

# A dinamikus térd valgus összefüggéseinek vizsgálata marker nélküli mozgásminta szűrő eljárással

Doktori értekezés

**Uhlár Ádám**

Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem  
Sporttudományok Doktori Iskola



MAGYAR TESTNEVELÉSI  
ÉS SPORTTUDOMÁNYI  
EGYETEM  
BUDAPEST

Témavezető: Dr. Lacza Zsombor kutatóprofesszor, DSc

Hivatalos bírálók: Dr. Váczi Márk egyetemi docens, PhD  
Dr. Uvacsek Martina egyetemi docens, PhD

Budapest  
2023

## Tartalomjegyzék

<i>Tartalomjegyzék</i>	1
<i>RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE</i>	4
<i>ÁBRÁK JEGYZÉKE:</i>	5
<i>TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE:</i>	6
<b>1. BEVEZETÉS</b>	7
1.1. A térdízületről általában	7
1.2. A térdízületi sérülések incidenciája	8
1.3. A dinamikus térd valgus kialakító tényezők	11
1.4. A térdízület anatómiája és biomechanikája	13
1.5. A térdízületi struktúra hatása a sérülések kialakulására	15
1.6. A térdízület valgus állásának vizsgálata	18
1.6.1. A Q-Szög, és a térdízület statikus tengelyállásának vizsgálata	18
1.6.2. A Q-Szög és a térdízületi elváltozások kapcsolata	20
1.6.3. A Q-szög és a fizikai aktivitás kapcsolata	21
1.6.4. A dinamikus térd valgus	21
1.6.5. A dinamikus térd valgus vizsgálata és az alsóvégtagi mozgásszervi rendellenességek kapcsolata	22
1.6.6. A dinamikus térd valgus csökkentése erőedzéssel és mozgástanulással	24
1.6.7. Összefoglalás a térd valgusról és annak vizsgálati, valamint korrekciós lehetőségeiről	26
1.7. Mozgáselemzés, mozgásminta szűrés a sportban	26
1.7.1. Mozgáselemzés objektív alapokra helyezett, szubjektív pályateszttekkel	27
1.7.2. Mozgáselemzés laboratóriumi körülmények között	28
1.7.3. Összefoglalás: mozgáselemzés és mozgásminta szűrés a sportban	31
<b>2. CÉLKITŰZÉSEK</b>	33
Hipotézisek	33
I. Vizsgálat	33

	II. Vizsgálat _____	33
3.	<i>MÓDSZEREK</i> _____	35
3.1.	Az első vizsgálat _____	35
3.1.1.	Az első vizsgálat I. részfeladata: A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása _____	35
3.1.1.1.	Vizsgálati személyek leírása _____	36
3.1.1.2.	A Kinect Azure kamera _____	36
3.1.1.3.	Az Xsens MVN _____	37
3.1.1.4.	Az OptiTrack _____	37
3.1.1.5.	1. vizsgálati nap. Az Xsens MVN összehasonlítása a Kinect Azure kamerával _____	38
3.1.1.6.	2. vizsgálati nap. Az OptiTrack összehasonlítása a Kinect Azure kamerával _____	39
3.1.1.7.	A vizsgált változók bemutatása, a mérőműszerek adatainak feldolgozása, összehasonlítása _____	40
3.1.2.	Az első vizsgálat II. részfeladata: A térd valgus és a guggolási mélység összefüggéseinek vizsgálata _____	44
3.1.2.1.	A vizsgálati személyek leírása _____	44
3.1.2.2.	A vizsgálati protokoll leírása _____	45
3.1.2.3.	A vizsgált változók bemutatása és az adatok feldolgozása _____	46
3.2.	A második vizsgálat _____	47
3.2.1.	A vizsgálati személyek leírása _____	47
3.2.2.	A vizsgálati protokoll leírása _____	48
3.2.2.1.	Single Leg Squat (SLS) _____	50
3.2.2.2.	Single Leg Jump (SLJ) _____	51
3.2.2.3.	Drop Jump (DJ) _____	53
3.2.3.	A Teszt-Reteszt vizsgálat _____	54
3.2.4.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti korrelációs kapcsolat meghatározása _____	54
3.2.5.	Az "A" és "B" csoport eredményeinek összehasonlítása _____	54
3.2.6.	A vizsgált változók bemutatása és a statisztikai elemzés _____	55
4.	<i>EREDMÉNYEK</i> _____	56

4.1.	Az első vizsgálat I. részfeladata: A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása	56
4.2.	Az első vizsgálat II. részfeladata: A térd valgus és a guggolási mélység kapcsolatának vizsgálata	59
4.3.	A második vizsgálat	61
4.3.1.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek eredményei	61
4.3.2.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek összesített eredményei	64
4.3.3.	Teszt-reteszt megbízhatósági vizsgálat	64
4.3.4.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti összefüggések eredményei	65
5.	<i>MEGBESZÉLÉS</i>	67
5.1.	A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása	68
5.2.	A térd valgus és a guggolási mélység összefüggéseinek megbeszélése	71
5.3.	A második kutatás eredményeinek megbeszélése	74
5.4.	A Teszt- Reteszt vizsgálat	74
5.5.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti korrelációs kapcsolat	75
5.6.	Az SLS, SLJ és DJ tesztek során talált mintázatok	76
5.7.	Az A és B csoport eredményeinek összehasonlítása	78
5.8.	Összegzés	78
5.9.	A Kinect Azure és a vizsgálatok limitációi	80
5.10.	A kutatási eredmények gyakorlati hasznosításai	83
6.	<i>KÖVETKEZTETÉSEK</i>	84
	Döntések a hipotézisekről	84
7.	<i>ÖSSZEFOGLALÁS</i>	86
7.1.	<i>SUMMARY</i>	88
8.	<i>IRODALOMJEGYZÉK</i>	90
	<i>Saját publikációk jegyzéke</i>	102
	Az értekezés alapjául szolgáló saját közlemények jegyzéke:	102
	Az értekezéshez közvetlenül nem kapcsolódó saját közlemények jegyzéke:	102
	<i>KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS</i>	104

## RÖVIDÍTÉSEK JEGYZÉKE

ACL	Anterior Cruciate Ligament ( <i>angol-</i> elülső keresztszalag)
DJ	Drop Jump (magaslatról való leszökkenést követő azonnali függőleges felugrás)
FMS	Functional Movement Screen Test (funkcionális mozgásminta szűrő teszt)
LCA	Ligamentum Cruciatum Anteriorus ( <i>latin-</i> elülső keresztszalag)
LCP	Ligamentum Cruciatum Posteriorus ( <i>latin-</i> hátulsó keresztszalag)
MTSE	Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem
PCL	Posterior Cruciate Ligament ( <i>angol-</i> hátulsó keresztszalag)
PFP	Patellofemoral pain (a térdkalács és combcsont disztális területén tapasztalt fájdalom)
SKK	Sportélettani Kutató Központ
SLJ	Single Leg Jump (egy lábas felugrás)
SLS	Single Leg Squat (egy lábas guggolás)

## ÁBRÁK JEGYZÉKE:

1. *Ábra:* A Q-szög ábrázolása **20. oldal**
2. *Ábra:* a vizsgálati körülményeket bemutató sematikus ábra **40. oldal**
3. *Ábra:* Az OptiTrack és a Kinect Azure összehasonlító vizsgálata a 2. napon a BME Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszékének mozgáselemző laboratóriumában **42. oldal**
4. *Ábra:* A Kinect Azure, OptiTrack és az Xsens MVN eszközök összehasonlító vizsgálata és a markerek felhelyezése **43. oldal**
5. *Ábra:* A medence függőleges és a térd oldalirányú mozgása az SLS teszt alatt **53. oldal**
6. *Ábra:* A medence függőleges és a térd oldalirányú mozgása a helytelenül és a helyesen kivitelezett SLJ tesztek esetén **54. oldal**
7. *Ábra:* A medence függőleges mozgásai és a térd oldalirányú mozgásai a DJ teszt közben **55. oldal**
8. *Ábra:* A Kinect Azure és az OptiTrack közötti térd szög különbségek a 10 db jobb lábas SLS gyakorlat során. **60. oldal**
9. *Ábra:* A Kinect Azure és az OptiTrack közötti térd szög különbségek a 10 db bal lábas SLS gyakorlat során **61. oldal**
10. *Ábra:* A guggolási mélység, és a térd valgus közötti összefüggések bemutatása 6 vizsgálati személyen **64. oldal**
11. *Ábra:* Az SLS, SLJ és DJ tesztek során rögzített átlagos térd valgus/varus értékek az A és a B csoport összehasonlításában **67. oldal**
12. *Ábra:* A kapcsolat erősségét bemutató korrelációs mátrix az SLS, SLJ és DJ teszt eredmények között **69. oldal**
13. *Ábra:* Az Xsens MVN, OptiTrack (piros) és a Kinect Azure (kék) pontok elhelyezkedését bemutató sematikus ábra **72. oldal**

## TÁBLÁZATOK JEGYZÉKE:

1. Táblázat: Az éves ACL rekonstrukciók száma 100.000 lakosra vonatkoztatva, valamint korcsoportokra bontva a skandináv (Dánia, Norvégia, Svédország) államokban **11. oldal**
2. Táblázat: Az egyes mozgáselemző eljárások és műszerek előnyeit és hátrányait bemutató táblázat **33. oldal**
3. Táblázat: Az első vizsgálatban szereplő vizsgálati személyeket leíró alapadatok **47. oldal**
4. Táblázat: A jobb és bal lábas SLS gyakorlatok során rögzített Kinect Azure és OptiTrack közötti térd szög különbségek **62. oldal**
5. Táblázat: A második vizsgálatban szereplő A és B csoport összesített SLJ eredményei **65. oldal**
6. Táblázat: A második vizsgálatban szereplő A és B csoport összesített DJ eredményei **66. oldal**
7. Táblázat: Az SLS, SLJ és DJ tesztek megbízhatóságát összegző teszt-reteszt elemzés eredményei **68. oldal**

# 1. BEVEZETÉS

## 1.1. A térdízületről általában

A térdízület az emberi szervezet legnagyobb terhelésnek, ezáltal sérülésnek kitett ízületei közé tartozik. Lényegében egy szabadsági foka van, mely lehetővé teszi a térd hajlítását-nyújtását, azaz flexiós és extenziós irányú mozgását. A másik, úgynevezett járulékos szabadsági foka, normál élettani körülmények között, csak hajlított térdízület mellett nyilvánul meg, ez a lábszár hossz tengely körüli rotációját jelenti. A térdízületnek két egymást kizáró követelménynek kell megfelelnie.

1. Egyrészt nyújtott helyzetben biztos és alapos stabilitásra van szüksége, hiszen a test súlyából és a fizikai igénybevétel típusából kifolyólag komoly erőhatásokat kell elviselnie.
2. Másrészt dinamikus körülmények között, nagy flexiós és extenziós mobilitást kell produkálnia a szagittális síkban, a transzverzális tengely körül<sup>1</sup>, hiszen ez a mobilitás nélkülözhetetlen futáskor, a talaj egyenetlenségeihez való alkalmazkodáskor, talajról történő felugráskor, talajra történő visszaérkezéskor, kitámasztáskor és irányváltáskor.

A térd rugós, lengéscsillapító szerkezetként képes ezekhez a feladatokhoz sikeresen alkalmazkodni, ugyanakkor az ízfelszínek kicsi érintkezése miatt, rándulásra és ficamodásra hajlamos. Leginkább flexiós helyzetben instabil a térd, ilyenkor a szalagok és a meniszkuszok a legsérülékenyebbek. Extenziós helyzetben a leggyakoribb sérüléstípus a szalagszakadás és az ízfelszínek törése (1).

A térdízületi sérülések, keresztszalag szakadások az esetek döntő többségében nem kontaktussal járó helyzetben alakulnak ki. A kontaktussal és nem-kontaktussal járó keresztszalag szakadásokra vonatkozó pontos, átfogó, magyar nemzetközi regiszter vagy publikáció nem áll rendelkezésünkre. A nem-kontaktusból fakadó ACL sérülések százalékos aránya a vizsgált célcsoport, a vizsgálati módszer, valamint a mintanagyság alapján igen nagy szórást mutat. Egy elit futballisták ACL sérülését vizsgáló tanulmány



a nem-kontaktusból származó ACL sérülések arányát 58%-ban állapította meg (2), kosárlabdázók esetében ez az arány 72%-os volt (3), elit kézilabdázók esetében pedig 89% (4). Egy 2017-es ortopédiai tankönyv a szakterület cikkeit összegezve az összes ACL sérülés 70%-át tekinti nem-kontaktusból származó sérülésnek (5). Leggyakrabban nagy sebességű irányváltatáskor, futásból történő kitámasztáskor, felugrásból való egy-, illetve kétlábás talajra érkezéskor, valamint az egyensúly elvesztésekor és visszanyerésekor következnek be (6-8). Az ismertetett szituációkban az a közös, hogy létezik egy jól megfogható motívum, mely mindegyik mozgás közben azonos. Ez a jelenség a térdízület medial irányba történő billenése, melyet térd valgus helyzetnek nevezünk. A mozgásos helyzetekben tapasztalható dinamikus térd valgus, a térdízületi sérülések, keresztszalag szakadások egyik legfontosabb predisponáló tényezője (9-10). Az alsóvégtag funkcióját és felépítését tekintve egy egybefüggő láncolatként kezelhető. Azt a megváltozott strukturális és biomechanikai állapotot, ami a medence oldalirányú lebillenésével, a combcsont addukciójával és a belboka pronációjával jár együtt, –így kialakítva a térd medial irányú bedőlését mozgásos körülmények között– dinamikus térd valgus helyzetnek nevezzük (11). A térd valgus helyzetbe történő billenése az ízületi tokot és a szalagrendszert túlterheli, az elülső keresztszalagot (ACL) megnyújtja, majd küszöb feletti inger hatására az ACL szakadását okozza. A térd medial irányú bedőlése mellett, a másik leggyakoribb sérülési mechanizmus, mikor a sportoló felugrás után nyújtott térdrel érkezik vissza a talajra, és a talajfogás pillanatában rotációs mozgást is végez (12-14).

Sportmozgások közben döntően ez a jelenség felelős a térd sérülések kialakulásáért, melyet felugrások, talajra érkezések, kitámasztások és irányváltatások során fedezhetünk fel, hiszen ezekben a helyzetekben hatalmas erőhatásoknak van kitéve a térdízület.

## **1.2. A térdízületi sérülések incidenciája**

Világszerte az ACL sérülések számát 100.000. fő lakosra vonatkoztatva 30 és 78 fő közé teszik (15). Egyes szerzők szerint az USA-ban összesítve (kontakt és nem-kontakt együttesen) 100.000,- ACL sérülés történik évente (16), míg mások minden 3500 főre vonatkoztatva találtak 1 ACL esetet szintén az Amerikai Egyesült Államokban (5). A

számokból látszik, hogy az ACL sérülések igen nagy számúak, széles körben érintik a sportoló és nem sportoló társadalmat is. Az összes ACL sérülés 72%-a nem-kontakt helyzetben jön létre (17), és az összes keresztszalag sérülés 70 %-a sporttevékenység közben történik. 15%-a labdarúgás, 10-13% síelés, 9-15% amerikai football, 9-10% baseball és 8-15% kosárlabdázás közben következik be (5). A női sportolók háromszor akkora eséllyel szenvednek ACL szakadást a labdarúgásban és a kosárlabdában mint a férfi sportolók (16). Összességében a női sportolók 2.4-9.5-ször hajlamosabbak elszenvedni ACL sérülést, mint a férfi sportolók. Nők esetében a megnövekedett sérülési rizikó oka a relatíve kisebb izomtömeg, a jelentősebb ízületi hiperextenzió, a fokozottabb ízületi lazaság, a szélesebb medencéből adódó hosszabb erőkar, az ebből fakadó kifejezettebb térd valgus állás és a keskenyebb keresztszalag<sup>5</sup>.

Dr. Hangody György Márk ortopéd-traumatológus szakorvos 2016-ban íródott PhD disszertációjában azt írta, hogy "Magyarországon jelenleg évente több mint 3000 esetben történik LCA-pótlás, és a számuk – igaz lassan, de – folyamatosan emelkedik.(18)"

Dr. Mintál Tibor szintén 2016-ban íródott doktori disszertációjában úgy fogalmazott, hogy: "Mivel Magyarországon nemzeti regiszter nem működik –az ACL szakadások incidenciájával kapcsolatban - a szerző–, ezért pontos hazai adatokkal nem rendelkezünk. A jóléti társadalom kialakulásával, az egészség-felfogás változásával és szabadidős tevékenységeink átalakulásával, klinikai tapasztalataink szerint hasonló arányú esetszám szaporodás figyelhető meg hazánkban is. –mint a nagyvilágban- a szerző (19)."

A skandináv államokban (Norvégia, Svédország, Dánia) 2004-2005 óta működik olyan nemzeti regiszter, melyből jól kiolvashatóak az ACL sérülések részletes adatai (20). A skandináv tanulmány szerzői korcsoportokra bontva tanulmányozták az ACL előfordulást, és az egyes korcsoportok között óriási különbséget találtak a nemek tekintetében is! A 10-19 éves korcsoportban nők esetében 78/100.000 volt az ACL rekonstrukciók aránya, míg a férfiaknál csak 59/100.000. A 20-29 éves korcsoportban azonban az arány gyökeresen megváltozott, nők esetében 70/100.000, míg férfiak esetében 140/100.000 volt az ACL sérülések előfordulása. A tanulmányból látszik, hogy a fizikailag leginkább aktív korosztályban igen magas az ACL sérülések előfordulása az idősebb korosztályhoz képest. A 10-69 éves populációban a nők és férfiak érintettsége 41-58/100.000 esetre változott (1. Táblázat).

**1. Táblázat:** Az éves ACL rekonstrukciók száma 100.000 lakosra vonatkoztatva, valamint korcsoportokra bontva a skandináv (Dánia, Norvégia, Svédország) államokban

Életkor	Nők				Fréfiak			
	Dánia	Norvégia	Svédország	Átlag	Dánia	Norvégia	Svédország	Átlag
10–19	71	76	88	78	71	47	59	59
20–29	85	64	62	70	191	112	117	140
30–39	79	42	39	53	137	77	65	93
40–49	52	24	27	34	69	38	31	46
50–59	10	8	6	8	15	5	5	8
60–69	3	0,5	0,2	1	2	1	0,4	1
Éves ACL rekonstrukciók átlaga a teljes vizsgált populációra vonatkozóan				<b>41</b>				<b>58</b>

A nemzetközi szakirodalmat áttekintve a becsült ACL sérülések előfordulási gyakoriságának tekintetében igen nagy szórást tapasztalhatunk, melynek háttérében nagy mértékben az eltérő adatfelvételi módszertan, valamint az eredmények részleges, és nem teljeskörű publikálása áll. A skandináv és az USA-ból származó adatokat összevetve az incidencia tekintetében nagy különbséget tapasztalhatunk, melynek magyarázata lehet az, hogy az esetlegesen különböző adatfelvételi módszertanok egyike csak egy viszonylag szűk korosztályt vizsgál, és abból extrapolálja a teljes népességre vonatkozó becsléseit, míg a másik a 0-100+ -os korosztályt is veheti alapul, mely így az ország teljes lakosságára vonatkozó végeredményt erőteljesen torzítja.

