenciákon. Méréseink jelen esetben ezt a feltevést nem igazolták. Annak ellenére, hogy a legmagasabb HT értékeket abban a frekvenciatartományban mértük ahol a legmagasabb volt az F_{átl}, közvetlen kapcsolatot nem tudtunk kimutatni. Vizsgálatunk során meg kívántuk állapítani, hogy vajon az általunk regisztrált változók közül melyek segítségével határozható meg a sprint úzás alkalmával számított HT, mely tényező fontos szerepet tölthet be a versenyzők eredményességében.

A HT-t meghatározó változók struktúrájának definiálására az MRA enter módszert alkalmaztuk. A HT-t meghatározó modell az általunk mért változók segítségével szignifikáns módon igazolására került. A modellt a logikai alapon kiválasztott és bevitt kinematikai és antropometriai változók közül a domináns oldali F_{max} ponton meghatározott xy síkú felkarpozíció, a mindkét oldali 3D könyökízületi szöghelyzet, a tenyérszélesség és a testtömeg értékek alkotják. A korábbiakban, a két oldal összehasonlítása során már megállapításra került, hogy a jelentős mechanikai karakterek értékeinek alakításában a könyök ízület beállítása a hidrodinamikai szempontok figyelembevételével kerül szabályozásra. A modellszámítás alkalmával ez az eredmény ismételtén igazolásra került, mivel a modellt alkotó komponensek közül az említett változók szerepelnek a legnagyobb β értéken (0.945, ill. 0.620). Modell kritériumváltozóját szintén jelentős mértékben befolyásoló tényező a domináns oldali F_{max} pontú xy síkú

felkarhelyzet, mely mértéke a domináns oldali impulzus egyik fő meghatározója. Az említett felkarpozíció negatív előjellel szerepel, ami arra utal, hogy a függőleges helyzetet megelőző pozíciók kedvezőbbek a HT növelése szempontjából. Az antropometriai paraméterek közül a tenyér szélessége bizonyult meghatározó tényezőnek, mely tényező több kutató érdeklődését felkeltette. A kéz mérete és aktuális alakja mechanikai szempontból fontos tényezője a hatékony propulzív erőhatás kialakításának (Sanders 1999, Pai és Hay 1988, Rushal és mtsai. 1984). A modellben továbbá meghatározó jelentőséggel bír a testtömeg érték, mely szintén negatív előjellel járul hozzá a modellstruktúrához. Az erőkifejtés lehetőségének túlzott növekedése negatív hatással van a vízben lévő potenciál kiaknázására, a nagyobb relatív izomtömeggel rendelkező úszó a nagyobb erőkifejtési képessége által inkább az egyszerűbb, kevésbé hatékony mozgásmintákat választja.

A propulzív erőkifejtést az általunk alkalmazott rögzített pozíciójú úszásteszt során víz alatti ergométerrel regisztráltuk. A regisztrált értékeket három részre osztottuk; domináns oldali és nem domináns oldali impulzus, valamint a számított impulzusok közötti átmeneti impulzus, mely mindkét kar rövid ideig tartó együttes erőkifejtéseit tartalmazza. Az együttes erőkifejtések alkalmával egyik kar sem fejt ki jelentős propulzív erőt a kedvezőtlen anatómiai és hidrodinamikai feltételek miatt. Jelen tanulmányunk a domináns és nem domináns oldali egymástól jól elkülöníthető felső végtagok által kifejtett erőhatásokat vizsgálta. Az MRA segítségével igazolásra került, hogy a domináns és nem domináns oldali ImpF50% értékek együttesen megfelelő hatásúak az 50 m –es gyorsúszásban elért sebességértékek, mint kritériumváltozó meghatározására. A kapott eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a vizsgálatban szereplő kinematikai adatok alapján következtethetünk a szabad körülmények között végrehajtott sprint frekvenciájú gyorsúszómozgás szabályozási körülményeire, mely megállapítások az edzésgyakorlatban felhasználhatóak az úszók tudásszintjének elemzésére.

A korábbi megállapításainkból következik, hogy a maximális propulzív erőkifejtéskor a körülmények kevésbé kedvezőek ahhoz, hogy az úszók minden körülményt maximálisan figyelem bevéve tudják a mozgásukat szabályozni. A magasabb mozgásfrekvencia miatt lerövidül a döntési és cselekvési idő. A nagyobb erőkifejtési követelmény miatt, megváltoznak a hidrodinamikai körülmények, mely feltétel eltérő mozgásszervezési stratégiát igényel. A kialakuló körülmények differenciálják az úszókat

képességeik és tanult készségeik szerint. A még effektív maximális frekvencián a szabályzó rendszer eléri a maximális terhelhetőségének határát, a mozgásstruktúra „csúcsra járatott” állapotba kerül. Az említett körülmények közötti mozgásszabályozás lényegesen eltér a kisebb követelményeket támaztó alacsonyfrekvenciájú, alacsonyabb erőkifejtési értékeket létrehozó körülmények között megfigyelhetőtől.

Megállapításra került, hogy a domináns és nem domináns oldal vizsgált változói között, eltérések állnak fenn. A mozgás összetettségéből adódóan egyes változók hatása igen kicsi, akár az 50 m-es távon mért úszássebesség, akár az ezt meghatározó Imp50% szempontjából, viszont az együttes hatásuk vizsgálata már kimutatható eredményeket mutathat. Az összetett mozgásszerkezet vizsgálatára, annak megállapítására, hogy mely általunk vizsgált változó milyen szerepet játszik a mozgásszabályozásban, szintén az MRA módszerét alkalmaztuk. A kapott eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a sprintúzásnak megfelelő frekvencián a domináns és nem domináns oldalon elért ImpF50%-ot, mint kritérium változót, az általunk vizsgált változók közül az MRA enter módszerrel kiválasztott változók szignifikáns szinten határozzák meg. Annak ellenére, hogy a domináns és a nem domináns oldal közötti ImpF50% értékek eltérése igen csekély (diff. 4.49%), a két oldal mozgásszerkezetét leíró modellek között lényeges eltérés mutatkozik. A domináns oldal esetében a modell öt változót tartalmaz. A modell β értékei alapján megállapítható, hogy a modellben szereplő változók a maximális erőkifejtés létrehozása körül szerveződnek. Az Fmax pontot a domináns oldalon előbb éri el a felkar xy síkban és a ciklus rövidebb ideig tart. A könyök ízület beállítása az Fmax ponton szintén fontos tényező a felkar yz síkú beállítása mellett.