Remek lenne hazánkban is egy olyan országos nemzeti regiszter létrehozása, mely pontosan rögzíti az egyes sérülés típusok incidenciáját, valamint az egyén humánbiológiai és életmódbeli (pl: sportolási szokások) paramétereit. Így az adatbázisok és az összefüggések tudományos szempontból jól kutathatóvá válnának, ezzel az egészségtudományi, sporttudományi és népegészségügyi kutatómunkák nagy lendületet kaphatnának, melyek aztán az átgondolt nemzetstratégiai döntéseket is megalapozhatnák. Az ACL sérülések szerte a világon igen nagy incidenciát mutatnak, mellyel jelentős terhet okoznak az egészségügyi és szociális ellátórendszer számára. A sérült személyek diagnosztikája, terápiája, munkából való kiesése, szociális támogatása erőforrás igényes,

mely sportoló esetében kiegészülhet a sportkarrier hanyatlásával, mely az egyént is egzisztenciális krízisbe juttathatja. Ebben az esetben számolni kell az "elfecsérelt" nevelési költségekkel is. Ambivalens helyzet alakulhat ki, hiszen a sportolást, rendszeres fizikai aktivitást többek között annak pozitív hatásaiért gyakorolják sokan, mégis az ACL sérülések 70%-a sporttevékenységhez köthető. A sérülésnek leginkább kitett korosztály a tizen- és huszonévesek korcsoportja. A nők átlagosan 3x veszélyeztetettebbek a férfiaknál.

### **1.3. A dinamikus térd valgus kialakító tényezők**

A dinamikus térd valgus kialakulásában több tényező is fontos szerepet játszik. Egyrésztől visszavezethető anatómiai sajátosságokra, izomerő eredetű okokra, strukturális és biomechanikai tényezőkre, valamint idegrendszeri okokra, és a helytelenül elsajátított mozgásmintázatokra is. A legújabb kutatások szerint a dinamikus térd valgus megjelenéséhez jelentős részben hozzájárul a gluteus csoport kellő erejének hiánya (21-23), a quadriceps femoris izom gyengesége (24) és a hamstring izomzat aluledzettsége (25) is. Női sportolók esetében a szélesebb medence fokozza a térd valgus helyzetet. A farizmok, főként a gluteus medius izom gyengesége csípőízületi addukciót okoz, melynek hatására a combcsont, ezáltal a térdízület medial irányba billen. A jelenség Trendelenburg-tünet néven is ismert, mely járás során a medence lengő fázis oldalának irányába történő lebillenését jelenti (5). A láb és boka struktúrája szintén jelentősen meghatározza a térd valgus kialakulását. A bokasüllyedés vagy lúdtalp hatására a lábszár a belbokával együtt medial irányba billen, mely így a térdízületi valgus helyzetet fokozza (26, 27).

A dinamikus valgus helyzet kialakulását – és rögzülését – idegrendszeri oldalról is érdemes megvizsgálni. Ez a sportági technikák tanulása és alkalmazása szempontjából igen fontos kérdés. Az összetett, bonyolultabb sportági technikák, elemek, mozdulatok az alapvető mozgásokra (guggolás, emelés, húzás, tolás stb.) épülnek. Bár az alapvető mozgásoknál természetes mozgásokról beszélünk, fontos megemlítenünk azt is, hogy ezeknek a mozgásoknak a technikailag (biomechanikailag) helyes kivitelezése nem automatikus, ösztönös folyamat, hanem egy edző által vezérelt, célorientált motoros tanulási folyamat következménye. A technikailag helyes végrehajtás a

mozgásműveltségen, a kinesztetikus képességek fejlesztésén, a testhelyzetek és a mozdulatok tudatosításán keresztül érhető el. Az egyes mozdulatok biomechanikai szempontból kulcsfontosságú figyelmen kívül hagyása, a helytelen mozdulatok ki nem javítása a későbbi években kritikussá válhat. A technikai elemek hosszabb időn keresztül történő helytelen végrehajtása automatikussá válik, mely minden hasonló helyzetben hasonlóan rosszul fog mozgás közben megnyilvánulni. A dinamikus valgus megjelenése guggolás, kitámasztás, felugrás, talajra érkezés esetén gyakran a nem megfelelő technikai tudásra vezethető vissza.

Ebből kifolyólag a technika tanulásának idején, a dinamikus sztereotípiák kialakulása és megszilárdulása előtt, rendkívül fontos a magas színvonalú alaptechnikák oktatása, melyre aztán ráépülhet a speciális sportági technikák oktatása és elsajátítása. A technika tanulás és tanítás időszakában a hibajavítás, a folyamatos korrekciós munka, az edző által adott pontos instrukciók kiemelt jelentőségűek. Ennek magyarázata, hogy a helytelenül elsajátított technikai elemek, akár a rosszul elsajátított technikával végrehajtott leérkezések, felugrások, kitámasztások és irányváltások a dinamikus térd valgus helyzetet erősítik, melyek az ízületi rendszer egyensúlytalanságát, ezáltal egyes struktúrák túl-, más struktúrák alulterhelését okozzák, melyek végső soron a sportsérülések kialakulásához vezetnek. A guggolások, felugrások, leérkezések, kitámasztások, irányváltások tudatos edzés gyakorlatok alkalmazásával végrehajthatók olyan formában, melyek leginkább biztosítják az ízületi tokok, szalagok harmonikus terhelését, és lehetővé teszik a mozgatószervrendszer lehető legkívánatosabb erőátvitelét a nagy erőhatásokkal járó dinamikus helyzetekben. A térdízület, valamint a térd sérülések megelőzése esetében ez kifejezetten lényeges, hiszen térdünk a legnagyobb erőhatásnak kitett ízületek egyike. Edzéselméleti és módszertani szempontból igen jelentős, –főleg gyermek és serdülőkorú sportolóknál– hogy új erősítő gyakorlat bevezetésekor kizárólag akkor szabad továbblépni a következő, nehezebb, összetettebb technikai elemre, mikor az azt didaktikailag megelőző könnyebb technikai elemek végrehajtása közel tökéletes. Az erőedzéshez kapcsolódó legfontosabb technikák oktatása során fontos, hogy az edzéseket vezető szakember magabiztos legyen az egyes technikák ismeretében (28). A fokozatosság elvének betartása lehetővé teszi a fiatal sportoló számára, hogy komfort érzetet szerezzen a könnyebb mozdulatokon, mielőbb tovább lépne az összetettebb gyakorlatok irányába.

A dinamikus térd valgus kialakulása multifaktoriális eredetű. Fizikai oldalról hozzájárulhat a csípő körüli izomzat és az alsó végtag izomzatának nem megfelelő erőállapota, a lábboltozat süllyedése, a boka medial irányú bedőlése, hölgyek esetében a szélesebb medencéből adódó hosszabb erőkar. Idegrendszeri oldalról kiemelendő a mozgás technikák magas szintű ismerete, a mozgásműveltség, a tudatosított testhelyzetek és mozdulatok. A sportoló kárára vannak a megszilárdult mozgáshibák és a helytelenül elsajátított mozgásmintázatok is. A helytelenül kivitelezett mozdulatok a dinamikus térd valgus helyzetet erősítik, az ízületi egyensúlytalanságot erősítik, ezáltal a sportsérülések kialakulásának lehetőségét fokozzák. A felsorolt tényezők többségébe (erőgyarapodásba, láb, boka, lábszár erősítő gyakorlatok végrehajtásába, helytelen mozgásmintázatok feltérképezésébe és korrekciójába, a helyes végrehajtás tudatosításába és rögzítésébe) a sportolónak és a sportszakembernek fontos beavatkozási lehetősége van.

#### **1.4. A térdízület anatómiája és biomechanikája**

A térdízületet a combcsont és a sípcsont alkotja, valamint az ízület képzéséhez hozzájárul a térdkalács is. A nagyobb teherbírás érdekében az ízületben kettős ízületi fejet és kettős ízületi árkot találunk. Az ízületi fejeket a combcsont belső és külső bütykei, míg az ízületi árkokat a sípcsont felső részén található belső és külső ízületi felszínei alkotják. Az ízületi fejek és ízületi árkok között igen jelentős alakbeli és terjedelembeli különbség van, melyek kiegyenlítésére rostporcból álló lemezek illeszkednek az ízületi felszínnek közé. A belső (medialis) porcsarló nem alkot egész gyűrűt, C alakú, míg a külső szinte egész gyűrűt alkot. A két porcsarló közül a külső a mozgékonyabb, mivel a belső porcsarló összenőtt az ízületi tokot erősítő sípcsonti oldalszalaggal. Éppen ezért az ízületi tok, a sípcsonti oldalszalag és a belső meniszkusz együttes sérülése igen gyakori. A térdízület szalagrendszere kétfelé osztható, ízületi tokon kívüli és belüli szalagokra.

##### *A térdízület ízületi tokon belüli szalagjai*

A térdízület ízületi tokon belüli szalagjait keresztszalagoknak hívjuk, melyek rendkívül erősek, feladatuk a sípcsont és a combcsont erőteljes összekapcsolása, egymáshoz történő rögzítése.

A) Elülső keresztszalag – Ligamentum Cruciatum Anterius (LCA vagy ACL)

A combcsont külső büttykének belső oldalán ered, és előre, lefelé, medial irányba haladva a sípcsonton, az ízületi büttyök közötti kiemelkedési terület elülső részén (area intercondylaris anterior) tapad. Anatómiai alaphelyzetben szemlélve az emberi testet, az ACL lefutása tehát posterior-anterior irányban, föntről, előre–lefelé történik. A nők elülső keresztszalagja vékonyabb, ez is hozzájárulhat a nők gyakoribb ACL sérüléséhez.

B) Hátsó keresztszalag – Ligamentum Cruciatum Posterius (LCP)

A két keresztszalag közül az erősebb. A combcsont belső ízületi büttykén ered. Az elülső keresztszalagot keresztezve ferdén lefelé és hátrafelé halad. Tapadása a sípcsonton van, az ízületi büttyök közötti kiemelkedés mögötti területen (area intercondylaris posterior).

*A térdízület ízületi tokon kívüli szalagjai*

A) A sípcsonti oldalszalag (ligamentum collaterale fibulare)

A sípcsonti oldalszalag a combcsont belső térdudoráról ered. Lefutása közben összenő az ízületi tokkal, a belső meniszkusszal, majd a sípcsont belső ízületi büttykén tapad.

B) A szárkapcsi oldalszalag (ligamentum collaterale fibulare)

A szárkapcsi oldalszalag, a sípcsonti oldalszalaggal ellentétben nem függ össze szorosan az ízületi tokkal. A combcsont külső térdudoráról a szárkapocs fejére húzódik.

Az oldalszalagok az ízesülő csontvégek összetartásában játszanak lényeges szerepet. A térdízület elülső oldalán a térdkaláccsal összefüggő szalagokat találunk. Voltaképpen mindegyik a négyfejű combfeszítő izom (musculus quadriceps femoris) ina. A rostok lefutása és elhelyezkedése szempontjából azonban megkülönböztetjük őket.

C) Térdkalácsszalag (ligamentum patellae)

A térdkalácsszalag gyakorlatilag a négyfejű combfeszítőizom közös ina. A térdkalácstól a sípcsonti érdességig tart. Testünk egyik legerősebb ina.

D) A belső és külső térdkalácstartó szalag (retinaculum patellae mediale et laterale)

A belső és külső térdkalácstartó szalag a négyfejű combizom részeként ismert külső és belső vaskosizom folytatásaként felfogható szalagok, melyek hosszanti és haránt rostokból állnak. A haránt rostok a combcsont ízületi büttykeit a térdkalács rostjaival kötik össze, ezzel megakadályozzák a térdkalács oldalra csúszását. A térdkalács gyakorlatilag beleágyazódik a négyfejű combizom inas állományába.

A térdízület szerkezetileg igen összetett. Az erős külső és belső szalagok gyakorlatilag csak a nyílirányú mozgásra (hajlítás-feszítés) adnak lehetőséget, mely hajlított szöghelyzetben kiegészül egy kevés rotációs mozgással. Flexiós-extenziós mozgás az alsó végtag konstrukciós tengelyére merőlegesen, az úgynevezett haránttengely mentén jön létre. A combcsont ízületi felszínei nem tökéletesen henger alakúak, görbületi sugaruk elől nagyobb, hátul kisebb. Térdhajlításnál az ízületi fej kisebb, míg feszítésnél a nagyobb sugarú része kerül az ízületi árokba, vagyis az ízületi felszínek nagysága mozgás közben változik. Az ízületi árok, –hála az ízületi porcsarlóknak– a mozgás minden fázisában folyamatosan alkalmazkodik a rajta elcsúszó ízületi fejrész alakjához. A keresztszalagok az oldalszalagokkal együtt funkcionális egységet alkotnak. Az oldalszalagok csak nyújtott térdhelyzetben feszülnek meg, és stabilizálják a térdet a rotációs, valamint az abdukciós és addukciós mozgásokkal szemben. Ezzel szemben a keresztszalagok egyes részei minden térdpozícióban feszesek. Térd nyújtás során a keresztszalagok medialis részei, míg hajlítás során a keresztszalagok lateralis részei feszülnek erőteljesebben. A térdízület összetettségéből és felépítéséből adódik, hogy nagyon ritkák a térd egyetlen alkotórészére korlátozódó sportsérülések. Az esetek nagyobb részében egymással összefüggő, összetett sérüléseket láthatunk, például a belső meniszkusz a sípcsonti oldalszalaggal együtt sérül meg, a keresztszalagok sérülése a tokszalag sérülésével jár együtt (1).

### **1.5. A térdízületi struktúra hatása a sérülések kialakulására**

A térd anatómiai felépítése, egyénre jellemző szerkezete összefüggésben van a sérülések kialakulásának kockázatával. Ismertek bizonyos felépítésbeli tényezők, melyek a térd sérülések kockázatát növelhetik.

---

<sup>1</sup> Az anatómiai áttekintés Dr. Miltényi Márta -A sportmozgások anatómiai alapjai<sup>29</sup>. Miltényi M. A sportmozgások anatómiai alapjai I. Budapest: Semmelweis Orvostudományi Egyetem; 2008. és az Atlas of Human Anatomy 30. Paulsen F, Waschke J. Sobotta Atlas of Human Anatomy General Anatomy and Musculoskeletal System: © Elsevier GmbH, Munich; 2011.alapján került megírásra.



Laza térdízületi szalagok: Néhány személy eredendően lazább ízületi szalagrendszerrel rendelkezik, más mások. A lazább szalagok nagyobb ízületi mozgástartományt, rugalmasságot biztosítanak, mint a feszebb, jobban tartó szalagok. Ez növelheti az ízületi instabilitás kockázatát, és a szalagsérülések valószínűségét, beleértve az ACL sérülést is.

Oldalszalagok felépítése: Az oldalszalagok a térdízület belső és külső oldalán helyezkednek el. Segítenek az ízületi stabilitás biztosításában, és minimalizálják a túlzott medial-lateral irányú mozgást. Amennyiben ezek a szalagok eredendően feszebbek vagy lazábbak, az befolyásolhatja az ízület stabilitását és növelheti a sérülés kialakulásának kockázatát, úgy mint a szalagok húzódását, szakadását.

A meniszkuszok formája és sértetlensége: A térdízületi meniszkuszok porcból felépült anatómia képletek, melyek fontos szerepet játszanak a járás, futás, ugrás során ébredő vertikális irányú erők elnyelésében, a talajra érkezések során ébredő erők csökkentésében. Ha a meniszkusz sérült vagy alakja megváltozott, nem tudja ellátni a térdízület kipárnázásának, illetve stabilizálásának szerepét, ezzel növekszik a porc sérülések, szakadások lehetősége.

A patella elhelyezkedése és mozgása: A patella szemből takarja, és ezzel védi is a térdízületet. A patella helytelen elhelyezkedése, vagy az ízületi bűtykök közötti árokban való normálistól eltérő mozgása esetén növekszik a térdkalács ficam vagy az elülső térdfájdalom kialakulásának kockázata.

A patella helytelen elhelyezkedéséhez hozzájárulhat a négyfejű combizom egyes izomrészeinek felborult erőállapota.

Ízületi illeszkedés: Az ízületi illeszkedés az ízületi felszínek optimális elhelyezkedését és illeszkedését jelenti. Ez azt jelenti, hogy az ízfelszínek egymással optimális szögben és optimális felülettel illeszkednek. Anatómiai rendellenesség vagy deformitás befolyásolhatja az optimális ízületi illeszkedést, abnormális stresszt okozhat, és növelheti a porcsérülés, osteoarthritis és más térd-sérülések kialakulásának kockázatát.

Megváltozott tengelyállás (genu valgum, genu varum): Az alsóvégtag tengelyállása igen lényeges tényező a mozgás közben ébredő erők elnyelése szempontjából. Optimális esetben a megfelelő tengelyállás lehetővé teszi az ízfelszínek, szalagok, porcok kiegyensúlyozott és egyenletes terhelését. A normálistól eltérő tengelyállás "X" láb vagy "O" láb ízületi egyensúlytalansághoz vezet, mely túlterhelést jelent a térdízületi képletek, szalagok, porcok, ízfelszínek számára, mely sérülések kialakulásához vezethet.

Ízületi mobilitás: Az ízületi mobilitás, ízületi mozgástartomány egyénenként igen nagy variabilitást mutat. A hipermobil ízületek éppúgy hajlamosítanak az ízületi sérülésekre, mint a beszűkült ízületi mozgástartomány.

A vázizomzat gyengesége, felborult erő-egyensúly: Az ízületeket körülvevő izmok fontos szerepet játszanak a térdízület stabilitásának kialakításában. Az ízületet körülvevő izmok nem kielégítő erőállapota, nyugalmi, illetve terhelés alatti csökkent tónusa a sérülések kialakulását elősegítheti. A combfeszítő, illetve combhajlító izmok, illetve az említett izmok egyes izomrészeinek túlműködése a sérülés kockázatát szintén növelheti.

Korábbi sérülések, műtétek: A korábbi sérülések, úgy mint szalag szakadások, porc sérülések és törések az ízület struktúráját és ezzel együtt a stabilitását is megváltoztathatják. A hegszövetek, vagy a korábbi sérülésből való nem teljes felépülés befolyásolhatja az ízület egységességét, funkcióját, és növelheti a rásérülés vagy a krónikus fájdalom kialakulását.

Csontsűrűség, csonttömeg: Az alacsony csontsűrűséggel (osteoporosis) rendelkező alanyok körében a sérülési hajlandóság magasabb lehet, a csontszerkezet nehezebben képes ellenállni a magas igénybevételnek, a magas intenzitású fizikai aktivitást és az ebből fakadó nagyobb erőhatásokat kevésbé képes jól tolerálni. Küszöb feletti inger hatására könnyebben alakul ki a csontos képletek törése, sérülése.

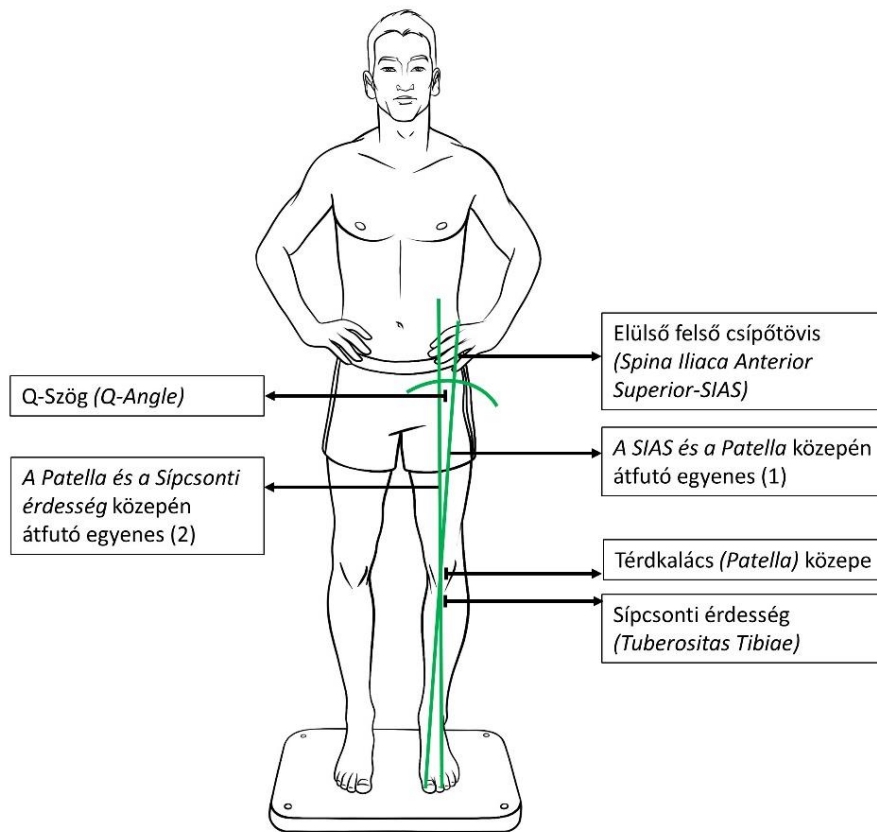
Szomszédos ízületek állapota: A térd szomszédos nagyízületei, úgy mint a csípő vagy a boka elégtelen működése, beszűkült mozgástartománya vagy izomgyengesége közvetett módon növelheti a térd sérülések kialakulásának kockázatát. A csípő vagy a térd

instabilitása, gyengesége kompenzáló mozgásokhoz, vagy abnormális terhelési mintázatokhoz vezethet a térdízületben, mely a sérülések kialakulásának lehetőségét fokozhatják.

## **1.6. A térdízület valgus állásának vizsgálata**

### *1.6.1. A Q-Szög, és a térdízület statikus tengelyállásának vizsgálata*

A Q-Szög a térdízület statikus körülmények közötti, medial-lateral irányú pozícióját határozza meg a combcsont és a lábszárhoz viszonyítva. A szakirodalomban először Brattstroem írta le 1964-ben (31). A Q-szög a térd statikus valgus állásba fordulásának, vagyis medial-lateral irányú pozíciójának meghatározására szolgáló mérőszám. A szakirodalomban a pontos meghatározása úgy hangzik, hogy a Q-szög, az elülső felső csípőtővis (spina iliaca anterior superior) és a térdkalács (patella) közepe, valamint a térdkalács közepe és a sípcsonti érdeesség (tuberositas tibiae) közé húzott egyenesek által bezárt szög (1. ábra). Általános mértéke férfiakban  $13^\circ$ , míg nőkben a szélesebb medence miatt  $18^\circ$ . Az ennél nagyobb Q-szög, a patella oldalirányú szubluxációjára hajlamosít (5).



**1. Ábra: A Q-szög ábrázolása** A Q-szög az elülső felső csípőtővis (*Spina Iliaca Anterior Superior*) és a térdkalács (*Patella*) közé húzott egyenes (1.), valamint a térdkalács és sípcsonti érdeesség (*Tuberositas Tibiae*) közé húzott egyenes (2.) által bezárt szög.

A szakirodalmi adatok alapján az látható, hogy a világ különböző pontjain nagy elemszámban elvégzett tudományos kutatásokban egészen nagy szórás tapasztalható az átlagosnak, egészségesnek tekintett Q-szög értékben. Ebből a szempontból nehéz normálisnak tekinthető intervallumot meghatározni. A publikációkat összegezve azt látjuk, hogy a Q-szög normál értéke függ az etnikumtól, az adatfelvétel módjától, a nemtől és az életkortól is, normál tartománya férfiak esetében 8-15°, nők esetében pedig 12-19° között változik (32-35). 2-8 éves gyerekek körében 13±1° szórást mutat (36). Található olyan tanulmány is, mely szerint a gyerekek és serdülők nagyobb Q-szöggel rendelkeznek, mint a felnőttek, és a quadriceps erejének a növekedése, valamint a rendszeres fizikai aktivitás jelentősen csökkenti a Q-szög mértékét az ülő életmódot folytató fiatalokhoz képest.

Érdekes kérdés, hogy a testmagasság és a testsúly hogyan befolyásolja a Q-szög mértékét. Khasawneh és munkatársai 19-25 év közötti 500 fős arab populációt (nők és férfiak vegyesen) vizsgálva arra a megállapításra jutottak, hogy a nők szignifikánsan nagyobb ( $17.35 \pm 0.225^\circ$ ) Q szöggel rendelkeznek, mint a férfiak ( $14.1 \pm 0.21^\circ$ ), valamint, hogy mind a nők, mind pedig a férfiak körében az átlagos Q szög nagysága a testmagassággal fordítottan arányos. Tehát az alacsonyabb nők és férfiak esetében szignifikánsan nagyobb Q-szöget mértek, mint a magasabb társaiknál. A tanulmány szerzői ezzel szemben azt találták, hogy a testsúly és a Q szög nagysága között nincsen szignifikáns kapcsolat, tehát általánosságban véve a nagyobb testsúly önmagában nem okoz megnagyobbodott Q-szöget (37).

A Q-szög mérése legpontosabban röntgenfelvétel segítségével határozható meg, azonban a mindennapi gyakorlatban igen sokszor goniométer segítségével mérik meg (38). Egyes szerzők szerint a goniométeres és a röntgenkép alapú mérési módszer egymáshoz viszonyított pontossága nagyon jónak mondható (39).

A Q szög mérése a klinikumban az egyik leginkább elterjedt, statikus körülmények között felvett paraméter több térdízületi probléma, az elülső térdfájdalommal összefüggő betegségek, valamint az osteoarthritis diagnosztizálásában (37). A Q szög mérését diagnosztikus céllal több rendellenesség felderítésére, pl: egy ép és egy sérült térd összehasonlítására, vagy a sérülés utáni rehabilitáció hatékonyságának a felmérésére (38) használják. Értéke nőkben nagyobb, mint férfiakban.

### *1.6.2. A Q-Szög és a térdízületi elváltozások kapcsolata*

A fokozott mértékű Q-szöget, ezen keresztül a megnövekedett térd valgust, a szakirodalomban kapcsolatba hozzák különböző térdízületi problémákkal, pl: az osteoarthritis-el (1), az elülső térdfájdalommal (5) és az ACL, azaz keresztszalag szakadással is (40). A Q szög mérése a klinikumban az egyik leginkább elterjedt paraméter az említett térd problémák diagnosztizálása során (37). A Q-szög mérését alkalmazzák például az egészséges térd és a problémás, fájdalmas térd összehasonlítása során is (38).

A Q-Szög megnövekedéséhez hozzájárulnak a gyenge csípő körüli izmok, főleg a csípő távolító izom (m. gluteus medius), nők esetében a szélesebb medence, valamint a bokasüllyedés és lúdtalp is.

### *1.6.3. A Q-szög és a fizikai aktivitás kapcsolata*

Sener és Durmaz (41) kézi goniométerrel végzett vizsgálatot álló és fekvő testhelyzetben sport szakos egyetemistákon (n=840 fő), illetve kérdőíves formában az egyetemisták fizikai aktivitásának mértékét is felmérték. Az eredmények összegzése után arra a megállapításra jutottak, hogy a rendszeres fizikai aktivitás és sportolás csökkentheti a Q-szög mértékét.

A megnövekedett Q-szög azonban befolyásolhatja a neuromuszkuláris választ és a quadriceps reflex válasz idejét (37, 42) ami egy felugrás utáni talajra érkezéskor akár sérülések kialakulásához is vezethet. A Q-szög megnövekedéséhez, ezen keresztül a térd valgus fokozódásához több predisponáló tényező is hozzájárul, melyek esetenként egyszerre, de akár elemenként, külön-külön is jelentkezhetnek. Az egyik leggyakoribb és legjellemzőbb az izomgyengeségből adódó valgus helyzet, mikor a csípőtávoltításért felelős izmok csökkent ereje okán a combcsont a medencéhez képest addukciós helyzetbe kerül, a térd pedig medial irányba billen. A combfeszítő izom, főként a belső vaskosizom izomgyengesége, szintén valgus helyzetet okoz, csakúgy, mint a pronáló lábfej, mely a lábszár tengelyét medial irányba mozdítja el, és ezáltal a térdet befelé dönti. A valgus helyzet kialakulását a térdízület strukturális elváltozásai is okozhatják, pl: az elülső keresztszalag, vagy a laterális meniszkusz hiánya, esetleg a térdízületi belső oldalszalagok gyengesége, vagy akár a külső femur kondilusok alulfejlettsége.

### *1.6.4. A dinamikus térd valgus*

A térd valgus reális meghatározása szempontjából igen jelentős, hogy a térdízület tengelyállását célszerű nem pusztán statikus helyzetben vizsgálni, hanem dinamikus körülmények között is. Ennek oka többek között az, hogy dinamikus körülmények között – járás, futás, felugrások, kitémasztások, leérkezések – jóval nagyobb terhelés tevődik az

alsóvégtagra, mint fekvő vagy álló helyzetben. A legritkább esetben alakul ki térd sérülés nyugalmi körülmények között, így az ebben a helyzetben mért paraméterek, habár hasznosak lehetnek, de nem pótolják a dinamikus körülmények között végzett méréseket. Nemzetközi szakirodalmi adatok, valamint kutatócsoportunk saját tapasztalatai azt mutatják, hogy dinamikus körülmények között olyan egyének is produkálhatnak térd valgust, akiknek egyébként álló helyzetben teljesen fiziológiás a térdízület állása (43, 44). Ezért habár az alsó végtag statikus tengelyállásának vizsgálata, –ide értve a Q-szög mérését és elemzését– több kutató szerint is fontos és hasznos, de nem elégséges ha mozgás közben kívánjuk megállapítani a sérülési rizikó mértékét. A sérülési rizikótényezők szakszerűbb feltárásához a sportoló térdízületi tengelyállását mozgásos körülmények között is mérni szükséges. Habár hosszútávon a megnövekedett Q-szög nagy valószínűséggel okozhat osteoartritist, illetve elülső térdfájdalmat, az akut keresztszalag szakadások legnagyobb része dinamikus térd valgus helyzetben történik, így a dinamikus tesztek végrehajtása szakmai szempontból mindenképpen indokolt. Tekintettel arra, hogy a térdízületi sportsérülések legnagyobb részt nem fekvő és álló helyzetben történnek, hanem fizikai aktivitás és mozgás közben, ezért a sportkutatók, illetve a sportban kutató szakemberek a Q-szög helyett / mellett a térd bokához és csípőhöz viszonyított helyzetét, vagyis a dinamikus térd valgus helyzetet vizsgálják az egyes sportmozgások során.

#### ***1.6.5. A dinamikus térd valgus vizsgálata és az alsóvégtagi mozgásszervi rendellenességek kapcsolata***

Elülső térdfájdalommal (patellofemoral pain– PFP) rendelkező futók esetében megfigyelték, hogy a futás közbeni térd abdukció, tehát a térd valgus helyzetbe billenése, és az elülső térdfájdalom nagysága között erős szignifikáns kapcsolat áll fenn (45).

A sportolók mozgásszervi állapotfelmérésére a mindennapos edzői gyakorlatban rutinszerűen alkalmaznak úgynevezett mozgásminta szűrő teszteket, melyek feladata a helytelen mozgásmintázatok, mozgásszervi aránytalanságok és egyensúlytalanságok feltérképezése. A rendszeres mozgásszervi állapotfelméréseket azért fontos elvégezni, mert a mozgásszervi arányeltolódások a sportteljesítményt jelentősen csökkentik, valamint a sportsérülések kialakulását jelentősen növelik. Az alsóvégtag teljesítményét

értékelő motoros tesztek a csípő, térd, boka egymáshoz való viszonyát, a térd medial-lateral irányú elhelyezkedését, stabilitását vizsgálják.

Az egyes tanulmányok jelentős kapcsolatokat tártak fel a térd valgus helyzet és az egyes térd problémák között. A térd oldalirányú stabilitását, dinamikus valgus helyzetét sűrűn vizsgálják az egylábas guggolás (Single Leg Squat - SLS), egylábas felugrás (Single Leg Jump - SLJ) egylábas leérkezés (Single Leg Landing - SLL), LESS (Landing Error Scoring System) teszt vagy akár Drop Jump (DJ) teszt segítségével. Levinger és munkatársai szerint az SLS teszt során a bokaízület és a térdízület befelé billenése a térd valgus állásának nagyságát közösen növeli, mely hozzájárulhat az elülső térdfájdalom fokozódásához (46). Egy későbbi tanulmányban azt találták, hogy elülső térdfájdalommal rendelkező személyek egylábas guggolás közben mért dinamikus valgus értékei jelentősen nagyobbak a kontroll csoport valgus értékeihez viszonyítva. Véleményük szerint az egylábas guggolás teszt kiváló klinikai diagnosztikai eszköz az elülső térdfájdalommal rendelkező egyének kategorizálásához (47).

Salsich és mtsai (11) egylábas guggolás során hasonlították össze a térd és a csípő elhelyezkedését, valamint az érzett fájdalom nagyságát elülső térdfájdalommal rendelkező nők esetében. A vizsgálati személyek normál, eltúlzott valgusos és korrigált egylábas guggolásokat mutattak be. A guggolások csúcspontján mérték a térd és csípő elmozdulását, valamint a résztvevők szubjektív fájdalomérzetét is. Megállapításaik szerint a térd valgus helyzetének fokozódása szignifikáns kapcsolatot mutatott a szubjektív fájdalomérzés fokozódásával. Véleményük szerint a fokozott dinamikus térd valgus elkerülése fontos tényező lehet a patellofemoralis rehabilitációs programok során. A vizsgálatok során az is kiderült, hogy a csípőízületi merevég és gyengeség növeli az ACL szakadás kialakulásának kockázatát, míg a csípőkörüli izmok fokozott ereje csökkenti az ACL sérülés esélyét (48). Elülső térdfájdalommal rendelkező nők esetében megállapították, hogy az egylábas guggolás során a térd medial irányba befelé billent, a csípőízületben addukció alakult ki és a térdfájdalom nagysága is jelentős volt. Azonban a helytelen guggolást kijavítva, a guggolási technikára odafigyelve, a medence helyzete normalizálódott, a térd neutrális irányban előre felé haladt és a fájdalomérzés mértéke is csökkent (49).



Chaudhari és Andriacchi biomechanikai modelleken mutatta be (48), hogy a felugrásból való egylábos talajra történő visszaérkezéskor a megnövekedett varus és valgus helyzet fokozza az elülső keresztszalag-sérülések kockázatát.

#### ***1.6.6. A dinamikus térd valgus csökkentése erőedzéssel és mozgástanulással***

Claiborne és mtsai kutatásukban az egylábos guggolás során mért oldalirányú térd mozgásokat, valamint a combfeszítő, combhajlító, csípőízületi befelé és kifelé forgató és a csípőtávolsító izmok erejét vizsgálták. Azt találták, hogy minél nagyobb volt a felsorolt izmok ereje, annál kisebb volt a térd valgus helyzetbe billenése. A tanulmány szerzői úgy vélik, hogy ezen izmok kellő ereje minden más tényezőnél jobban hozzájárul a valgus helyzet megelőzéséhez (50). Hollman és mtsai EMG vizsgálatok során kimutatták, hogy lépcsőről való lelépés során a térd medial irányú bedőlése – tehát valgus állásba billenése – fordítottan arányos a gluteus maximus izomaktivitásával. Vagyis minél kisebb volt a gluteus maximus aktivitása, annál kifejezettebb volt a dinamikus valgus helyzet (51).

Horschig a Squat Bible (52) című könyvében részletezi, hogy guggolás során a térd befelé dőlése maga után vonja a boka bedőlését is, mely a gyakorlat stabil végrehajtását lehetetlenné teszi, az ízületek arányos, helyes terhelése felborul, mely rengeteg sérülés kialakulásához vezet. A könyv szerzője szerint a rendszeres, helyes technikával végrehajtott guggolás a térd stabilitását növeli. Sac és munkatársai azt találták, hogy a Q szög mértéke és a maximális izokinikus erő kifejtés között fordított arányosság van, tehát minél nagyobb a térdízületi Q szög mértéke, annál alacsonyabb az erő kifejtés nagysága (53).

A szakirodalomban többen leírták, hogy szisztematikus erőfejlesztéssel a dinamikus valgus mértéke csökkenthető. Herrington és mtsai (2015) vizsgálatukban kimutatták, hogy egy 6 hetes erőfejlesztő és talajra érkezés technikákat tartalmazó program során az alsó végtag ereje jelentősen fejleszhető, illetve az egylábos guggolás során mért dinamikus térd valgus mértéke jelentősen csökkenthető. A szerzők véleménye szerint, az ilyen típusú edzés gyakorlatokkal az elülső keresztszalag sérülések esélye jelentősen csökkenthető (54, 55).