A nem domináns oldalon az MRA modellszámítás alapján bekerült változók értékei az RFDmax pontú 3D könyökízületi szöghelyzet kivételével alacsonyabb β értékeken szerepelnek, mint a domináns oldalon. Az eredmények alapján arra következtethetünk, hogy egyik változó sem játszik döntő szerepet a kritériumváltozó értékének befolyásolásába, továbbá hogy a nem domináns oldali kar a sprintúzásra jellemző frekvencián a propulzió létrehozása mellett, az egyensúly megtartása érdekében fontos kompenzációs szerepet tölt be.

10 ÚJ EREDMÉNYEK ÖSSZEFOGLALÁSA

1. Az úszás mozgásstruktúrájának feltárása céljából **először alkalmaztunk rögzített pozíciójú erőmérést és ezzel időben szinkronizált 3D videó alapú mozgáselemzést**. A mérés lebonyolításához speciális mérőeszköz tervezésére és kivitelezésére volt szükség, továbbá a regisztrált adatok értékeléséhez új módszerek kidolgozására is sor került. A mérési eredményeink igazolták az általunk kidolgozott módszerek alkalmazhatóságát.
2. Megállapítottuk, hogy a szabadúszási tesztekhez hasonló módon a rögzített pozíciójú úszásteszt végrehajtása során is **létezik egy plafon frekvencia**, mely túllépése után a mozgásszerkezetben nem kívánt változások lépnek fel. A meghatározható „plafon” frekvencia fölötti végrehajtás esetén csökkent átlagos erő kifejtési érték tapasztalható és csökken a frekvencia megtartási képesség is.
3. Az általunk kidolgozott HT változó segítségével megállapítottuk, hogy **a mozgásciklus frekvenciájának emelése következtében**, a propulzív erő kifejtés eltérő módon kerül végrehajtásra. A frekvenciaemelés hatására kialakuló növekvő átlagos és maximális erő kifejtések mellett, **növekszik a HT értéke** is. HT érték növeléséhez a felső végtag szegmenseinek a megváltozott körülményekhez igazított beállítása szükséges. A HT alakulásában az antropometriai karakter is fontos szerepet tölt be.
4. Megállapítottuk, hogy a legnagyobb propulzív erő kifejtést létrehozó frekvencián történő végrehajtás alkalmával **a domináns és nem domináns oldalak mozgásvégrehajtása között, lényeges különbség áll fenn**. A domináns és nem domináns oldalak között az Fmax és az RFDmax értéke, továbbá a felkar Fmax pontú xy síkú beállítása lényegesen eltér. Az ImpF50% értékei közötti különbség

4.49%. A magasan képzett úszók esetében megállapított értékek orientálóak lehetnek a további vizsgálatokhoz.

5. Megállapítottuk, hogy a két oldal között tapasztalható eltérő erőkifejtési mód és a fellépő forgatónyomaték különbségek miatt, **a felkarokkal szisztematikus kompenzáló mozdulatok kerülnek végrehajtásra**. A könyökízület beállítása a hidrodinamikai szempontok megtartása miatt, mindkét oldalon hasonló módon kerül végrehajtásra az erőkifejtések meghatározó pontjain. Feltételezhető, hogy a teszt során tapasztalt szabályzó mechanizmusok a szabadúszás során is alkalmazásra kerülnek.
6. MRA módszer alkalmazásával igazoltuk, hogy több prediktor változó együttes hatásának elemzésével meghatározhatóak az úszássebességet, a HT-t és az ImpF50%-et mint kritériumváltozókat befolyásoló tényezők. **Mérési eredményeink alapján megállapíthatjuk, hogy az általunk alkalmazott módszerek alkalmasak az úszómozgás elemzésére, a mozgásstruktúra feltárására**. További vizsgálatok szükségesek a rögzített pozíciójú teszt és a szabad úszás közötti kapcsolat feltárására az általunk feltárt ismeretek felhasználásával.

11 AZ EREDMÉNYEK HASZNOSÍTÁSA

- Az általunk kidolgozott kombinált mérési eljárás alkalmazásával elemezhetővé és értékelhetővé válik az úszók mechanikai teljesítőképessége. Meghatározhatóak az oldalak közötti differenciák, az erő kifejtés karakterisztikus pontjaira jellemző karszegmens pozíciók, mely adatok alapján az edzők és a versenyzők a versenytechnika aktuális állapotáról tájékozódhatnak. Az információk segítenek az edzések hatékonyságának ellenőrzésében és az edzések tervezésében.
- Hosszmetszeti vizsgálatok alkalmazásával, figyelemmel kísérhető a technikai végrehajtás fejlődése. Az esetlegesen megjelenő nem kívánt hatások felismerhetővé válnak. Kizárhatóak olyan végrehajtási formák, melyek vállsérüléseket okozhatnak, illetve az úszásteljesítmény mechanikai szempontú csökkenéséhez vezethetnek.
- A kidolgozott elemzési eljárás alkalmazásával lehetőség nyílik a rögzített pozíciójú úszás és a szabad úszás közötti kapcsolat feltérképezésére. (mérések előkészítése folyamatban az University of La Coruna (E) Sporttudományi Intézetével kialakított kollaborációs kapcsolat keretén belül)
- Az általunk kidolgozott módszer alapján, további kutatási lehetőségek nyílnak meg a mozgásstruktúra meghatározására. A mérések kibővítése EMG-vel és összekapcsolása a MAD rendszerrel, további lehetőséget nyújt új ismeretek megszerzésére (tesztmérések lebonyolításra kerültek a Pécsi Tudományegyetem Testnevelés- és Sporttudományi Intézetében és Portugáliában a Sport Sciences School of Rio Maior, valamint a Technical University of Lisbon, Faculty of Human Movement Kinetics kutatócsoportjaival kialakított kollaborációs együttműködés keretein belül)

- A nyerhető információk birtokában lehetőség nyílik a mozgatórendszeri károsodással rendelkező egyének úszásterápiájának kidolgozására (projekt kidolgozás alatt a Semmelweis Egyetem, Testnevelési és Sporttudományi Karával kialakított kollaborációs együttműködés alapján) Az ismeretek sokrétűen alkalmazásra kerülhetnek a parasport területén is.
- Az általunk kidolgozott eljárás alkalmazhatósága lendületet adhat további módszertani fejlesztéseknek. A jelenleg alkalmazott videó alapú mozgáselemző rendszert felválthatja egy automatikus nagyobb időbeni felbontást lehetővé tevő eszköz. Az automatikus mozgáselemző rendszer bevezetésével az általunk kidolgozott eljárás széles körben elterjedté válhat.

12 KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

Köszönetemet szeretném kifejezni mindazok számára, akik segítettek abban, hogy megtanulhattam az egyetemes kultúra részét képező „sport” tiszteletét és szeretetét.

Köszönettel tartozom a Magyar Testnevelési Egyetemnek, hogy elindított ezen a pályán és inspirációt adott az úszómozgás kutatásához.

Köszönettel tartozom a Pécsi Tudományegyetemnek, hogy a lehetőséget biztosított számomra a doktori programban való tanulmányok folytatására.

Köszönettel tartozom Prof. Dr. Ángyán Lajos segítőkész témavezetőmnek, hogy biztosította a lehetőséget doktori tanulmányaim megkezdéséhez és támogatott a nehézségek leküzdésében. Köszönöm, hogy segítségével elsajátíthattam a színvonalas publikációk készítéséhez nélkülözhetetlen ismereteket, segítségével eljuthattam számos rangos hazai és nemzetközi konferenciára.

Köszönettel tartozom Prof. Dr. Lénárd Lászlónak a Doktori Iskola vezetőjének, hogy tanulmányaim folyamán figyelemmel kísérte munkámat és segített a nehézségek leküzdésében.

Köszönettel tartozom Dr. Antoniό Martin Silvának, külső konzulensemnek az University of Trás-os-Monte and Alto Douro (Vila Real, Portugália) egyetem rektor helyettesének és a Research Center for Sport Sciences, Portugal, alapítójának és vezetőjének, aki támogatta a Pécsi Tudományegyetem, Testnevelés- és Sporttudományi Intézetének és több portugál egyetem sporttudományi intézeteinek kollaborációs törekvéseit, hogy segítséget nyújtott a mérések Portugáliában történő lebonyolításához, amely disszertációm megírásának alapját képezte.

Köszönettel tartozom Dr. Rétsági Erzsébetnek a Pécsi Tudományegyetem Testnevelés-és Sporttudományi Intézetének igazgatójának, aki segítséget nyújtott abban, hogy összeegyeztethessem a munkahelyi feladataim végzését, tanulmányi kötelezettségeim teljesítésével.

Köszönöm továbbá, hogy támogatást biztosított nemzetközi konferenciákon való részvételekhez és segítséget nyújtott méréseim külföldön történő elvégzéséhez.

Köszönettel tartozom Dr. Soós Istvánnak, aki számos angliai tanulmányutam alkalmával nyújtott segítséget. Kapcsolatrendszere segítségével eljuthattam számos angol egyetem biomechanikai laboratóriumába, ahol a kutatási témámhoz fontos információkhoz juthattam, a szakma legelismertebb képviselőitől.

Segített abban, hogy kollaborációs kapcsolatok kialakítása révén, részese lehettem számos nemzetközi kutatási projektnek. Kutatási eredményeink a tudományterület legrangosabb folyóirataiban jelentek meg, melyek hozzájárultak a disszertációm elkészüléséhez.

Köszönettel tartozom Nuno Garridonak az University of Trás-os-Monte and Alto Douro (Vila Real, Portugália) egyetem oktatójának, valamint Hugo Louronak a Sport Sciences School of Rio Maior (Rio Maior, Portugália) oktatójának, továbbá több portugál sportolónak és sportszakembernek, akik részt vettek a mérésekben a szervezésében és lebonyolításában.

Végül köszönet szeretnék mondani családomnak, szüleimnek, feleségemnek, gyermekeimnek, akik munkámban támogattak, mindvégig mellettem álltak és bíztattak a nehéz pillanatokban.

13 IRODALOMJEGYZÉK

1. Adams, W.C. (1991) *Foundations of Physical Education, Exercise and Sport Sciences*. Philadelphia: Lea & Febiger, 295.
2. Akis, T., Orcan Y. (2004) Experimental and analytical investigation of the mechanics of crawl stroke swimming. *Mechanics Research Communications*, 31: 243–261.
3. Allard, P. Stokes I.A.F, Blanchi, J.P. (1995) *Three-dimensional Analysis of human movement*. Champaign, IL: Human Kinetics Publisher, 371.
4. Alley, L.E. (1952) An analysis of water resistance and propulsion in swimming the crawl stroke. *Research Quarterly*, 23:253–270.
5. Ángyán, L., Teczely, T., Karsai, I., Petőfi, A. (2005a) Comparative analysis of the effects of physical exercise. *Acta Physiologica Hungarica*, 92:19-26
6. Ángyán, L., Teczely, T., Karsai, I. (2005b) Learning to produce predicted static handgrip forces. *Acta Physiologica Hungarica*, 92:11-8
7. Ángyán L., Teczely T., Zalay, Z., Karsai, I. (2003a): Relationship of Anthropometrical, Physiological and Motor Attributes to Sport-Specific Skills. *Acta Physiologica Hungarica*, 90: 225-231.
8. Ángyán L., Teczely T., Pálfai, A., Gyurkó, Z., Karsai, I. (2003b) The role of kinaesthetic feedback in goal-directed movements. *Acta Physiologica Hungarica*, 90: 11-26