A szakirodalom kiterjedten foglalkozik a mozgás helyes tanításának módszereivel és lehetőségeivel, a mozgástechnika biofeedback alapú fejlesztésével is. Technikai edzéstani tanulmányok számolnak be arról, hogy a sportoló mozgásminősége –beleértve az alsóvégtag funkcióit– hatékonyan fejleszthetőek biofeedback segítségével. Bonnette és munkatársai 2020-ban publikált kutatásukban azt mutatták be, hogy egy alkalmas biofeedback-el kiegészített két lábas guggolásokra alapuló mozgásjavító foglalkozás is hatékonyan és szignifikánsan fejlesztette a vizsgált személyek guggolástechnikai pontszámait. A kísérlet során biofeedback mellett elvégzett két lábas guggolások ráadásul pozitív transzfer hatást is kifejtettek a vizsgált személyek drop jump teszt eredményeire. A tanulmány szerzői úgy vélik, hogy ez a módszer igen hatékony lehet az ACL sérülések megelőzése érdekében (56). Ford és munkatársai szintén egy vizuális biofeedback-en alapuló térd valgus csökkentést célzó tanulmányukban azt a megállapítást tették, hogy a sportolók mozgás technikai képzése és mozgástudatosságuk fejlesztése jelentősen csökkentheti az ACL sérülések lehetőségét (57).

Marshall és munkatársai 2020-ban publikáltak egy Kinect kamerával végrehajtott tanulmányt, melyben a térd valgus mértékét vizsgálták egy lábas talajra érkezés során. Az elő- és az utómérés között intervenciós jelleggel vizuális feedback-et biztosítottak a fokozott térd valgussal rendelkező vizsgálati személyek számára, oly módon, hogy saját mozgásukat egy Kinect kamera és egy monitor segítségével valós időben nyomon követhették. A Kinect koordinátákból képezett csontváz színe a monitoron piros színűre váltott, amikor a vizsgált személy helytelenül végezte el a gyakorlatot, majd a sikeres mozgás módosítás után a monitoron megjelenő csontváz zöld színe jelezte a helyes kivitelezést. A beavatkozás végére a teszt csoportba tartozó vizsgálati személyek 6°-al kisebb térd valgust produkáltak, mint a kontroll csoport tagjai (58).

Ahogy az előző részekben kifejtésre került, a pronáló lábfej, lúdtalp szintén okozhat fokozott térdízületi valgus állást, ezáltal megnövekedett Q-szög értéket. Nem nehéz belátni, hogy amennyiben a láb statikai helyzetén sikerül javítani, tehát a láb pronációjának mértéke csökken, az magával hozza a térdízületi valgus csökkenését is. Jelen esetben a lábra, lábszára vonatkozó erőfejlesztés olyan erősítő gyakorlatok alkalmazását jelenti, melyek a hosszanti és haránt lábboltozat kialakításáért felelős izmok

erőállapotát fokozzák. A láb izmainak fejlesztésével, azok erőállapota, és ezáltal a statikai tartó funkciójuk is jelentősen javul. Rendszeresen végzett erősítő tornával a hosszanti-, és haránt boltozat funkciójában visszaállítható, mellyel a térd valgus helyzet mértéke jelentősen csökkenthető (59).

### ***1.6.7. Összefoglalás a térd valgusról és annak vizsgálati, valamint korrekciós lehetőségeiről***

A térd tengelyállása vizsgálható statikus körülmények között nyugalmi helyzetben, leggyakrabban álló vagy fekvő testhelyzetben, vagy pedig dinamikus körülmények között, azaz mozgás közben. A statikus tengelyállás vizsgálatára alkalmazzák a Q-szög meghatározását, aminek a nagysága összefüggést mutat a térdízületi problémákkal, például az elülső térdfájdalommal. A megnövekedett Q-szöget kapcsolatba hozzák az osteoarthritis kialakulásával, valamint ACL sérülési hajlamosító tényezőként is ismert. Habár a megnövekedett Q-szög mutat kapcsolatot a térdízületi sérülésekkel és panaszokkal, annak a meghatározása statikus körülmények között történik, így a dinamikus körülmények közötti térd sérülések előre jelzésére sokkal kevésbé alkalmas, mint egy mozgásos körülmények között meghatározott mérőszám. A sportegészségügyi kutatásokban célszerűbb tehát a dinamikus térd valgust meghatározni, mely a mozgáshibák feltárásán keresztül jobban előre jelezheti a későbbi sérülés kialakulásának kockázatát.

A dinamikus térd valgus kialakulásában közrejátszhat az alsó végtag és a medence körüli izmok aluledzettsége, a hosszanti talpboltozat süllyedése, a helytelenül elsajátított mozgásmintázatok, és a berögződött mozgáshibák. A dinamikus térd valgus szerencsére erő és technikai edzéssel hatékonyan csökkenthető, ezen keresztül a sérülési rizikótényező jól mérsékelhető.

## **1.7. Mozgáselemzés, mozgásminta szűrés a sportban**

A sportsérülések kialakulása az esetek nagy részében néhány igen jól körülhatárolható okozati tényezőre vezethető vissza. A sportban a sérülések nagy része valamilyen mozgásszervi aszimmetriára, aránytalanságra, vázizomzat eredetű egyensúlytalanságra

vezethető vissza. A sportsérülések megjelenhetnek mindenféle képzettségi fokon vagy aktivitási szinten – beleértve a szabadidősportot és az élsportot is – ám ezekben az esetekben általában az a közös, hogy ha a terhelés nagysága meghaladja az érintett szövet egyéni tűrőképességét, akkor a küszöb feletti inger hatására bekövetkezik a mozgatószervrendszer károsodása. Nagy fizikai igénybevétel esetén, a sérülések gyakran a leggyengébb láncszem elvén alakulnak ki. Amennyiben a két alsó végtag izomereje között jelentős különbségek mutatkoznak, úgy intenzív igénybevétel esetén a gyengébb oldal sérülési hajlandósága jelentősen megnövekszik. A mozgásszervi állapotfelmérések, fizikai teljesítmény értékelések célja, az említett arány eltolódások feltárása, esetleges mozgásszervi hiányosságok feltérképezése. A sportolón végrehajtott tesztek alapján kirajzolódó riport, pontos visszajelzést ad a sportszakember, edző számára az egyéni fejlesztési területekre vonatkozóan. A sportolók mozgásának, mozgás technikájának minőségét pálya tesztekkel és laboratóriumi vizsgálatokkal is értékelik.

#### ***1.7.1. Mozgáselemzés objektív alapokra helyezett, szubjektív pályatesztekkel***

Nemzetközi szinten igen hasonló tesztrendszereket alkalmaznak a sportolók aktuális mozgásszervi állapotának felmérésére. Nagy számú tanulmány számolt be a mozgásminta szűrő tesztek sportolókon való végrehajtásának hatékonyságáról (60-64). A mozgásminta szűrő tesztek fő célja a mozgáshibák, helytelenül elsajátított vagy rosszul megtanult mozgás technikák feltérképezése és értékelése. Igen elterjedt tesztelési eljárás például az FMS tesztrendszer, mely 7 db egyszerű feladat végrehajtása alatt, szemrevételezés alapján értékeli a sportoló teljesítményét, a mozgások végrehajtásának színvonalát (60-62). Az FMS Deep Squat (mély guggolás) és az In-Line Lunge (kitörés előre) gyakorlatok funkciójuk szerint a térd medial-lateral irányú mozgásáról, azaz esetleges valgus pozíciójáról is nyújtanak információt (65, 66). A mozgatószervrendszeri limitációk és diszfunkciók felderítésére alkalmazzák a több motoros tesztből álló SFMA (Selective Functional Movement Assessment) tesztet (67). Az alsóvégtagi sérülési rizikók feltérképezésére alkalmazzák még az úgynevezett Y-Balance tesztet is (68, 69). Lee és munkatársai 2017-es publikációjukban összefüggést találtak az Y-Balance teszt eredményei és a fokozott térd valgus között (70). Kifejezetten a talajra érkezés technika minőségének, valamint a vázizomzat funkció során megnyilvánuló teljesítményének a

megállapítására hozták létre az úgynevezett LESS (Landing Error Scoring System) tesztet (71-73). A teszt egy magaslatról történő leszökkenés, majd abból való függőleges felugrás alapján értékeli ki a mozgáslánc egyes részeit. A szempontrendszernek fontos része a térd medial-lateral irányú megfigyelése, a boka pozíciójának megfigyelése, a talajfogás kivitelezésének minősítése, valamint a törzs helyzetének értékelése lendületvétel és leérkezés közben. Habár a LESS teszt egy komplett mozgási funkcionalitást mér, és ebből adódóan számos információt biztosít a vizsgált személy mozgásával kapcsolatban, a térd valgus helyzet megállapítására, és ebből kifolyólag az alsóvégtagi sérülési rizikó meghatározására is kiválóan alkalmas (71, 73). A tudományos vizsgálatok során alkalmazzák még a korábban már említett egylábas guggolást (SLS) (74-76), az egylábas felugrást (SLJ) (77 -79) vagy akár a drop jump (DJ) (54, 80, 81) tesztet is. Az egylábás gyakorlatok során értékelik a törzs és a medence stabilitását, térdhajlítás során a térd oldalirányú mozgását, és a súlypont süllyesztés mértékét.

Optimális kivitelezés esetén a felugrásos és guggolásos feladatok során általánosságban véve a mozgás jól koordinált, felesleges mozdulatok, egyensúlyvesztések nem jelentkeznek. A törzs egyenes, a medence stabilitása megfelelő, a gyakorlat végrehajtása alatt Trendelenburg -tünet nem tapasztalható. Jellemző a "knee over foot position", mely azt jelenti, hogy combhajlítás közben a térd nyílimányú síkban előre felé mozog, oldalirányú mozgás nem tapasztalható.

### ***1.7.2. Mozgáselemzés laboratóriumi körülmények között***

Viszonylag régi múltra tekint vissza a sportmozgások iránti tudományos igényű érdeklődés, és ezzel párhuzamosan az első műszeres vizsgálatok kivitelezése. Antik görög vázák, valamint Arisztotelész műveinek tanulsága szerint a futómozgás törvényszerűségeinek a megismerése már az ókorban is az emberi érdeklődés központjában állt. Etienne Jules Marey (1830-1904) a műszeres mozgáselemzés egyik produktív úttörője volt, a nevéhez fűződik a fotográfia mozgáselemzésben történő alkalmazása, valamint az első komoly erőplató megtervezése is (82). A sportszakemberekben, sportkutatókban hamar megfogalmazódott az a felismerés, hogy a pusztán megtekintésen alapuló tesztek nem, vagy nem minden esetben biztosítanak

megfelelő információt sportolók mozgásáról, a fejlődéshez, optimális tervezőmunkához számszerű, mérhető adatokra van szükség. A pusztán megtekintés (inspekció) magában hordozza a szem alapú kiértékelés hiba lehetőségeit, a szakemberek közötti tapasztalati különbségeket, valamint a szükségszerűen robusztus és durva érték kategóriákat. A kiértékelés gyakran két vagy három fokozatú skálán történik (jó/rossz/közepes), mely a kisebb jelenségek, eltérések rögzítésére nem alkalmas. A korábban ismertetett tesztek mindegyik gyakorlathoz tartozik egy előre meghatározott definíció, "javítókulcs", amely alapján a vizsgálati személy mozgása pontozásra, értékelésre kerül. Azonban a kiértékelést mindig a vizsgálatot végző szakember "szeme" végzi, így a végeredmény a teszt jellegéből és az egyéni értékpreferenciából adódóan pontatlan lehet. A kiértékelő személy szeme a kisebb mozgásszervi eltéréseket nem veszi észre, vagy a pontozó táblázat nem biztosít lehetőséget a felfedezett, kevésbé hangsúlyos eltérések feljegyzésére. A határértékek elmosódhatnak, a jó, közepes, rossz értékelések közötti határok átfedésbe kerülhetnek.

A szubjektum csökkentése, kizárása érdekében a mozgáselemző tesztek elkezdték végrehajtani biomechanikai laboratóriumi körülmények között is, melynek során a vizsgálati személyek mozgását műszerek segítségével követték nyomon. Ez pontosabb adatokat biztosított az adott személy aktuális mozgásszervi teljesítményéről, állapotáról (76, 83-88). A testre helyezhető reflektív markerek, rádiójel és bluetooth alapú egységek pontos, számszerű visszajelzést adnak az egyes testszegmentek térbeli helyzetéről, mely alapján a komplett testtájék, az egész emberi alak, valamint a komplett mozgás vizuálisan is megelevenedik. A feltett tudományos kérdések nagyon pontosan vizsgálhatóvá válnak. Jól ismert biomechanikai laboratóriumi mozgáselemző kamerarendszer az OptiTrack rendszer, melyet a klinikumban, tudományos kutatásban és a filmes iparban is előszeretettel használnak az egyes összetett és egyszerű mozgások rendkívül pontos felvételére és elemzésére. Az OptiTrack rendszer bár rendkívül precíz, és kiváló adatrögzítési, valamint adatfeldolgozási lehetőségeket biztosít, a magas technikai színvonal miatt magas költségű eszköznek tekinthető, melynek működtetéséhez magas szaktudás is szükséges (89, 90). A biomechanikai laboratóriumokban található eszközök nagy részére elmondható, hogy a rendszer kalibrálása, valamint a vizsgálati személyek felkészítése időigényes folyamat. A vizsgálatban részt vevő összes személy bőrfelületét, esetleg ruházatát megfelelően elő kell készíteni, majd fel kell helyezni rá a kívánt

mennyiségű markert, esetleg adóvevő egységet. Amennyiben a teljes emberi test mozgását kívánjuk részletesen rögzíteni, az több tucat szenzort is jelenthet. A markerek felhelyezése és leszedése időigényes folyamat. Használat előtt a kamerarendszer kalibrálása szükséges. Magának az eszköznek a beszerzése költséges, használata magas szintű szaktudást igényel. Áttelepítése, mozgatása nem, vagy csak körülményesen megoldható. Ebből kifolyólag használata leginkább "műtermi" körülmények között megoldható.

A fixen telepített kamerarendszerek mellett, létezik például a Microsoft cég Kinect Azure, mesterséges intelligenciát használó kamerája, melynek feladata a hozzá kapcsolódó szoftverrel együtt, hogy az emberi testszegmenseket mindenféle marker vagy testre erősíthető szenzor nélkül képes legyen automatikusan érzékelni. A Kinect kamera használata a sportkutatók körében egyre népszerűbb, és a szakirodalmi adatok alapján igen biztatóak a vele elvégzett vizsgálatok (76, 83, 84). A Kinect kamerát eredetileg a számítógépes játék élmény fokozására találták ki, de ma már a tudományos kutatásban sok területen használják. A Kinect igen jelentős előnye a többi eszközhöz képest, hogy használata egyszerű, a vizsgált személyeknek semmiféle markert vagy testre erősíthető szenzort nem kell viselniük. Áttelepíteni, hordozni egyszerű, bekerülési költsége alacsony, fenntartási költsége nincsen. Hátránya a "gold standard" mozgáselemző rendszerekhez képest, hogy a kamerák rendszerbe szervezése igen komoly informatikai fejlesztő munkát igényel, a gyártónak erre vonatkozó szoftveres megoldása nincsen. Egy kamerás használat esetén a takarásban lévő ízületi pontokat a szoftver többször tévesen ismeri fel. Nem rögzíthetőek tetszés szerinti pontok, csak a gyártó által előre definiált – általában nagyízületi pontok – követhetőek nyomon vele. Az elemezni kívánt sport mozgást ezért úgy kell megválasztani, hogy az elemezni kívánt testszegmens végig a kamera látószögében legyen a gyakorlat teljes végrehajtása során, valamint olyan tesztek végrehajtását határozzuk meg, melyek a technika színvonala alapján ezzel az eszközzel elemezhetőek. A Kinect kamera használatánál a legújabb kutatási eredmények szerint igen fontos odafigyelni a helyes rögzítési távolság és a megfelelő fényviszonyok beállítására is (91).

A sporttudományban többen felismerték azt az igényt, hogy a pályatesztként alkalmazott, –a szem alapú kiértékelés miatt– egyéni értékpreferenciát is tartalmazó mozgáselemző

teszteket érdemes lenne műszeres alapokra helyezni úgy, hogy a műszeres vizsgálat ne feszítse túl a mindennapi edzés program kereteit, a sportoló napi rutinját, hanem abba rugalmasan illeszkedve egy gyors, ugyanakkor numerikus adatot szolgáltatson a vizsgált személy aktuális alsóvégtagi teljesítményéről. Ez a gyakorlati élet által produkált kihívás indította el – és facilitálja mind a mai napig – a Kinect kamerára adaptált mozgáselemző tesztek fejlesztését. A számítástechnika tudományterületének fellendülése és a műszaki tudományok rohamos fejlődése lehetővé teszi az egyre kitűnőbb kamerák, és a hozzájuk kapcsolódó egyre pontosabb szoftverek, algoritmusok fejlődését és működtetését. A testfelismerési és mozgáselemzési technológiák magas színvonalú alkalmazása – a jelenlegi kutatási eredmények alapján – a közeljövőben akár egy utopisztikus világ alapjait is megteremtheti (92).

### ***1.7.3. Összefoglalás: mozgáselemzés és mozgásminta szűrés a sportban***

A sportolók motoros tesztekkel történő felmérése elengedhetetlenül szükséges az aktuális mozgásszervi állapot meghatározásához. A tesztek elvégzésével felderíthetők az egyes sérülési rizikótényezők, ízületi egyensúlytalanságok és mozgásszervi arány eltolódások. A mozgásminta szűrő tesztek mozgáselemző berendezéssel való vizsgálata jóval pontosabb információt biztosít a sportoló vagy a szakember számára, mint a pusztán szem alapú, vagy megtekintésen alapuló kiértékelés.

A komplex biomechanikai laboratóriumok kiépítése, felszerelése, fenntartása költséges és időigényes. Ezeknek a működtetéséhez nagyon speciális szaktudásra van szükség. A reflektív markerek vagy adóevő egységek felszerelése időigényes folyamat, melynek során többször a bőrfelület megtisztítása szükséges. Ezekhez a műszerekhez való hozzáférés lehetősége csak kevesek számára adatik meg.

A költséghatékony, műszeres, gyors mozgásminta szűrés igénye így általánosan fogalmazódott meg a sportolói társadalomban. Ezt az igényt jól kielégítheti a Kinect Azure kamera, melynek beszerzése költséghatékony, könnyen, gyorsan mozgatható és áttelepíthető, nagy számú mérés egymás után gyorsan és egyszerűen végrehajtható vele. Kis helyigényű, könnyen kezelhető, egyszerű mozgások vizsgálatára alkalmas és gyors vizsgálati visszajelzést ad. A korábban felsorolt mozgásminta szűrő tesztek (FMS egyes



elemei, LESS teszt stb.) könnyen vizsgálhatóvá és kiértékelhetővé válnak általa. Az egyes mozgáselemzési eljárások és műszerek erősségeit és hátrányait a 2. táblázat mutatja be.