9. Arellano R (1999). Vortices and propulsion. In: R. Sanders and J. Linsten (eds.), *Swimming: Applied Proceedings of the XVII International Symposium on Biomechanics in Sports*. Perth, Western Australia: School of Biomedical and Sports Science, 53-66.
10. Åstrand, P., Rodahl, K., Dahl, H.A. and Stromme, S.B. (2003) *Textbook of work physiology: physiological bases of exercise*. Human Kinetics, Champaign Illinois.
11. Berger, M.A., de Groot, G., Hollander, A.P. (1995) Hydrodynamic drag and lift forces on human hand arm models. *Journal of Biomechanics*, 28: 125–133.
12. Berger, M.A., Hollander, A.P., de Groot, G. (1997) Technique and energy losses in front crawl swimming. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 29: 1491–1498.
13. Berger, M.A., Hollander, A.P., de Groot, G. (1999) Determining propulsive force in front crawl swimming: a comparison of two methods. *Journal of Sports Sciences*, 17:97–105.
14. Béres, S. (1997) Az APAS Mozgáselemző Rendszer Pontosságának Ellenőrzése Statisztikai Módszerekkel. *Kalokagathia*, 35: 67-75.
15. Bixler, B., Riewald, S. (2002) Analysis of a swimmer's hand and arm in steady flow conditions using computational fluid dynamics. *Journal of Biomechanics* 35: 713–717.
16. Bixler, B., Schloder, M. (1996) Computational fluid dynamics. An analytical tool for the 21st century swimming Scientist. *Journal of Swimming Research*, 11: 4–22.
17. Bixler, B.S. (2005) *The Mechanics of Swimming*, In: Stager J.M.C. and Tanner, D.A., (ed.), *Swimming*, Blackwell. Publishing, Oxford, 59-101.

18. Brace, N., Kemp, R., Snelgar R. (2003) *SPSS for psychologists*. Gosport: Ashford Colour Press Ltd, 399.
19. Brown, R. N., Counsilman, J.E. (1971) The role of lift in propelling the swimmer. In J.M Cooper (Eds.) *Selected Topics on Biomechanics: Proceedings of the C.I.C. Symposium on Biomechanics*, Chicago, 179 - 188
20. Chengalur, S.N., Brown, P.L. (1992) An analysis of male and female Olympic swimmers in 200-m events. *Canadian Journal of Sports Sciences*, 17: 104–109.
21. Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J. C. (2000). A new index of coordination for the crawl: Description and usefulness. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 54–59.
22. Colwin, C. M. (1993) *Swimming into the 21st Century*. Champaign, IL: Human Kinetics Publishing, 285.
23. Counsilman, J.E. (1955) Forces in swimming two types of crawl strokes. *Research Quarterly*, 26: 127–139.
24. Counsilman, J.E. (1968) *The science of swimming*. London: Pelhalm Books, 462.
25. Counsilman, J.E. (1977) *Competitive swimming manual for coaches and swimmers*. Blomington, Ind.: Counsilman Co, 294.
26. Craig, A.B., Boomer, W.F. (1980) Relationship between tethered and free swimming the front crawl stroke. *Journal of Biomechanics* 13: 194.
27. Craig, A.B., Boomer, W.L., Gibbons, J.F. (1979) Use of stroke rate, distance per stroke, and velocity relationships during training for competitive swimming. In:

Terauds, J., Bedingfield, E.W. (Eds.), *Swimming III*. University Park Press, Baltimore, USA.

28. Cureton, T. K. (1930) Mechanics and Kinesiology of swimming the crawl flutter kick. *Research Quarterly*, 1: 97-98
29. Deschodt, V.J., Arsac, L.M., Rouard, A.H. (1999) Relative contribution of arms and legs in humans to propulsion in 25-m sprint frontcrawl swimming. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 80: 192–199.
30. Dickinson, M.H. (1996) Unsteady mechanisms of Force Generation in Aquatic and Aerial Locomotion. *American Zoologist*, 3: 537-554
31. Dinya, E. (2001) *Biometria az orvosi gyakorlatban*. Budapest: Medicina Könyvkiadó Rt, 483.
32. Di Pampero, P.E., Pendergast, D. R., Wilson, D. W., Rennie, DW. (1974) Energetics of swimming man. *Journal of applied Physiology*, 37: 1-5
33. Drucker ,E.G and Lauder, G.V (2000) A hydrodynamic analysis of fish swimming speed: wake structure and locomotor force in slow and fast labriform swimmers. *Journal of Experimental Biology*, 16: 2379-2393
34. Gallestein, J., Huston, R.L. (1973) Analysis of swimming motions. *Human Factors* 15, 91–98. Hollander, A.P., de Groot, G., van Inger Schenau, G.J., Toussaint, H.M., de Best, H., 1986. Measurement of active drag during crawl arm stroke swimming. *Journal of Sports Sciences*, 4: 21–30.
35. Hay, J.G. (1993) *The biomechanics of sports technique*. New Jersey: Prentice Hall, 528.

36. Haffner, M., Cappaert, J.M. (1999). Underwater analysis of the freestyle stroke from three different points in the strokecycle. In K. Keskinen, P. Komi, A Hollander (eds.) *Swimming Science VIII*, 153-157
37. Hagger, M.S., Chatzisarantis, N.L.D., Barkoukis, V., Wang, J.C.K., Hein, V., Pihu, M., Soós, I., & Karsai, I. (2007a) Cross-Cultural Generalizability of the Theory of Planned Behavior among Young People in a Physical Activity Context. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 29: 1-19
38. Hagger, M.S., Chatzisarantis, N.L.D., Hein, V., Pihu, M., Soós, I., & Karsai, I. (2007b). The perceived autonomy support scale for exercise settings (PASSSES): Development, validity, and cross-cultural invariance in young people. *Psychology of Sport and Exercise*, 8: 632–653
39. Hue, O., Benavente, H., & Chollet, D. (2003b). The effect of wet suit use by triathletes: An analysis of the different phases of arm movement. *Journal of Sports Sciences*, 21, 1025–1030.
40. Jensen, R.K., Blanksby, B. (1975) A Model for Upper Extremity Forces During the Underwater Phase of the Front Crawl. In: Lewille, L., Clarys, J.P. (Eds.), *Swimming II*. University Park Press, Baltimore, USA.
41. Karpovich, P.V. (1935) Analysis of the propelling force in the crawl stroke. *Research Quarterly* 6, 46–58
42. Karsai, I. (2001): Az úszómozgás tanulási folyamatának elemzése. 32. *Mozgásbiológiai Konferencia*. Budapest, Előadások összefoglalói p. 25
43. Karsai, I., Garrido, N., Louro, H., Leitão, L., Magyar, F., Alves, F., Silva, A. (2010) Force production and spatial arm coordination profile in arm crawl swimming in a fixed position. *Acta Physiologica Hungarica*, 98: 376–383

44. Karsai, I., Garrido, N., Louro, H., Leitão, L., Magyar, F., Alves, F., Silva, A. (2009a) Comparative Method to Estimate Propelling Ability Using Tethered Crawl Swimming Test. 14th Annual Congress of the European College of Sport Science, Oslo, Norway, Book of Abstracts, p. 83
45. Karsai, I., Silva, A., Garrido, N., Louro, H., Magyar, F., Ángyán, L., Alves, F. (2009b) Gyorsúszó karmozgás koordinációjának vizsgálata rögzített pozíciójú úszóteszt alkalmazásával. Magyar Sporttudományi Szemle, 38: 33
46. Karsai, I., Ángyán L., Magyar, F. (2008) Biomechanical aspects of the human swimming. „Physical activity and quality of life” International conference on sport sciences, Pécs, Hungary, Book of abstracts, 38
47. Karsai I., Lakatos, O., Ángyán L.(2003). Examination of the Shoulder in Adolescent Swimmers. 8th Annual Congress of the European College of Sport Science, Salzburg, Austria, Book of Abstracts, p. 267
48. Karsai I., Lakatos, O., Soós I., Ángyán L.(2004) Comparison of the range of active and passive motions of the shoulder in adolescent swimmers. 9th Annual Congress of the European College of Sport Science, Clermont-Ferrand, France, Book of Abstracts, p. 95
49. Karsai, I., Soós, I., Teczely, T. (2006a): Investigation of Force Control in Adolescent Soccer Players. 11th Annual Congress of the European College of Sport Science, Lausanne, Book of Abstracts, p. 606
50. Karsai, I., Magyar, F. (2007) Relationship between experimental results and mathematical model for crawl swimming. Sporting Nation and Healthy Society International Conference, Pécs, Hungary, Book of Abstracts, p. 18

51. Karsai, I., Silva, A., Garrido, N., Louro, H., Magyar, F., Ángyán, L, Alves, F. (2008) Estimation of the swimmingthe propelling ability (Pilot study). 13th Annual Congress of the European College of Sport Science, Estoril, Portugal, Book of Abstracts, 339.
52. Kelso, J. A. S., & Jeka, J. J. (1992). Symmetry breaking dynamics of human multi-limb coordination. *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance*, 18, 645–668.
53. Kolmogorov, S.V., Duplisheva, O.A. (1992) Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force coefficients in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25: 311–318.
54. Kawashima, N., Abe, O.M., Akai M., Kimitaka, N. (2005) Alternate Leg Movement Amplifies Locomotor-Like Muscle Activity in Spinal Cord Injured Persons. *Journal of Neurophysiology*, 93: 777-785
55. Kolmogorov, S.V., & Duplishcheva, O.A. (1992). Active drag, useful mechanical power output and hydrodynamic force coefficient in different swimming strokes at maximal velocity. *Journal of Biomechanics*, 25, 311-318.
56. Kreighbaum, E., Barthles, K.M. (1996) *Biomechanics: A Qualitative Approach for Studying Human Movement*. Boston: Allyn and Bacon, 565.
57. Kugler, P. N., Kelso, J. A. S., & Turvey, M. T. (1980). On the concept of coordinative structures as dissipative structures: 1. Theoretical lines of convergence. In G. E. Stelmach & J. Requin (Eds.), *Tutorials in motor behaviour*. Amsterdam: North Holland.
58. Lajos, T. (2004) *Az áramlásan alapjai*. Budapest: Műegyetemi kiadó, 600.

59. Lakatos, O., Karsai, I. (2003a): Az úszóváll megelőzésének lehetőségei. IV. Országos Sporttudományi Kongresszus. Szombathely, Előadások és poszterek összefoglalói, 81-83
60. Lakatos, O., Karsai, I. (2003b): a Váll mozgásainak kinetikai és kinematikai elemzése úszókon. Magyar Élettani Társaság LXVII. Vándorgyűlés. Pécs, Előadások és poszterek összefoglalói, 106
61. Lane, A.M., Soos, I., Leibinger, E., Karsai, I., Hamar, P., (2006) Validity of the Brunel Mood Scale for use with UK, Italian and Hungarian athletes. Book Chapter in Mood and Human Performance: Conceptual, Measurement, and Applied Issues, Edited by Lane, A.M., Nova Publisher, New York, 119-130.
62. Lane, A., Devenport, T.J., Soos, I., **Karsai, I.**, Leibinger, É. (2010) Emotional intelligence and emotions associated with optimal and dysfunctional athletic performance. Journal of Sports Science and Medicine, 9: 388-392
63. Lauder, M.A., Dabnichki, P. (1996) A proposed mechanical model for measuring propulsive forces in front crawl swimming. In: Haake, S.(Ed.), The Engineering of Sport. A.A. Balkema, Rotterdam, Netherlands, 257–262.
64. Lauder, M.A., Dabnichki, P. (2005) Estimating propulsive forces sink or swim? Journal of Biomechanics, 38: 1984–1990.
65. Lauder, M.A., Dabnichki, P., Bartlett, R.M. (2001) Improved accuracy and reliability of sweepback angle, pitch angle and hand velocity calculations in swimming. Journal of Biomechanics, 34: 31–39.