**2. Táblázat:** Az egyes mozgáselemző eljárások és műszerek előnyeit és hátrányait bemutató táblázat.

	<b>Műszer nélküli mozgáselemzés</b>	<b>Marker nélküli műszeres mozgáselemzés</b>	<b>Marker alapú mozgáselemzés</b>
<b>Eszköz neve:</b>	FMS teszt Y-Balance teszt LESS teszt SLS teszt	<i>Kinect Azure kamera</i>	OptiTrack kamerarendszer Vicon kamerarendszer
<b>Tudományosan elfogadott:</b>	✓	✓	✓
<b>Bekerülési költsége:</b>	+	++	+++
<b>Hely igény:</b>	+	+	+++
<b>Időigényesség:</b>	+	+	+++
<b>Speciális szaktudás:</b>	+	+	+++
<b>Adatfelvétel precizitása:</b>	+	++	++++
<b>Összetett mozgáselemzésre alkalmas?</b>	⊗	+	+++
<b>Maximális mintavételezési frekvencia (frame/sec)?</b>	⊗	30	240

## 2. CÉLKITŰZÉSEK

Kutatásunk során egy olyan innovatív mozgáselemző eljárást kívántunk létrehozni, mely gyakorlati körülmények között, ”terepen”, azaz edzés körülmények mellett –tehát nem laboratóriumi milióban– alkalmas megbízhatóan és egyszerűen mérni és értékelni a vizsgált személy alsó végtagi mozgásmintázatait az alkalmazott pszichomotoros tesztek segítségével.

1. Kutatásaink átfogó célja volt egy dinamikus térd valgust mérő, marker nélküli műszeres eljárás kifejlesztése,
2. az egyes mozgásminta szűrő tesztek karakterisztikájának feltérképezése
3. és a mozgásminta szűrő tesztek közötti korrelációs kapcsolatok feltárása.

### Hipotézisek

#### *I. Vizsgálat*

Az első vizsgálat során a kutatócsoportunk által használt Kinect Azure kamera összehasonlítását végeztük el két ”gold standard” minőségű mérőeszközzel, valamint az egy lábás guggolás (SLS) karakterisztikájának feltérképezése történt meg.

I/A Hipotézis: A Kinect Azure kamera megbízható mérőeszköz az alsóvégtagi paraméterek mérésében.

I/B Hipotézis: Edzett személyeknél a térdhajlítás fokozásával együtt járó valgus növekedés kisebb, mint edzetlen személyeknél.

#### *II. Vizsgálat*

A második vizsgálat során utánpótláskorú labdarúgó játékosok alsóvégtagi mozgásmintázatainak a feltérképezése, valamint az egyes mozgásminta szűrő tesztek eredményei közötti korrelációs kapcsolatok vizsgálata történt meg.

II/A: Hipotézis: A rendszeres alsóvégtagi korrekciós tréninget végző sportolók kisebb mértékű dinamikus térd valgus értékeket produkálnak az SLS, SLJ és DJ tesztek során, a speciális alsóvégtagi fejlesztő gyakorlatokat nem végző sportolókhöz képest.

II/B: Az SLS és SLJ gyakorlatok eredményei között erős korrelációs kapcsolat van, míg az SLS és DJ, valamint az SLJ és DJ eredményei között nincs korrelációs kapcsolat.

### 3. MÓDSZEREK

Az egyes kutatásokhoz tartozó vizsgálati protokollok a Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem (MTSE, Budapest, Magyarország) Kutatás Etikai Bizottsága által kerültek elfogadásra. A Kutatás Etikai Engedély száma: TE-KEB/No43/2019. Kiskorúak esetében a szülői vizsgálati beleegyező nyilatkozatokat minden esetben összegyűjtöttük.

A doktori disszertációban 2 önálló, impakt faktoros lapban megjelent publikáció eredményei kerülnek bemutatásra, az alábbi módon:

- Első vizsgálat – I. részfeladata,  
– II. részfeladata,
- Második vizsgálat.

#### 3.1. Az első vizsgálat

##### 3.1.1. *Az első vizsgálat I. részfeladata: A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása*

Az első részfeladat során a Kinect Azure (Microsoft corp. Redmond, WA, USA) kamera pontosságát és megbízhatóságát összehasonlítottuk az OptiTrack (NaturalPoint corp., Corvallis, Oregon, USA) "gold standard" minősítésű mozgáselemző kamerarendszerrel, valamint az Xsens MVN (Xsens Technologies BV, Hollandia) szenzoros mozgáselemző rendszerrel. Az összehasonlítás során arra kerestük a választ, hogy a Kinect Azure, az OptiTrackhez és az Xsens MVN-hez képest, milyen adatokat szolgáltat a térd mediolateralis és a medence vertikális mozgásának tekintetében. Az említett két eszköz marker és szenzor alapú, biomechanikai laboratóriumokban alkalmazzák őket mozgáselemzési céllal, például járás és futás vizsgálatok során, mozgásszervrendszeri kutatásokban és filmes animációkban is egyaránt.

Ennek érdekében 2 vizsgálati napot jelöltünk ki. Az első napon a Kinect Azure és az Xsens MVN összehasonlító vizsgálatát végeztük el. A második napon a Kinect Azure és az OptiTrack összehasonlító vizsgálatát végeztük el. Az összehasonlító vizsgálatokban az

első és a második napon ugyanannak az 5 fő vizsgálati személynek a vizsgálatát végeztük el. Mindkét tesztelési napon a térd medial-lateral irányú mozgása és a medence függőleges irányú mozgása került összehasonlításra, és kiértékelésre.

#### **3.1.1.1. Vizsgálati személyek leírása**

Vizsgálatunkban 5 fő (nő=2; életkor=33.6±9.4 év; testtömeg: 69.6±9.23 kg; testmagasság: 187.4±8.65 cm) egészséges és fizikailag aktív vizsgálati személy vett részt. Kizáró kritérium volt az akut mozgásszervi sérülés, valamint ha az illetőnek az elmúlt 1 évben alsóvégtagi sérülése volt. A vizsgálati napokon kipihenten érkeztek meg a vizsgálatok helyszínére. A vizsgálatok során testhez álló rövidnadrágot és rövidujjú pólót, atlétát vagy sportmelltartót viseltek.

#### **3.1.1.2. A Kinect Azure kamera**

Kutatásaink során a mozgás paraméterek rögzítésére a Kinect Azure kamerát használtuk. A Kinect Azure a Kinect kamera sorozat legújabb darabja. A Kinect kamerát eredetileg a számítógépes játékokhoz fejlesztették, a játék élmény fokozása céljából. A Kinect tartalmaz egy színes (RGB kamerát) és egy három dimenziós infrared mélységi szenzort is, mely képes a teljes emberi test felismerésére, és a nagyízületi pontok detektálására. A Kinect Azure, illetve a hozzá tartozó szoftver mindenféle reflektív marker, vagy egyéb testre rögzített szenzor nélkül, a saját algoritmusai segítségével megbecsüli minden nagyízületi pont 3 dimenziós koordinátáját a tér mindhárom irányában. Az X koordinátákat a medial-lateral síkban, az Y koordinátákat a vertikális síkban és a Z koordinátákat a nyílirányú tengely mentén (anterior-posterior irány). Gyárilag a koordináta rendszer középpontja, a Kinect Azure kamera infrared kamerájának a középpontja (83). A Kinect Azure lehetővé teszi az alsóvégtagi mozgások gyors, felhasználóbarát és költséghatékony vizsgálatát.

A vizsgálatok elvégzése, az adatok megjelenítése és részbeni kiértékelése egy Windows 10 alapú célspecifikus felhasználói szoftverrel történt (Dynaknee szoftver, OrthoSera Medical Zrt. Budapest, Magyarország). A Kinect Azure szoftverre automatikusan meghatározta a boka, térd, csípő ízületek közepét, valamint egy Spine Base elnevezésű

pontot, melyet helyileg nagyjából a két csípő ízület közé helyezett. A Microsoft egy titkosított algoritmust használ, melyen keresztül a szoftver –az infrared kamera inputja alapján– meghatározza az egyes testszegmensek pontjainak térbeli elhelyezkedését<sup>93</sup>. A Kinect Azure által rögzített pontokat a 4. ábra mutatja be.

A vizsgálat során a Kinect Azure kamera helyzetének beállítását az 2. ábra mutatja be.

### **3.1.1.3. Az Xsens MVN**

Az Xsens MVN eszköz egy vezeték nélküli, szenzor alapú mozgáselemző eszköz. A felhelyezett szenzorokban gyorsulásmérő, giroszkóp található, melyek a fejre, törzsre, karokra és alsó végtagokra felhelyezve képesek az emberi mozgások pontos és valós idejű nyomon követésére. Az eszközhöz tartozó zárt forráskódú algoritmus a szenzorokból bejövő adatok alapján egy virtuális avatart készít, mely pontosan modellezi az éppen vizsgált személy mozgását.

Az Xsens MVN képes szegmentális mozgásokat is követni, és ízületi pontok koordinátáit is meghatározni. A vezeték nélkül kommunikáló eszköz lehetővé teszi a mozgások kényelmes végrehajtását, a sportmozgások valós időben követhetőek nyomon az erre rendszeresített hordozható számítógépen. Az eszköz nem használ reflektív markereket, nincs szükség kamerarendszerre vagy mozgáselemző laboratóriumra a használatához. Igény szerint szállítható, akár pálya tesztek is végrehajthatóak vele. Bekerülési költsége az OptiTrack-hez képest kedvezőbb, ugyanakkor a Kinect Azure-höz képest még mindig drágább, és a szenzorok rögzítése ebben az esetben is időigényes. Az Xsens MVN eszközt is alkalmazzák animációk, virtuális valóság létrehozásában, sport biomechanikai vizsgálatokban és rehabilitációban is (94, 95).

### **3.1.1.4. Az OptiTrack**

A második tesztelési napon a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetemen található 18 kamerás OptiTrack rendszerrel végeztünk vizsgálatokat. Az OptiTrack egy széles körben használt, reflektív marker alapú mozgáselemző kamerarendszer, mely képes a mozgások nagy precizitású nyomon követésére, és az egyik legpontosabb eszközként van számon tartva (89, 90). Az eszköz képes az egyes markerek mozgásának

nyomon követésére, vagy biomechanikai modellek alapján testszegmensek mozgásának rögzítésére is. A mozgás pontos nyomon követésének képessége lehetővé teszi az eszköz sokcélú alkalmazását például animációk készítésében, virtuális valóság létrehozásában, sportmozgások elemzésében és biomechanikai vizsgálatok végrehajtásában is. Az OptiTrack ismertetője a megbízhatóság, a skálázhatóság és a nagy mennyiségű adatok felvétele komplex körülmények között is. Az OptiTrack rendszert a használati útmutatója szerint a mérések megkezdése előtt szakszerűen kalibráltuk (90).

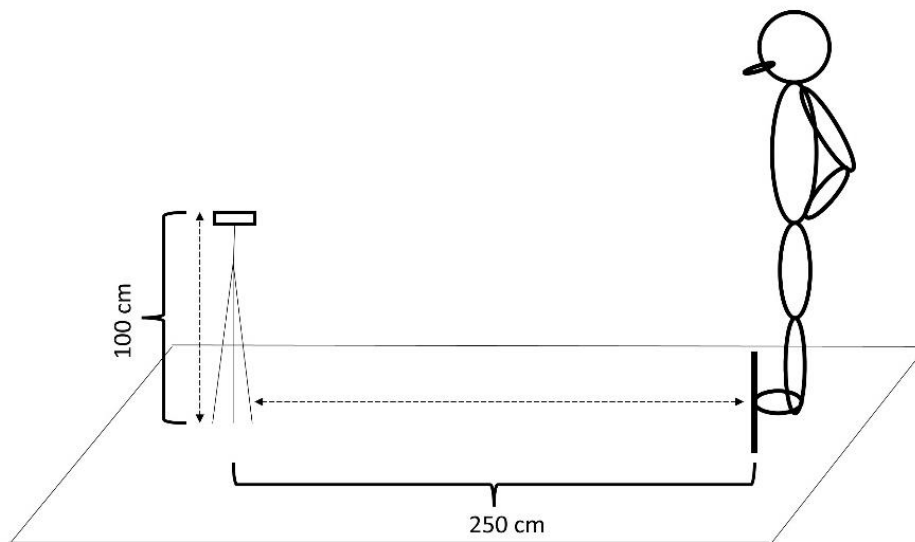
### ***3.1.1.5. 1. vizsgálati nap. Az Xsens MVN összehasonlítása a Kinect Azure kamerával***

Tekintettel arra, hogy az Xsens MVN rendszer szabadon mozgatható, így az Xsens MVN és a Kinect Azure összehasonlítására a Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem Sportélettani Kutató Központjának (SKK) laboratóriumában került sor. Az Xsens MVN szenzorok az eszköz használati útmutatója szerint a lábfejre, a lábszárra és a combra kerültek tépőzárral rögzítésre, a keresztcsonti marker a rövidnadrág felső részére került felhelyezésre. Az Xsens MVN szenzorok felhelyezését követően a szenzorok kalibrálása történt meg az eszköz kézikönyve alapján (94). Az Xsens MVN mintavételezési frekvenciája 60 frame/sec volt.

A vizsgálatok során a Kinect Azure kamera 100 cm-es magasságban és 250 cm-es távolságban volt elhelyezve a vizsgálati személyekkel szemben, így a Kinect a frontális síkot rögzítette, vagyis az ízületek medial-lateral irányú elmozdulását. A vizsgálati személyek a Kinect kamera haránt tengelyével párhuzamos, attól 250 cm-re elhelyezkedő vonal mögé álltak, így a vizsgálatok során a kamerával végig szemben maradtak (2. ábra). Ez a beállítás lehetővé tette, hogy a vizsgálati személyek teljes teste látszódjon a felvételek során. A Kinect Azure kamerát nem szükséges kalibrálni, azonban a megfelelő fényviszonyok fontosak, így a kellő megvilágítás érdekében felkapcsoltuk a laboratórium mennyezeti világítását.

Az eszközök beállítása után a résztvevők mindkét lábon elvégeztek 10-10 db egylábás guggolást (Single-Leg Squat), miközben a Kinect és az Xsens szimultán rögzítette a vizsgált személyek mozgásait. A guggolások végrehajtását nem ütemeztük, mert nem kívántuk a vizsgálati személyek mozgását kívülről befolyásolni. Az 5 fő vizsgálati

személy esetében összesen tehát 100 db egy lábás guggolás került végrehajtásra és rögzítésre.



**2. Ábra: A vizsgálati körülményeket bemutató sematikus ábra** A Kinect Azure kamera a vizsgálati személlyel szemben, 100 cm magasságban, és 250 cm távolságban került elhelyezésre. A Kinect a frontális síkot rögzítette, vagyis az ízületek medial-lateral irányú elmozdulását vizsgálta.

### **3.1.1.6. 2. vizsgálati nap. Az OptiTrack összehasonlítása a Kinect Azure kamerával**

Az OptiTrack és Kinect Azure összehasonlító vizsgálatára a 2. napon, a BME Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszékén került sor. A vizsgálatok előtt az OptiTrack eszköz a kézikönyve szerint kalibrálásra került. Az OptiTrack használatához reflektív markereket alkalmaztunk. A reflektív markerek a külső bokára, a femur külső epikondilusára, a singcsont íróvessző nyúlványára, valamint a keresztcsontra kerültek felhelyezésre (3. ábra).

Az OptiTrack esetében az elhelyezett markerekkel szintén a térd mediolateralis, valamint a keresztcsonti függőleges elmozdulását vizsgáltuk.



A Kinect Azure kamera és a vizsgált személyek ebben az esetben is az Xsens MVN eszköznél leírtak szerint helyezkedtek el. A technikai beállítások után a vizsgálati személyek 10-10 db egylábás guggolást (SLS) végeztek el jobb és bal lábon is. A gyakorlatok itt sem kerültek ütemezésre, a vizsgálati személyek azt az instrukciót kapták, hogy egyenletes tempóban, nem sietve, az egyensúlyuk elvesztése nélkül guggoljanak a lehető legmélyebbre addig a pontig, ahonnan még biztonságosan és stabilan fel tudnak állni. Az 5 fő vizsgálati személy esetében összesen 100 db egy lábás guggolás került végrehajtásra.



**3. ábra: Az OptiTrack és a Kinect Azure összehasonlító vizsgálata a 2. napon a BME Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszékének mozgáselemző laboratóriumában** A reflektív markerek az ábrán látható módon kerültek felhelyezésre a vizsgálati személyekre. A vizsgálatok közben az OptiTrack és a Kinect Azure szimultán rögzítette a vizsgált személyek mozgásait.

#### **3.1.1.7. A vizsgált változók bemutatása, a mérőműszerek adatainak feldolgozása, összehasonlítása**

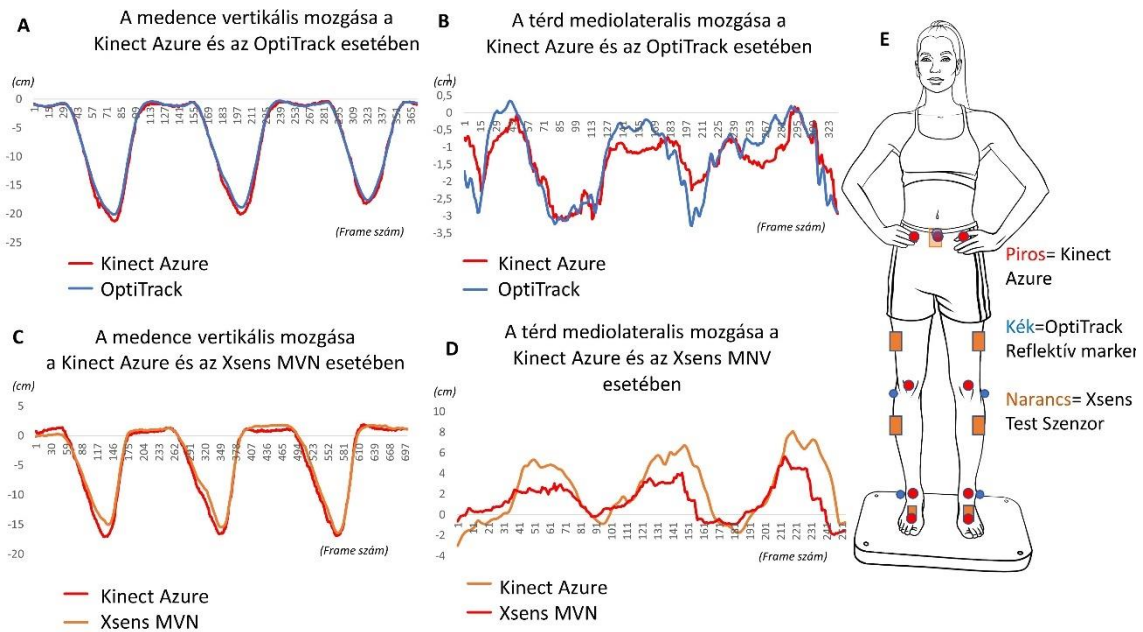
Összehasonlító vizsgálataink során elsősorban arra kerestük a választ, hogy az általunk elsősorban vizsgálni kívánt térd mediolateralis mozgását, valamint a keresztcsont függőleges mozgását mennyire méri jól a Kinect Azure az Xsens MVN-hez és az OptiTrack-hez képest. Az említett 3 eszköz egészen más technológia, módszer és

matematikai algoritmusok alapján működik, így teljes validációt nem tudunk végezni, csak összehasonlító elemzéseket. Az eltérő helyzetű marker és szenzor pozíciókból adódóan minél több pontból képezünk egy mérőszámot, ami az alsó végtag mediolateralis pozícióját jellemzi, annál inkább nő a mérőeszközök közötti pontatlanság lehetősége. Így az összehasonlító elemzéseket a térd mediolateralis mozgását leíró X koordinátára, valamint a keresztcsont függőleges mozgását leíró Y koordinátára korlátoztuk. A térd X koordinátáját az alábbiak szerint tudtuk rögzíteni:

A Kinect Azure a saját jelét automatikusan a térdízület középpontjába helyezte. A vizsgált változó ebben az esetben a Jobb/Bal Knee\_x koordináta változása volt, mely a térd mediolateralis mozgását jelentette, valamint a SpineBase\_y koordináta változása, mely a keresztcsont vertikális mozgását jelentette. A koordináták elmozdulását centiméterben adta vissza a szoftver.

Az Xsens MVN képes szegmentális mozgásokat is követni, és ízületi pontok koordinátáit is meghatározni. Ebben az esetben számunkra a térd ízületi koordináta meghatározása volt a fontos. A lábszárra és a combra helyezett szenzorokból a térdízületi koordinátát automatikusan extrapolálta az Xsens MVN. Ebben az esetben is a térd mediolateralis mozgását leíró X koordinátára volt szükségünk. A keresztcsont fölé helyezett 1 db markernek pedig a vertikális mozgását leíró Y koordinátáját vizsgáltuk.

Az OptiTrack markerek, Xsens MVN szenzorok és a Kinect Azure pont elhelyezkedését a 4. ábra mutatja be.



4. Ábra: A Kinect Azure, OptiTrack és az Xsens MVN eszközök összehasonlító vizsgálata és a markerek felhelyezése. A kék vonalak és a kék pontok bemutatják az OptiTrack markerek elhelyezkedését és azok guggolás közbeni mozgását. A piros szín a Kinect által rögzített jeleket reprezentálja, míg a narancssárga az Xsens szenzorok elhelyezkedését és mozgását mutatja be. Az A-B panelek ugyanazon vizsgálati személy három egymást követő egylábos guggolását ábrázolják a Kinect és az OptiTrack szimultán történő összehasonlítása során. Az A panel a medence függőleges mozgását jeleníti meg, vagyis a medence vertikális (y tengely mentén történő), elmozdulását. A görbe 3 legmélyebb pontja, az egymást követő 3 db egy-lábos guggolás legmélyebb pontja. Amikor az ábrán látható vonal a nullát érinti, akkor tartózkodott a vizsgálati személy teljesen felegyenesedett, egy-lábos álló helyzetben. A B panel eközben az A panelen feltüntetett guggolások közben mért térd medial-lateral irányú (x tengelyen mért) kitérését ábrázolják. A C és D panelek –az A és B panelek mintájának megfelelően– ugyanezt a sémát követik, csak a Kinect és az Xsens műszerek összehasonlításának tekintetében. Az E panel bemutatja a markerek, szenzorok, rögzített pontok emberi testen való elhelyezkedését.

A 3 eszközből felvett adatok sorok 30 Hz-es mintavételezési frekvencián szinkronizálásra és összefűzésre kerültek. A Kinect Azure volt a legkisebb frekvenciával működő eszköz

(30 frame/sec), így a másik két eszköz magasabb frekvenciájú adatsorát (Xsens MVN 60 frame/sec, OptiTrack 120 frame/sec) ehhez kellett illeszteni. A mintavételezési frekvencia megválasztásánál figyeltünk arra, hogy a másik két eszköz által biztosított frekvencia a Kinect Azure frekvenciájának 30-al osztható többszöröse legyen, így lehetővé vált az adatsorok precíz szinkronizálása. Az adatok szinkronizálásához – szinkron jel hiányában – a mozgás felvétele közben egy nevezetes pontot kellett találnunk, melyhez az adatsorokat illeszteni, szinkronizálni lehetett. Ez a mi esetünkben a guggolás megindításának pillanata volt, melyet könnyen tudtunk azonosítani grafikonon és számszerűen is, hiszen ebben a pillanatban a keresztcsont koordináta pozíciójában az egy lábas álló helyzethez képest hirtelen csökkenés következett be. A Kinect Azurból és az Xsens MVN-ből, valamint a Kinect Azurból és az OptiTrack mérőeszközökből származó adatok így már képkockánként kerülhettek összehasonlításra, és a frame-enkénti abszolút értékű különbségekből a különbségek átlaga került centiméterben kiszámításra a 100-100 db guggolás esetében.

Tekintettel arra, hogy a szakirodalomban gyakran szögeket mérnek az alsóvégtag tengelyállásának meghatározása érdekében, ezért a gold standardnak számító OptiTrack kamerarendszert és a Kinect Azure kamerát a szögmérő képességük szempontjából is összehasonlítottuk egymással. Az öt fő közül kiválasztottunk egy jól edzett vizsgálati személyt, és egy Python programnyelvben íródott saját készítésű programmal kielemeztük a jobb és bal lábas SLS szögértékeit. A 10-10 db jobb és bal lábbal elvégzett SLS gyakorlat alatt időpontról-időpontra meghatároztuk a csukló, térd és boka pontokból a femur és a tibia által bezárt szögeket a referenciának számító OptiTrack rendszerrel és a Kinect Azure kamerával. Az egyes guggolások során a két rendszerrel számított szög értékeket Bland-Altman grafikonokon ábrázoltuk. A grafikonon az összehasonlítandó két rendszer által számolt szögek különbségét ábrázoltuk a számolt szögek átlagának függvényében. Az egyes guggolások során a 2 rendszer közötti szög értékbeli különbségeket táblázatban gyűjtöttük ki, melyben az átlagos szög eltérést is megjelenítettük.

### **3.1.2. Az első vizsgálat II. részfeladata: A térd valgus és a guggolási mélység összefüggéseinek vizsgálata**

Az első kutatás második részében arra kerestük a választ, hogy hogyan tudunk olyan módszertant kidolgozni, mellyel jól, és egyszerűen kimutatható a térd mediolateralis mozgása, valamint a guggolási mélység és a térd valgus közötti összefüggés. Vizsgálataink során ezért döntően a medence és az alsóvégtag mozgásait elemeztük. Teoretikusan megpróbáltuk az alsó végtag függesztő övéhez tartozó spina iliaca anterior inferior pontot is modellezni, hiszen ez az anatómiai képlet, a Q-szög szakirodalmi definíciója szerint statikus helyzetben részt vesz az alsó végtag statikus tengelyállásának meghatározásában. Az SLS teszt során a kezek csípőre helyezése, majd a csukló pontok vizsgálata a spina iliaca anterior inferior anatómiai képlethez közeli pontot szimbolizált. A csukló pontok vizsgálatától azt vártuk, hogy alternatív módon modellezhetik a spina iliaca anterior inferior pontot, melyek így részt vehetnek a térd dinamikus körülmények közötti mediolateralis mozgását meghatározó új módszertan kidolgozásában.

Vizsgálatunk fontos célja volt annak feltárása, hogy az egy-lábás guggolás mélysége és a térd valgus mértéke között milyen összefüggés fedezhető fel. A második részfeladatban kizárólag a Kinect Azure kamerát alkalmaztuk, és az alábbi pontok koordinátáit vizsgáltuk:

Csukló bal/jobbs X,Y; medence Y; csípő jobb/bal X,Y; térd jobb, bal X,Y; boka jobb/bal X,Y koordináták.

#### **3.1.2.1. A vizsgálati személyek leírása**

Huszonkét fő (nő=9; életkor=24.5±10 év) egészséges és fizikailag aktív személy volt bevonva ebbe a vizsgálatba. A résztvevők olyan enyhe térdpanaszokkal, például futás után jelentkező patellofemorális fájdalommal, vagy éppen túrázás után megjelenő közepes térdfájdalommal – patológiás és funkcionális elváltozások nélkül– kerültek bevonásra ebbe a kutatásba, melyek nem igényeltek orvosi felügyeletet. Az 1-től 10-ig terjedő Tegner skála alapján átlagban az 5-ös kategóriába kerültek, mely kerékpározást, városi futást, rekreációs sportok üzését vagy nehéz fizikai munka végzését jelenti heti több mint 3 alkalommal. A résztvevők átlagos Lysholm pontszáma a 0-tól 100-ig terjedő skálán 83 lett, mely enyhe térdpanaszokra enged következtetni. Az aktuális térd állapot a

Lysholm (96) kérdőív segítségével került értékelésre. Azok a vizsgálati személyek, akiknek a pontszáma 60 alatti volt, korábban kizárásra kerültek a vizsgálatból. A résztvevők kitöltötték a Tegner (97) aktivitási skálát is, melynek során a kizáró kritérium az volt, ha az illető személy a 4-es alatti, ülő életmód aktivitási kategóriába került. A résztvevő személyek a vizsgálatok alatt szűk, rövidujjú pólót, sportmelltartót, vagy atléta jellegű felsőt, és térd fölé érő rövidnadrágot viseltek. A vizsgálatok mezítláb történtek, és a vizsgálati személyek nem hordtak térdrogzítót, vagy kinesiotape-et. A résztvevők általános közérzete az SF-36 teszt segítségével került kiértékelésre (98) (3. táblázat).

**3. Táblázat:** Az első vizsgálat II. részfeladatában szereplő vizsgálati személyeket leíró alapadatok

<b>Kor, Év</b>	<b>26.5</b>	<b>±12.43</b>
Férfi, n	13	
Nő, n	9	
Testtömeg, kg	69.54	±10.38
Magasság, cm	174.81	±9.99
Lysholm	82.92	±15.72
Tegner	4.67	±1.96
SF36		
Testi Funkcionalitás	87.50	±18.52
Szerep Korlátozottág Testi Probléma Miatt	77.08	±29.11
Szerep Korlátozottság Érzelmi Probléma Miatt	86.00	±26.59
Életerő/Vitalitás	54.17	±20.76
Mentális Egészség	72.67	±20.59
Társas Működés	78.00	±20.83
Testi Fájdalom	67.50	±20.46
Önészlelt Általános Egészség	71.67	±15.42

**Jegyzet.** Átlag ± SD; SF36 egy 36 kérdésből álló standardizált, jóléti állapotot vizsgáló kérdőív (98).

### **3.1.2.2. A vizsgálati protokoll leírása**

A vizsgálatok a Magyar Testnevelési és Sporttudományi Egyetem Sportélettani Kutató Központjában kerültek végrehajtásra. A vizsgálatok során kizárólag a Kinect Azure kamerát használtuk, mely 100 cm-es magasságban és 250 cm-es távolságban került elhelyezésre a vizsgálati személyektől. A Kinect Azure a frontális síkot rögzítette, vagyis az ízületek medial-lateral irányú elmozdulását (az első részfeladathoz hasonlóan). A Kinect kamerától 250 cm-re a kamera frontális síkjával megegyezően egy plexiből

készített, 3 cm magas plató került elhelyezésre a talajon, mely biztosította, hogy a vizsgálati személyek a kamerával végig szemben maradjanak. A vizsgálati személyek ezen a platón állva végezték el az SLS tesztet. Ez a beállítás lehetővé tette, hogy a vizsgálati személyek teljes teste látszódjon a felvételek során.

Az eszköz beállítása után a vizsgálati személyek csípőszéles terpeszben elhelyezkedtek az erre a célra kialakított platón, és mind a két kezüket csípőre helyezték. Ebből a pozícióból a vizsgálati személyek először jobb lábra álltak, bal térdüket behajlították és a sarkukat hátra felé felhúzták. Ezt követően végrehajtottak 4 db SLS gyakorlatot. Ezután a feladatot megismételték a másik lábon is. A résztvevők azt az instrukciót kapták, hogy próbáljanak lassan leguggolni a lehető legmélyebbre addig a pontig, ahonnan biztonságosan és stabilan fel tudnak állni, miközben a talpuk mind végig a talajon marad, és a sarkuk nem emelkedik meg. A guggolásokat akkor tekintettük érvényesnek, ha a résztvevők a gyakorlat teljes végrehajtása alatt megtartották az egyensúlyukat, kezük a csípőjükön maradt, és guggolás vagy felállás közben nem léptek, vagy szökkentek el. Ütemezéssel nem kívántuk az alanyok mozgását kívülről befolyásolni. Ha a gyakorlat végrehajtása közben ellépett, vagy elvesztette az egyensúlyát a vizsgálati személy az nem került bele a kiértékelt 4-4 db guggolásba. Helytelenül végrehajtott gyakorlatok esetén a vizsgálati személyeket arra kértük, hogy ismételjék meg a tesztet.

### ***3.1.2.3. A vizsgált változók bemutatása és az adatok feldolgozása***

A guggolások mélységét, és a térd medial-lateral irányú mozgását centiméterben rögzítettük. Az egyes guggolásokat az adatfelvétel után egyenként elemeztük ki Microsoft Excel program segítségével. Annak érdekében, hogy a testmagasságból származó különbségeket ellensúlyozzuk, minden vizsgált személy esetében a csípő Y és a boka Y koordinátából kiszámítottuk az alsó végtag Kinect Azure által mért hosszát. A térd, boka ponthoz viszonyított mediolateralis elmozdulásának centiméterben megkapott értékét, az alsó végtag hosszának százalékában fejeztük ki. A medence egy-lábás álló helyzethez viszonyított vertikális mozgásának centiméterben megkapott eredményét, szintén az alsó végtag százalékában fejeztük ki.

Minden alany esetében megvizsgáltuk a 15%-os guggolási mélységen mért térd valgus értéket, és a 30%-os guggolási mélységen mért térd valgus értéket a jobb és a bal láb

esetében is. Ezt követően a 15%-os guggolási mélységen mért adatokat, és a 30%-os guggolási mélységen mért adatokat alanyonként két külön listába rendeztük. A jobb és bal láb eredményeit közös listába rendeztük, az adatokat csak a 15%-os és a 30%-os mélység szerint csoportosítottuk. A 30%-os guggolási szintet nem volt képes minden alany mind a két láb esetében elérni, de a 15%-os guggolási mélységet minden vizsgálati személy elérte. A 30%-os lista így kevesebb adatot tartalmazott. A csoportokba rendezett adatokat normalitás vizsgálat alá vetettük. Az adatok mindkét csoportban normál eloszlást mutattak, de mivel a 30%-os csoport kevesebb elemet tartalmazott, mint a 15%-os csoport, így egymintás t-próbát alkalmaztunk, ahol a 15%-os csoport átlaghoz hasonlítottuk a 30%-os csoport eredményeit.

### **3.2. A második vizsgálat**

Ebben a kutatásban serdülő korú labdarúgó játékosok alsóvégtagi mozgásmintáinak a vizsgálata történt meg laboratóriumi körülmények között Kinect Azure kamerával. A vizsgálatok mozgásminta szűrő tesztekkel álltak, névlegesen a korábban már ismertetett SLS, SLJ és DJ tesztekkel. A résztvevők ugyanazon a napon végezték el mind a három típusú tesztet, melynek során a térdük medial-lateral irányú mozgását vizsgáltuk.

Az SLS, SLJ és DJ tesztek megbízhatóságának ellenőrzésére teszt-reteszt megbízhatósági vizsgálatot végeztünk. A megbízhatósági vizsgálat célja annak a megállapítása volt, hogy ha a három különböző tesztet egymás után több szérián keresztül is megismételjük, akkor minden széria eredménye ugyanazt, vagy hasonló eredményt fog-e mutatni. Tehát az egyes tesztek eredményének képlékenységére, variabilitására, megbízhatóságára voltunk kíváncsiak.

#### ***3.2.1. A vizsgálati személyek leírása***

Két hasonló serdülőkorú játékosokból álló labdarúgó csoport került bevonásra ebbe a kutatásba (A csoport és B csoport). A sportolók azonos korosztályúak és hasonló képességűek voltak. A beválogatási kritérium az volt, hogy a sportolók ugyanabból a sport klubból érkezzenek, közel azonos szinten versenyezzenek, és hasonló edzés tapasztalattal rendelkezzenek. Senki sem rendelkezett alsóvégtagi sérüléssel, vagy egyéb



mozgásszervi limitációval. Az "A" csoportba a játékosok a vezető edzők szubjektív véleménye alapján kerültek be, mely a játékosok pályán nyújtott komplex ügyességét, eredményességét és teljesítményét vette figyelembe, kevésbé a mért adatokat. Kizáró kritérium volt az akut sérülés, és az, ha valaki az elmúlt 2 hónapban valamilyen oknál fogva kihagyta az edzéseket. Az "A" csoportba 12 fő (férfi=12; kor=13.9± 0.83 év; testsúly= 57.9±7.64 kg; magasság=171.27±9.12 cm) egészséges, verseny szinten sportoló játékos tartozott. A "B" csoportba 10 fő (férfi=10; kor=14.7±0.82 év; testsúly=61.8±9.28 kg; magasság=174.3±7.31 cm) egészséges, verseny szinten sportoló férfi labdarúgó játékos tartozott.

A két csoport hasonló edzésterhelésnek volt kitéve, hasonló heti edzésszámokkal rendelkeztek. A szokásos labdás, technikai és erőnléti edzéseken kívül (melyeket mind két csapat egyformán végzett), az "A" csoport erőnléti edzője 2 hónapon keresztül heti két alkalommal a kondicionáló edzés elején konkrét valgus ellenes, keresztzalag támogató gyakorlatokat is végeztetett. Ezek a feladatok különböző egy lábbon végrehajtott gyakorlatokat, instabil egyensúlyi helyzeteket és unilaterális gyakorlatokat jelentettek.

A gyakorlatok az alábbiak voltak:

1. nordic hamstring 1-2×4
2. Y-balance exercise 1-2×4/4
3. side plank távolított felső lábbal, sprint mozdulat 1-2×4/4
4. adductor side plank, alul lévő lábbal sprint mozdulat 1-2×4/4
5. single leg hip bridge 1-2×4/4

Fontos szempont volt, hogy a gyakorlatok kifogástalan technikai végrehajtását az edző végig ellenőrizte, minden technikai hibát kijavított. Az egylábos egyensúlyi helyzetek és erősítő feladatok tanítására és gyakoroltatására az erőnléti edző különösen odafigyelt.