66. Leitão L., Karsai I., Louro H., Garrido N., Conceição A. Silva, A. (2009) Tethered swimming in crawl: Arm stroke propulsive force at different 5 swim rates, *Journal of Sports Science and Medicine, Suppl*, 11:118
67. Lerda, R., & Cardelli, C. (2003). Breathing and propelling in crawl as a function of skill and swim velocity. *International Journal of Sports Medicine*, 24, 75–80
68. Liu, Q., Hay, J.G., & Andrews, J.G. (1993). The influence of body roll on handpath in freestyle swimming: An experimental study. *Journal of Applied Biomechanics*, 9, 238-253.
69. Magel, J.R., 1970. Propelling force measured during tethered swimming in the four competitive styles. *Research Quarterly*, 41: 68–74.
70. Maglischo, E.W. (1984) *Swimming faster*. Palo Alto, CA: Mayfield Publishing, 472.
71. Maglischo, E.W. (2003) *Swimming fastest*. Champaign, IL.: Human Kinetics, 791.
72. Maglischo, E.W. (1993) *Swimming Even Faster*. Montain View: Mayfield Publishing Company, 755.
73. Maglischo, E.W., Thayer, A. (1988) Propulsive techniques: front crawl stroke, butterfly, backstroke, and breaststroke. In: Ungerechts, B.E., Reischle, K., Wilke, K. (Eds.), *Swimming Science V. International Series on Sport Sciences*, vol. 18. Human Kinetics, Champaign, IL, 53–59.
74. Martin, R.B., Yeater, R.A., White, M.K. (1981) A simple analytical model for the crawl stroke. *Journal of Biomechanics*, 14: 539–548.
75. McArdle, W.D, Katch, F.I., Katch, V.L. (1994) *Essential of Exercise Physiology*. Philadlphia: Lea & febiger, 563.

76. Millet, G., Chollet, D., Chabies, S., & Chatard, J. C. (2002). Comparison of coordination in front crawl between elite swimmers and triathletes. *International Journal of Sports Medicine*, 23, 99–104.
77. Nakayama, Y. (1993). *Fantasy of flow. The world of fluid flow captured in photographs*. Tokyo, Japan: The Visualization Society of Japan, 184.
78. Newell, K. M. (1986). Constraints on the development of coordination. In M. G. Wade & H. T. A. Whiting (Eds.), *Motor development in children: Aspect of coordination and control* (pp. 341–360). Dordrecht: NijhoV.
79. Pai, Y., Hay, J.G. (1988) A hydrodynamic study of the oscillation motion in swimming. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4: 21–37.
80. Payton, C.J., Barlett, R.M. (1995) Estimating propulsive forces in swimming from three dimensional kinematic data. *Journal of Sports Sciences*, 13: 447–454.
81. Pedley, T.J. and Hill, S.J. (1999) Large-amplitude undulatory fish swimming: fluid mechanics coupled to internal mechanics. *Journal of Experimental Biology* 20: 3431-3438.
82. Pelayo, P., Sidney, M., Kherif, T., Chollet, D., Tourny, C. (1996) Stroking characteristics in freestyle swimming and relationships with anthropometric characteristics. *Journal of Applied Biomechanics*, 12: 197-206
83. Reischle, K. (1988) *Biomechanik des Schwimmens*. Bockenem: Sport Fahnenmann Verlag, 255.
84. Rushall, B.S., Sprigings, E.J., Holt, L.E., & Cappaert, J.M. (1994). A re-evaluation of forces in swimming. *Journal of Swimming Research*. 10, 6-30.

85. Sanders, R.H. (1997). Hydrodynamic characteristics of a swimmers hand with adducted thumb: Implications for technique. In B.O. Eriksson and L. Gullstrand Proceedings of the XII FINA World Congress on Sports Medicine. 429-434
86. Sanders R.H. (1999) Hydrodynamic characteristics of a swimmers's hand. Journal of applied biomechanics, 15: 3-36
87. Schleihauf, R.E. (1986) Swimming skills: a review of basic theory. Journal of Swimming Research 2: 11–20.
88. Schleihauf, R.E., Higgins, J.R., Hinrichs, R., Luedtke, D., Maglischo, C., Maglischo, E.W., Thayer, A. (1988) Propulsive techniques: front crawl stroke, butterfly, backstroke and breaststroke. In: Ungerechts, B.E., Wilke, Reischle, K. (Eds.), Swimming Science V. Human Kinetics Books, Champaign III, 53–59.
89. Schleihauf, R.E. (1979) A hydrodynamic analysis of swimming propulsion. In: Terauds, J., Clarys, J.P. (Eds.), Swimming III, International Series on Sport Sciences, vol. 8. University Park Press, Baltimore, MD, 70–109.
90. Schmidt, R. (1982) Motor Control and Learning: Behavioral emphasis. Champaign, IL: Human Kinetics, 581.
91. Schramm, E. (1987) Sportschwimmen. Berlin: Sportverlag, 334.
92. Seifert, L., Boulesteix, L., & Chollet, D. (2004). Effect of gender on the adaptation of arm coordination in front crawl. International Journal of Sport Medicine, 25, 217–223
93. Seifert, L., Chollet, D., A Rouard (2007) Swimming constraints and arm coordination. Human Movement Science, 26, 68–86.

94. Seifert, L., Chollet, D., & Allard, P. (2005). Arm coordination symmetry and effect of breathing in front crawl. *Human Movement Science*, 24, 234–256.
95. Seifert, L., Chollet, D., & Bardy, B. (2004). Effect of swimming velocity on arm coordination in front crawl: A dynamical analysis. *Journal of Sports Sciences*, 22, 651–660.
96. Seireg, A., Baz, A. (1971) A mathematical model for swimming mechanics. In: Lewille, L., Clarys, J.P. (Eds.), *Biomechanics in Swimming*. Universite Libre de Bruxelles, Belgium.
97. Seireg, A., Baz, A., Patel, D. (1971) Supportive forces on human body during underwater activities. *Journal of Biomechanics*, 4: 1–30.
98. Sfakiotakis, M., Lane, D.M., Davies, J.B.C. (1999) Review of fish swimming modes for aquatic locomotion. *Journal of Oceanic Engineering*, 24: 237-252
99. Sidney, M., Paillette, S., Hespel, J. M., Chollet, D., & Pelayo, P. (2001). Effect of swim paddles on the intra-cyclic velocity variations and on the arm coordination of front crawl stroke. In J. R. Blackwell & R. H. Sanders (Eds.), *XIX international symposium on biomechanics in sports* (pp. 39–42). San Francisco: ISBS.
100. Siff M.C, Verkhoshansky Y.V (1998): *Supertraining*. University of the Witwatersrand, Johannesburg
101. Soos, I., Whyte, I., Kiss-Toth, E., I. Karsai, I., Szabo, A. (2007) Young female swimmers' and waterpolo players' sport competition anxiety and motivation. *Journal of Sports Sciences*, SPSP, 1: 49.

102. Stager M.J, Tanner A.D. (2005) Handbook of Sports Medicine and Science: Swimming. Massachusetts: Balckwell Science Ltd, 149.
103. Tietjens, O.G. (1957) Fundamentals of Hydro-and Aeromechanics. New York: Dover Publiscations, INC, 270.
104. Toussaint HM, Van der Helm FCT, Elzerman JR, Hollander AP, Groot G de, Ingen Schenau GJ van (1983). A power balance applied to swimming. In: Hollander AP, Huijing PA, Groot G de (Eds.), Biomechanics and Medicine in Swimming, Champaign, IL, Human Kinetics Publishers, 165-172.
105. Toussaint, H.M., Beek, P.J. (1992) Biomechanics of competitive front crawl swimming. Sport Medicine (Auckland, NZ) 13 :8–24.
106. Toussaint, H.M., de Groot, G., Savelberg, H.H.C.M., Vervoorn, K., Hollander, A.P., van Ingen Schenau, G.J. (1988) Active drag related to velocity in male and female swimmers. Journal of Biomechanics, 21: 435–438.
107. Toussaint, H.M. (2000) An alternative fluid dynamic explanation for propulsion in front crawl swimming. In: Proceedings of the XVIII International Symposium on Biomechanics in Sports, Applied Program, Chinese University of Hong Kong, Hong Kong, China, pp. 96–103.
108. Toussaint, H.M., Van De Berg, C., Beek, W.J. (2002) “Pumped-up propulsion” during front crawl swimming. Medicine and Science in Sports and Exercise, 3: 314–319.
109. Tussaint H.M., Truijens M. (2005) Biomechanikal aspects of peak performance in human swimming. Animal Biology, 55: 17-40

110. Yanai, T., Hay, J.G. & Gerot, T. (1996). Three-dimensional videography of swimming with panning periscopes. *J. Biomechanics*, 29: 673-678.
111. Yanai, T. (2002) Stroke frequency in front crawl: its mechanical link to the fluid forces required in non-propulsive directions. *Journal of Biomechanics*, 36: 53–62.
112. Yanai, T. (2004) Buoyancy is the primary source of generating bodyroll in front-crawl swimming. *Journal of Biomechanics*, 37: 605-612
113. Yeater, R.A., Martin, R.B., White, M.K., Gilson, K.H. (1981) Tethered swimming forces in crawl, breast and back strokes and their relationship to competitive performance. *Journal of Biomechanics* 14: 527–537.
114. Vogel, S. (1994) *Life in Moving Fluids*. Princenton, N.J.: Princenton University Press, 465.
115. Vorontsov, A.R., Rumyantsev. V.A. (2000). Propulsive forces in swimming. In: Zatsiorsky V (ed.), *Biomechanics in sport*. Oxford: Blackwell Science, 205-231.
116. Wakayoshi K, D'Acquisto LJ, Cappaert JM, Troup JP (1995) Relationship between oxygen uptake, stroke rate and swimmingvelocity in competitive swimming. *International Journal of Sports Medecine*, 16:19–23
117. Weinberg, R.S., & Gould, D. (2003). *Foundations of sport and exercise psychology*. Champaign, IL: Human Kinetics, 586.
118. Zamparo, P., Pendergast, D.R., Mollendorf, J. (2005) An energybalance of front crawl. *Eur Journal of Applied Physiology*, 94: 134–144.

14 A DISSZERTÁCIÓ ALAPJÁT KÉPZŐ PUBLIKÁCIÓK

Közlemény referált tudományos folyóiratban:

Karsai, I., Garrido, N., Louro, H., Leitão, L., Magyar, F., Alves, F., Silva, A. (2010) Force production and spatial arm coordination profile in arm crawl swimming in a fixed position. *Acta Physiologica Hungarica*, 98: 376–383 **IF.: 0.750**

Lane, A., Devenport, T.J., Soos, I., **Karsai, I.**, Leibinger, É. (2010) Emotional intelligence and emotions associated with optimal and dysfunctional athletic performance. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9: 388-392 **IF.: 0.815**

Ángyán, L., Téczy, T., **Karsai, I.** (2005) Learning to produce predicted static handgrip forces. *Acta Physiologica Hungarica*, 92: 11-18.

Ángyán, L., Téczy, T., **Karsai, I.**, Petőfi Á. (2005) Comparative analysis of the effects of physical exercise. *Acta Physiologica Hungarica*, 92: 19-26.

Ángyán, L., Téczy, T., Pálfai, A., **Karsai, I.** (2003) The Role of the Kinaesthetic Feedback in Goal-Directed Movements. *Acta Physiologica Hungarica*, 90: 17-26.

Ángyán, L., Téczy, T., Zalay, Z., **Karsai, I.** (2003) Relationship of Anthropometrical, Physiological and Motor Attributes to Sport-Specific Skills. *Acta Physiologica Hungarica*, 90: 225-231.