### ***3.2.2. A vizsgálati protokoll leírása***

A vizsgálatok a korábban már említett Microsoft Kinect Azure kamerával kerültek elvégzésre az MTSE SKK-ban. A vizsgálati személyek kipihenten és egészségesen

jelentek meg a vizsgálatok napján. A vizsgálatok alatt a résztvevők rövidujjú pólót vagy atlétát, és térd fölé érő rövidnadrágot viseltek. Térdrögzítők vagy bandázsok nem voltak engedélyezve a vizsgálatok alatt. A kamera elhelyezése az első vizsgálatban ismertetett pozícióban leírtakhoz hasonlóan történt, de ebben az esetben –tekintettel a felugrások tesztekre és az ebből adódó balesetveszélyre– nem alkalmaztuk a korábban ismertetett plexiből készült platót. A vizsgált személyeket szóban utasítottuk a megfelelő elhelyezkedésre, mely a kamera frontális síkjával párhuzamosan történő elhelyezkedést jelentette. Amennyiben a frontális síktól való elmozdulást érzékeltük, úgy a vizsgálati személyeket kézzel állítottuk be a megfelelő pozícióba, és felhívtuk a figyelmüket arra, hogy minden gyakorlat során az általunk beállított, a kamera frontális síkjára történő párhuzamos elhelyezkedést várjuk el tőlük. Miután megbizonyosodtunk róla, hogy értik a feladatot, csak utána kezdtünk neki a gyakorlatok kivitelezésének, és a kiértékelt mozgások rögzítésének.

A vizsgálatok előtt a résztvevők egy általános, és egy alsó végtagra vonatkozó bemelegítést végeztek el. A bemelegítés 3 perc futásból, szökdelő feladatokból, csípő, térd és boka körzésekből, 20 db két lábas guggolásokból, valamint egy-lábas guggolásokból állt. A familiarizáció céljából a vizsgálati személyek annyiszor hajtották végre az SLS, SLJ és DJ gyakorlatokat, ahányszor csak akarták. Jellemzően ez 4-5 db nem értékelt ismétlést jelentett gyakorlatonként. A bemelegítést a vizsgálati személyek saját szükségletüknek megfelelően egyéb gyakorlatokkal is kiegészíthették, de felhívtuk a figyelmüket, hogy a bemelegítés során ne fáradjanak el, összesen a bemelegítés 10-12 percnél tovább ne tartson. A gyakorlatok bemutatása a következő sorrendben történt: SLS, SLJ, DJ.

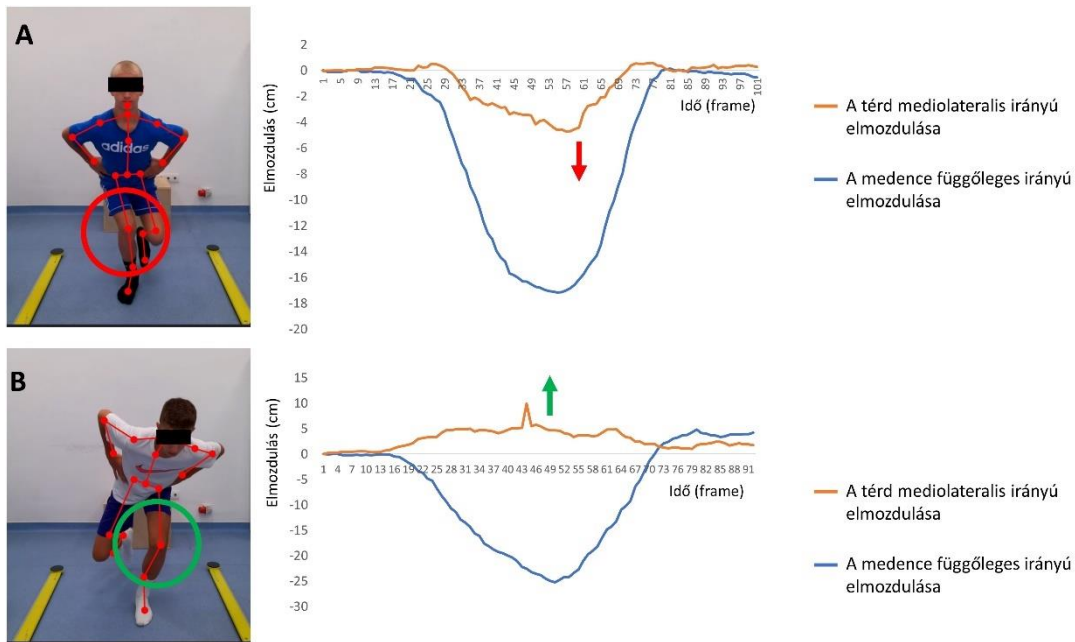
A "B" csoport esetében végeztük el a Teszt-Reteszt variabilitási vizsgálatot az SLS, SLJ és DJ tesztekre vonatkozóan. Ez azt jelentette, hogy az első szériában a vizsgálati személyek végrehajtották az SLS, SLJ és DJ teszteket, majd 15 perc pihenő idő után a második szériában megismételték a gyakorlatokat ugyanabban a sorrendben és ismétlésszámban.

A mozgástartomány meghatározásától minden gyakorlat esetén tartózkodtunk, mert igyekeztünk megtartani a tesztek mozgásminta szűrő jellegét, így egyéb instrukciókkal nem kívántuk a vizsgálati személyek mozgását külsőleg befolyásolni. A vizsgálatok során arra voltunk kíváncsiak, hogy a vizsgálati személyek a korábbi edzéstapasztalatok,

berögzült dinamikus sztereotípiák alapján hogyan hajtják végre önmaguktól az általunk vizsgálni kívánt motoros tesztek. Ez az első és második széria során is ugyanígy történt. A szériák között a vizsgálati személyeket arra kértük, hogy folyamatos járás közben tartsák mozgásban magukat, így megelőzve a kihúlás, vagy az ízületi merevség kialakulását. Tekintettel arra, hogy a gyakorlatok nem voltak túlzottan megerőltetőek, a két széria között mindösszesen 15 perc telt el, közben semmiféle intervenciót nem végeztünk, így nem vártuk azt, hogy a második széria végrehajtása során a vizsgálati személyek mozgásmintázataiban túlzott változás történjen. Ugyanakkor a szériák megismételtetésével pont arra voltunk kíváncsiak, hogy egy olyan esetben, amikor a sportolók állapotába beavatkozás nem történik, továbbá a 2 széria végrehajtása közben minimális idő telik el, akkor az alkalmazott tesztek mennyire mutatnak megbízhatóságot, vagyis a 2. széria során mennyire fogunk eltérő eredményeket kapni, ebből kifolyólag mennyire engednek minket hasonló, vagy éppen eltérő következtetésre vezetni.

### ***3.2.2.1. Single Leg Squat (SLS)***

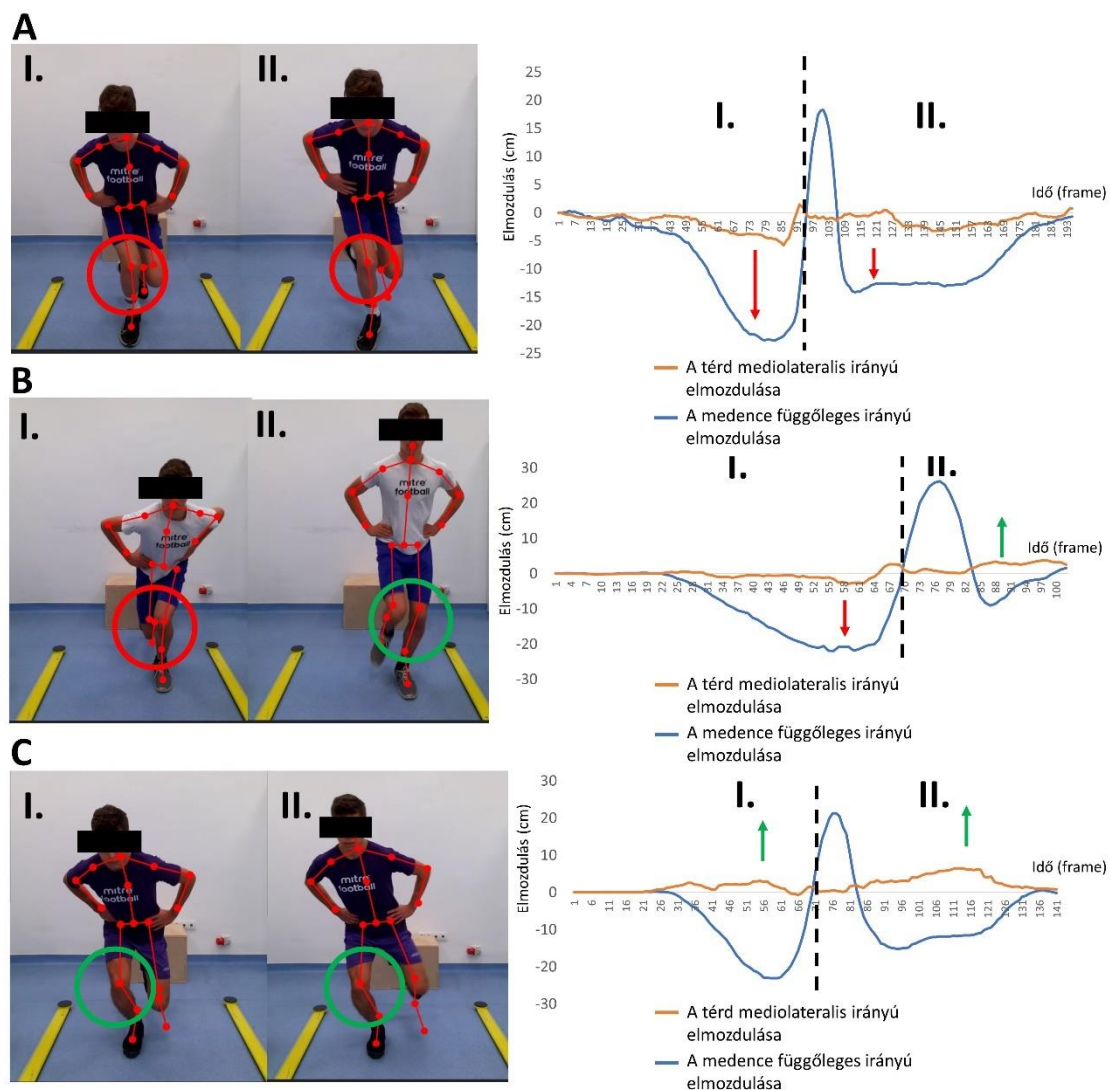
Az SLS teszt során a kiindulóhelyzet az egylábos álló helyzet volt, csípőre tett kézzel. A résztvevők először jobb lábon álltak, a bal térdüket behajlították, és a bal sarkukat hátra felhúzták, a két combjuk így párhuzamos maradt. Ezt követően a vizsgálati személyek azt az instrukciót kapták, hogy hajlítsák a jobb térdüket, és guggoljanak le egy lábon olyan mélyre, amennyire csak tudnak úgy, hogy közben a talpuk és a sarkuk végig a talajon marad. A guggolás érvényesnek volt tekintve akkor, ha a résztvevők a gyakorlat teljes végrehajtása alatt megtartották az egyensúlyukat, nem léptek el és kezük végig a csípőjükön maradt. Érvénytelen gyakorlat során a vizsgálati személyeket megkértük, hogy ismételjék meg a feladatot. Oldalanként 5-5 db érvényes guggolást hajtottak végre. A guggolási mélység és a térd oldalirányú mozgása centiméterben került rögzítésre (5. ábra). Az egyének térd pozíciójának a rögzítése a guggolás megindításakor kezdődött, és tartott egészen addig, amíg a vizsgálati személyek vissza nem tértek az egy lábás álló helyzetbe. Az ezen periódus alatt rögzített összes frame-et kiértékeltek.



**5. Ábra: A medence függőleges és a térd oldalirányú mozgása az SLS teszt során** Az Y tengelyen a pozitív számok varus irányú, míg a negatív számok valgus irányú elmozdulást jelentenek. Az A panelen (helytelen kivitelezés) a guggolás legmélyebb pontján (kék vonal) egy jelentős térd valgus helyzet látható (narancs vonal), míg a B panelen (helyes kivitelezés) a vizsgálati személy térd (narancs vonal) a guggolás során (kék vonal) végig varus helyzetben marad.

### 3.2.2.2. Single Leg Jump (SLJ)

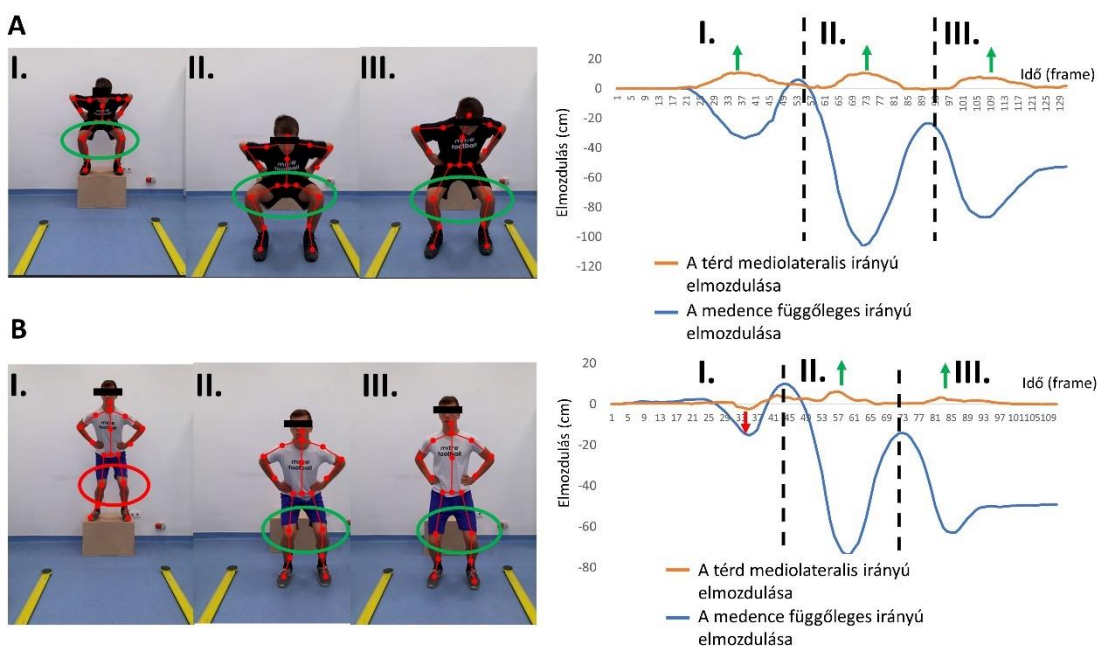
A soron következő második feladat az SLJ teszt volt. A résztvevők kezüket a csípőjükre helyezték, majd elhelyezkedtek az SLS tesztnél ismertettek szerint. A mozgás első szakaszában a résztvevők gyakorlatilag végrehajtottak egy egy-lábás guggolás feladatot, majd ebből a mély súlyponti helyzetből indítottak egy gyors súlypont emelkedéssel járó függőleges felugrást a maximális magasságig. A felugrást követően a vizsgálati személyek a felugró lábukra érkeztek vissza, és ezt a helyzetet stabilan 3 mp-ig megtartották, majd végül felegyenesedtek. A gyakorlatot érvényesnek tekintettük, ha a vizsgálati személyek végig megtartották az egyensúlyukat, kezük a csípőjükön maradt, és a talajra érkezés pillanatában, – illetve azt követően– nem léptek, nem szökkentek el semmilyen irányba sem (6. ábra). A nehezebb, kimerítőbb feladatra való tekintettel, ezt a gyakorlatot 3-3 db ismétlésszámban végezték el a vizsgálati személyek oldalanként.



**6. Ábra: A medence függőleges és a térd oldalirányú mozgása a helytelenül és a helyesen kivitelezett SLJ tesztek esetén** Az A panel egy teljesen helytelenül kivitelezett SLJ tesztet mutat be. A vizsgált személy térdé valgusba fordul a lendületvétel (SLJ-I) és a talajra érkezés (SLJ-II) során is. A B panel egy közepes minőségű SLJ tesztet ábrázol, a vizsgálati személy térdé valgusba dől a lendületszerzés (SLJ-I) során, ugyanakkor stabilan varusban marad a talajra érkezés (SLJ-II) közben. A C panel mind a két fázis tekintetében optimális végrehajtást ábrázol, mivel az vizsgálati személy térdé végig varus helyzetben marad a lendületvétel és a talajra érkezés fázisában is.

### 3.2.2.3. Drop Jump (DJ)

A harmadik, egyben utolsó feladat a DJ teszt volt. A vizsgálati személyek váll széles terpeszállásban helyezkedtek el egy 40 cm magas –ilyen célra létrehozott– fából készített dobogó tetején. Kezüik ennél a tesztnél is végig a csípőjükön volt. A vizsgálati személyek enyhe térdhajlítást követően előre felé leszökkentek a dobogóról a talajra két lábra, majd a talajra érkezve egyből indították a függőleges felugrást. A felugrás során azt az instrukciót kapták, hogy igyekezzenek a lehető legmagasabbra ugrani. A kísérlet érvényesnek volt tekintve akkor, ha a vizsgálati személyek kezüket végig a csípőjükön tartották, két lábról két lábra érkeztek, és egyensúlyukat végig megtartották a gyakorlat végrehajtása alatt. A DJ tesztet 5x hajtották végre. Érvénytelen végrehajtás esetén a teszt újbóli elvégzését kértük (7. ábra).



**7. Ábra: A medence függőleges mozgásai és a térd oldalirányú mozgásai a DJ teszt közben** Az A panel fázisonként bemutatja a térd oldalirányú mozgásait egy jól kivitelezett DJ teszt során. Az I. kép bemutatja a teszt első fázisát, vagyis a lendületvételt. A II. kép reprezentálja a dobogóról való leszökkenés legmélyebb pontját, míg a III. kép bemutatja a függőleges felugrásból való talajra érkezést. A narancssárga vonal a térd oldalirányú mozgását ábrázolja a DJ teszt során. Kiemelkedően látszik, hogy az A panelen a narancssárga vonal végig pozitív tartományban marad, vagyis a térd varus helyzetben mozog. A B panelen a

narancssárga vonal az első fázis során negatív tartományba lendül át, ezalatt a képen vizuálisan is látszik, hogy a vizsgálati személy térde valgus helyzetbe fordul. A másik két fázisban ilyen jellegű jelenség nem látható, ám bár általánosságban elmondható, hogy az átlagos térd varus a B panelen minden fázis során kisebb volt.

### **3.2.3. A Teszt-Reteszt vizsgálat**

A "B" csoport esetében az első és második széria eredményeit egy teszt-reteszt analízis keretén belül hasonlítottuk össze, hogy meghatározzuk az alsóvégtagi mediális mozgás variabilitásának mértékét. Kifejezetten a térd mediolateralis mozgásának variabilitására voltunk kíváncsiak. A Pearson Korrelációs Együttható megmutatta az első és a második széria eredményeinek között lévő korreláció mértékét.