Idézhető összefoglaló tudományos folyóiratban:

Karsai, I., Garrido, N., Louro, H., Leitão, L., Magyar, F., Alves, F., Silva, A. (2009b) A gyorsúszó karmozgás koordinációjának vizsgálata rögzített pozíciójú úszóteszt alkalmazásával. Magyar sporttudományi Szemle, Suppl. 38: 33

Leitão L., **Karsai I.**, LouroH., Garrido N., Conceição A. Silva, A. (2009) Tethered swimming in crawl: Arm stroke propulsive force at different 5 swim rates. Journal of Sports Science and Medicine, Suppl, 11:118

Soos, I., Whyte, I., Kiss-Toth, E., I. **Karsai, I.**, Szabo, A. (2007) Young female swimmers' and waterpolo players' sport competition anxiety and motivation. Journal of Sports Sciences, SPSP, 1: 49

Konferencia előadás és poszter:

Karsai, I., Garrido, N., Louro, H., Leitão, L., Magyar, F., Alves, F., Silva, A. (2009a) Comparative Method to Estimate Propelling Ability Using Tethered Crawl Swimming Test. 14th Annual Congress of the European College of Sport Science, Oslo, Norway, Book of Abstracts, p.83.

Karsai, I., Silva, A., Garrido, N., Louro, H., Magyar, F., Ángyán, L., Alves, F. (2008) Estimation of the swimmingthe propelling ability (Pilot study). 13th Annual Congress of the European College of Sport Science, Estoril, Portugal, Book of Abstracts, p. 339.

Karsai, I., Ángyán L., Magyar, F. (2008) Biomechanical aspects of the human swimming. „Physical activity and quality of life” International conference on sport sciences, Pécs, Hungary, Book of abstracts, p. 38

Karsai, I., Magyar, F. (2007) Relationship between experimental results and mathematical model for crawl swimming. Sporting Nation and Healthy Society International Conference, Pécs, Hungary, Book of Abstracts, p. 18

Karsai I., Lakatos, O., Soós I., Ángyán L.(2004) Comparison of the range of active and passive motions of the shoulder in adolescent swimmers. 9th Annual Congress of the European College of Sport Science, Clermont-Ferrand, France, Book of Abstracts, p. 95

Karsai I., Lakatos, O., Ángyán L.(2003) Examination of the Shoulder in Adolescent Swimmers. 8th Annual Congress of the European College of Sport Science, Salzburg, Austria, Book of Abstracts, p. 267

Lakatos, O., **Karsai, I.** (2003a) Az úszóváll megelőzésének lehetőségei. IV. Országos Sporttudományi Kongresszus. Szombathely, Előadások és posztterek összefoglalói, p. 81-83.

Lakatos, O., **Karsai, I.** (2003b) a Váll mozgásainak kinetikai és kinematikai elemzése úszókon. Magyar Élettani Társaság LXVII. Vándorgyűlés. Pécs, Előadások és posztterek összefoglalói, p. 106.

Karsai, I. (2001) Az úszómozgás tanulási folyamatának elemzése. 32. Mozgásbiológiai Konferencia. Budapest, Előadások összefoglalói, p.25.

15 EGYÉB PUBLIKÁCIÓK

Közlemény referált tudományos folyóiratban:

Hamar, P., **Karsai, I.** (2010) Az iskolai testnevelés affektív jellemzői 11-18 éves erdélyi tanulók körében. *Fejlesztő Pedagógia*, 21: 42-47

Biddle, S., – Soos, I., Hamar, P., Sandor, I., Simonek, J., **Karsai, I.** (2009) Physical Activity and Sedentary Behaviours in Youth: Data from Three Central-Eastern European Countries. *European Journal of Sport Science*, 9: 295-301. **IF.: 0.755**

Hagger, M.S., Chatzisarantis, N.L.D., Hein, V., Pihu, M., Soos, I., **Karsai, I.**, Lintunen, T., Leemans, S. (2009) Teacher, peer, and parent autonomy support in physical education and leisure-time physical activity: A trans-contextual model of motivation in four nations. *Psychology and Health*. 24: 689-711. **IF.: 1.692**

Hamar, P., **Karsai I.** (2008) Az iskolai testnevelés affektív jellemzői 11-18 éves fiúk és lányok körében. *Magyar Pedagógia*, 108: 135– 147

Ángyán, L., Antal, Cs., Térczely, T., A., **Karsai, I.** (2008) Self-reported health status and lifestyle of university students. *Hungarian Medical Journal*, 2: 417-426

Hagger, M.S., Chatzisarantis, N.L.D., Hein, V., Pihu, M., Soos, I., **Karsai, I.** (2007) The perceived autonomy support scale for exercise settings (PASSES): Development, validity,

and cross-cultural invariance in young people. *Psychology of Sport and Exercise*, 8. 632–653 **IF.: 1.192**

Hagger, M.S., Chatzisarantis, N.L.D., Barkouis, V.- Wang, J.C.K., Hein, V., Pihu, M., Soos, I., **Karsai, I** (2007): Cross-Cultural Generalizability of the Theory of Planned Behavior among Young People in a Physical Activity Context. *Journal of Sport and Exercise Psychology*, 29: 1-19 **IF.: 1.719**

Soos, I., Leibinger, É., Karsai, I., Hamar P. (2005) Mood Differences in University students in Two countries. *Journal of Coimbra Network on Exercise Sciences*, 1: 20-23

Idézhető összefoglaló tudományos folyóiratban:

Szabo, A., Tsang, E., **Karsai, I.**, Soos, I., Robinson A. (2004) Exercising for health reasons is linked to greater frequency of weekly exercise than exercising for any other reason in physically active undergraduates. *International Journal of Psychology, Suppl*, 39: 451

Fontosabb konferencia előadás:

Karsai, I. (2010) A pilot study to assess the effect of eccentric training with a highly trained paraswimmer. 15th Annual Congress of the European College of Sport Science, Antalya, Turkey, Book of Abstracts, op.19.

Karsai, I., Soos, I., Berkes, L., Teczely, T. (2006): Inter-rater Reliability Estimation of the Isometric Force Control Test in Adolescent Soccer Players. *A Sport Éve a Pécsi*

Tudományegyetemen Nemzetközi Konferencia. Pécs, Előadások és poszterek
összefoglalói, 40-42