### **3.2.4. Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti korrelációs kapcsolat meghatározása**

Ennek az elemzésnek a kapcsán az SLS, SLJ és DJ tesztek eredményei között lévő kapcsolat erősségére voltunk kíváncsiak. A kérdés megválaszolására a Pearson Korrelációs Együtthatót alkalmaztuk. A korrelációs kapcsolat értékelésére az alábbi tartományokat alkalmaztuk:  $R= 0.8-1$ : nagyon erős;  $0.6-0.79$ : erős;  $0.4-0.59$ : közepes;  $0.2-0.39$ : gyenge;  $0-0.19$ : nagyon gyenge.

### **3.2.5. Az "A" és "B" csoport eredményeinek összehasonlítása**

Az A és B csoport egyéni eredményeit a 2. vizsgálat bevezető részében leírtak alapján kiértékeljük, összegyűjtöttük, majd ezután az adatsorokat normalitás vizsgálat alá vetettük. A normalitás vizsgálatot követően megállapítottuk, hogy azok nem követnek normál eloszlást, így Mann-Whitney U tesztet alkalmaztunk, hogy összehasonlítsuk az A és B csoport SLS, SLJ és DJ teszt eredményeit.

### 3.2.6. *A vizsgált változók bemutatása és a statisztikai elemzés*

A vizsgálatok során a Medence\_Y; Jobb/Bal csípő\_X; Jobb/Bal\_Térd\_X; Jobb/Bal\_Boka\_X koordináták elmozdulását elemeztük ki.

Az egyes gyakorlatok kiértékelését a mozgás megindításától kezdve az adott mozgás befejezéséig végeztük. Az adat pontosság és érvényesség érdekében az ismétlések közötti periódust, ami mozgással járt –pl.: visszahelyezkedés a kiindulóhelyzetbe, az öltözék megigazítása– nem vettük figyelembe. A három különböző teszt során a térd medial-lateral irányú átlagos pozícióját hasonlítottuk össze egymással. Ezt úgy tettük meg, hogy a csípő\_X és a boka\_X Kinect Azure által rögzített pontokból minden egyes frame-re egy átlagot képeztünk, és a Knee\_X koordináta elmozdulását ehhez az átlaghoz viszonyítottuk. Ennek a számítási műveletnek a végén azt az értéket kaptuk meg, hogy a csípő-boka számtani átlaghoz képest a térd hány centiméteres valgus/varus irányú elmozdulást végzett. A pozitív számok a térd-boka átlaghoz képest varus irányú elmozdulást, míg a negatív előjelű számok a csípő-boka átlaghoz képest valgus irányú elmozdulást jelentenek. A reprezentatív görbék értelmezése szintén ez alapján történik. Vagyis ahol a narancssárga görbe az origó fölött helyezkedett el, ott a térd pozíciója a hozzá tartozó csípő-boka átlaghoz képest nagyobb értéket képviselt, vagyis "varus" irányban helyezkedett el, míg ahol a narancssárga vonal az origó alatt helyezkedett el, ott a térd a csípő-boka átlaghoz képest kisebb értéket mutatott, tehát a térd "valgus" irányba mozdult el. Másképp bemutatva, a grafikonokon a narancssárga vonal alatt lévő görbe alatti területet számoltuk ki, ami praktikusán átlagot, vagy számtani közepet jelent. Minden egyes guggolás/felugrás ilyen módon került kiértékelésre. Az alanyonkénti egyes ismétlések eredményei aztán teszt sorozatonként szintén átlagolva lettek, itt is számtani középértéket számoltunk.

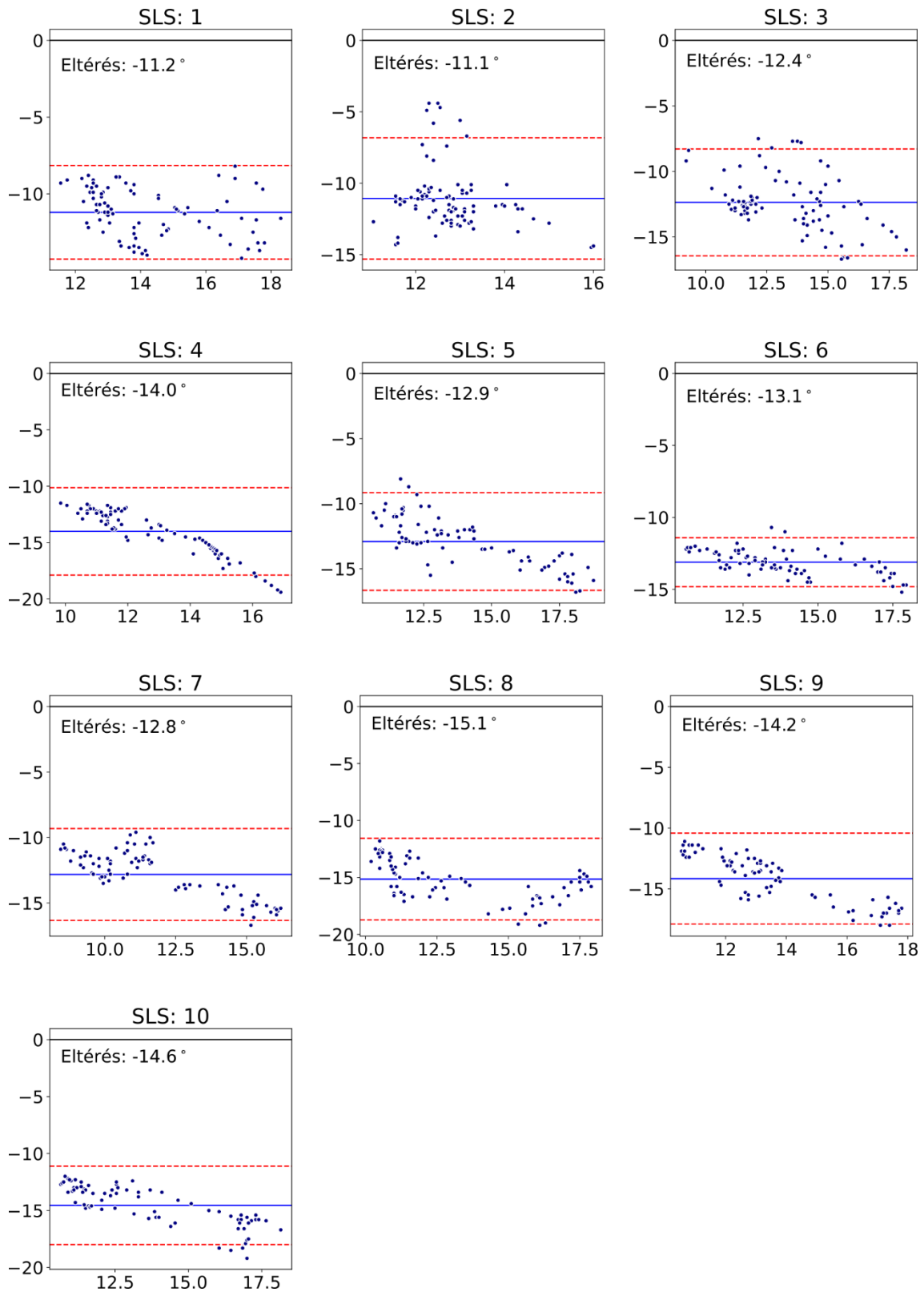


## 4. EREDMÉNYEK

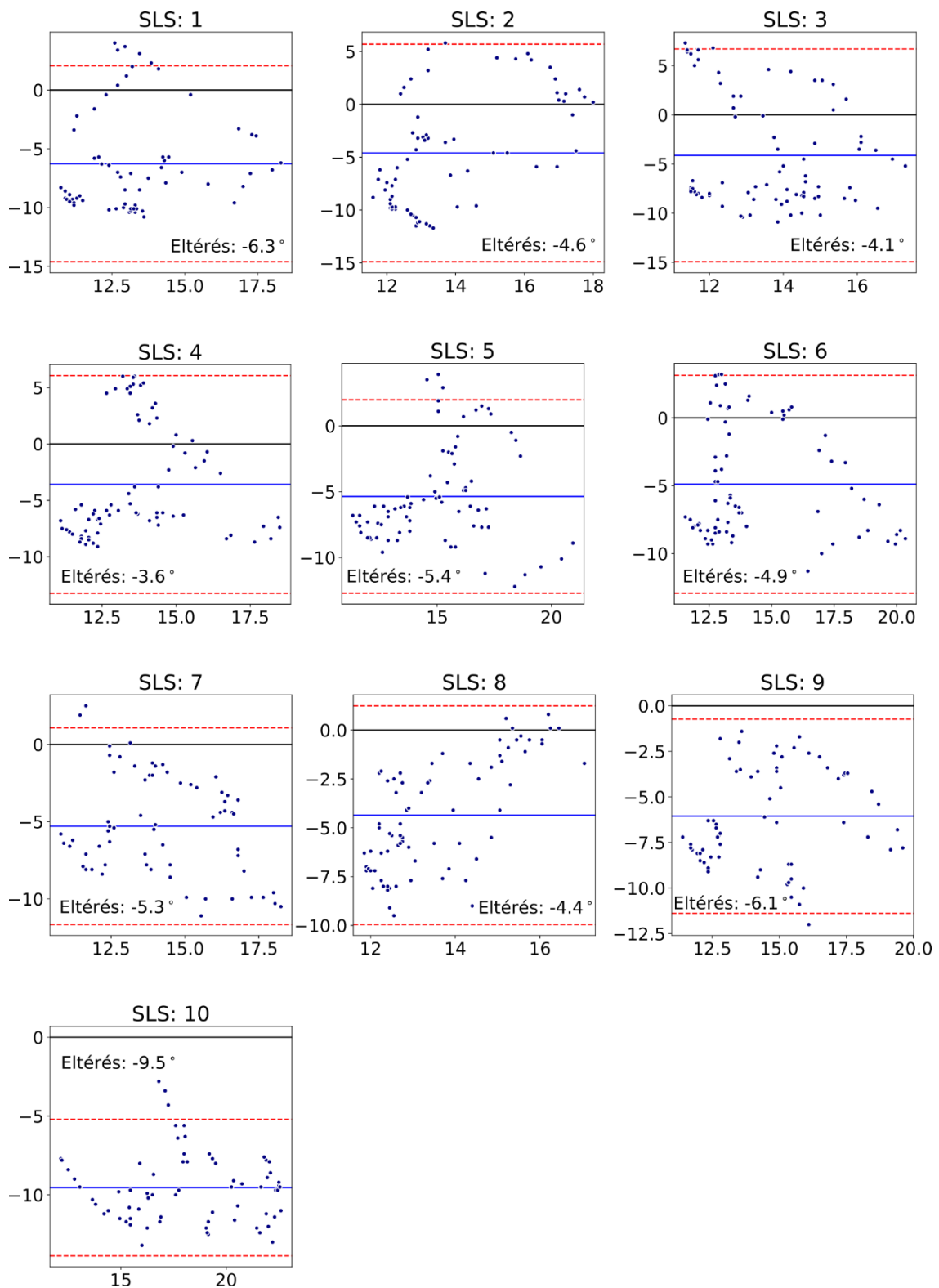
### 4.1. Az első vizsgálat I. részfeladata: A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása

Az abszolút átlagos különbség a medence függőleges mozgásában a Kinect és az OptiTrack között mindösszesen  $1.3 \pm 0.7$  cm volt, míg a térd oldalirányú mozgásában  $0.7 \pm 0.3$  cm volt. A Kinect Azure és az Xsens összehasonlítása során a medence függőleges mozgásában mért különbség  $1.5 \pm 0.7$  cm volt, míg a térd oldalirányú mozgásában  $1.5 \pm 0.9$  cm-es átlagos abszolút különbséget találtunk (4. ábra).

A referenciának számító OptiTrack rendszer térd szög mérési képességeit hasonlítottuk a Kinect Azure kamera szögmérési képességeihez. Szisztematikus eltérést találtunk a jobb és a bal oldal tekintetében is. Ez azt jelenti, hogy az eltérések nem szórnak oldalanként túl sokat, hanem viszonylag szűk tartományban mozognak. A jobb lábas guggolások esetében átlagosan  $13,13^\circ$  különbség, míg a bal lábas guggolások esetében átlagosan  $5,41^\circ$ -os szisztémás eltérés mutatkozott a referenciaeszközhöz képest. Az egyes időpontokban kiszámított szögértékek túlnyomó többségben az elfogadási tartományba estek. Az elfogadási tartományt az átlagos eltérés  $\pm 1,96$  SD értékek között definiáltuk (8. és 9. ábra és 4. táblázat).



**8. Ábra: A Kinect Azure és az OptiTrack közötti térd szög különbségek a 10 db jobb lábás SLS gyakorlat során**



**9. Ábra: A Kinect Azure és az OptiTrack közötti térd szög különbségek a 10 db bal lábás SLS gyakorlat során**

**4. Táblázat:** A jobb és bal lábas SLS gyakorlatok során rögzített Kinect Azure és OptiTrack közötti térd szög különbségek.

<b>guggolás</b>	<b>jobb (°)</b>	<b>bal (°)</b>
1	-11,21	-6,27
2	-11,07	-4,60
3	-12,37	-4,12
4	-14,00	-3,58
5	-12,91	-5,36
6	-13,12	-4,89
7	-12,82	-5,29
8	-15,15	-4,36
9	-14,16	-6,05
10	-14,55	-9,54
<b>átlag:</b>	<b>-13,13</b>	<b>-5,41</b>
<b>szórás:</b>	1,36	1,67

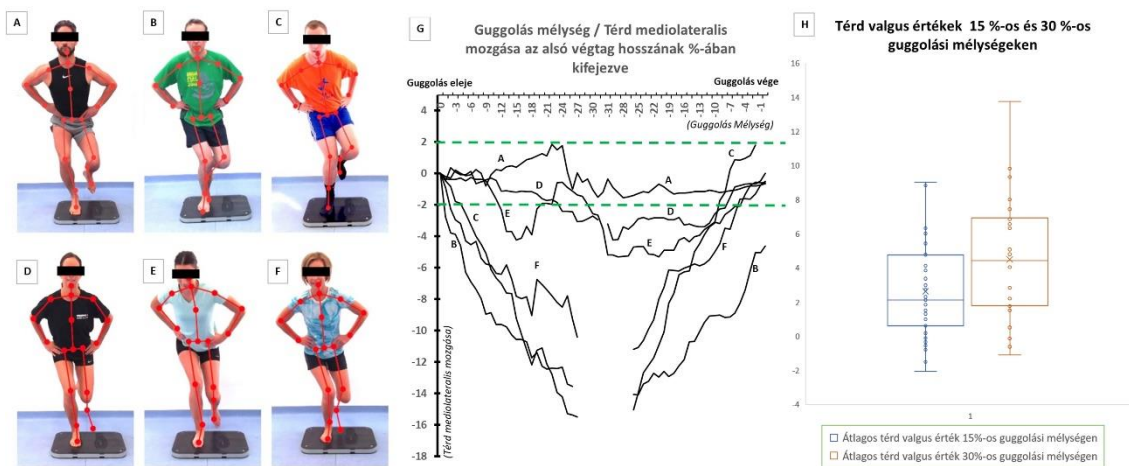
#### **4.2. Az első vizsgálat II. részfeladata: A térd valgus és a guggolási mélység kapcsolatának vizsgálata**

A korábban ismertetett módszertan alapján 22 fő jobb és bal térdének oldalirányú elmozdulását mértük az egylábás guggolások közben, hogy elemezzük a kapcsolatot a guggolási mélység és a dinamikus térd valgus között. Az adatok kielemezése során világossá vált, hogy igen nagy különbségek vannak a vizsgálati személyek guggolási mélysége, azaz súlypont süllyesztése között. A résztvevők egy része jelentősen le tudott guggolni, míg mások csak kevésbé tudták hajlítani a térdüket. Elemezve a guggolási mélységeket a térd oldalirányú mozgásaihoz képest azt találtuk, hogy a dinamikus térd valgus mértéke a guggolási mélységgel együtt fokozatosan növekszik. A 8. ábra 6 fő vizsgálati személy guggolását mutatja be. 3 fő relatíve stabilan tartja a térdét guggolás közben, míg 3 résztvevő térde jelentősen valgusba billen a feladat végrehajtása közben. Az is megfigyelhető volt, hogy míg az alsó végtag hosszának százalékában kifejezett 15%-os guggolási mélységet mindenki tudta teljesíteni, addig a 30%-os guggolási szintet

csak néhány résztvevő tudta végrehajtani. Habár a térd valgus mértéke kisebb volt 15%-os guggolási mélységen mint 30%-on, a trendek jól megfigyelhetőek. Akiknek jelentős térd valgusa volt 30 %-os guggolás mélységen, azoknak már 15 %-on is, viszont akik a 15%-on stabilan, a lábfejük fölött tudták tartani a térdüket, azok 30 %-on is kisebb térd valgust produkáltak.

Az eredményeket statisztikai próbák segítségével is elemeztük. A 22 fő 15%-os guggolási mélységen kapott térd valgus eredményeit kigyűjtöttük, és azoknál az alanyoknál, akik a 30%-os guggolási mélységet is tudták teljesíteni, ott kigyűjtöttük az ezen a szinten mért térd valgus eredményeket is. A 15%-os és a 30%-os szintek térd valgus adatsorait normalitás vizsgálat alá vetettük, melynek során megállapítottuk, hogy az adatok normál eloszlást követnek. Tekintettel arra, hogy az adatsorok normál eloszlást követtek, ezért t-próbát alkalmaztunk. Mivel a 30%-os guggolási mélységen nem tudott minden alany térd valgus eredményt produkálni (mivel nem guggoltak le odáig), így az adatsorokat egymintás t-próbával hasonlítottuk össze. Ennek során a 15%-os guggolási mélységen felvett eredményeket átlagoltuk (tehát egyszerű számtani közepet számoltunk), és ehhez az értékhez hasonlítottuk a 30%-os guggolási mélységen felvett térd valgus eredményeket.

Az átlagos térd valgus mértéke 15 %-os guggolási mélységen  $2.63 \pm 2.63\%$  volt, addig 30%-os mélységen szignifikánsan magasabb,  $4.5 \pm 3.59\%$  ( $t(27) = 2.77, p = 0.01$ ), lásd 10. ábra.



**10. Ábra: A guggolási mélység, és a térd valgus közötti összefüggések bemutatása 6 vizsgálati személyen** A bal oldali panel a 6 fő eltérő minőségben bemutatott egylábás guggolását ábrázolja az egészen kiválótól a nagyon gyengéig.

A középső panelen a fekete vonalak a vizsgált személyek oldalirányú térd mozgását ábrázolják, az X tengelyen a guggolási mélység, míg az Y tengelyen a térd valgus/varus mértéke látható. Az esetek nagyobb részében a fekete vonalak meredeken letörnek, és csak 1-2 vonal marad a 2%-os oldalirányú elmozdulást ábrázoló zöld folyosóban. A zöld folyosóban maradó, vagy ahhoz közelítő személyek térde mind végig igen stabilan egyhelyben maradt, míg a többiek jelentős oldalirányú térd valgussal rendelkeztek. A jobb szélső panel a 15%-os és 30%-os guggolási szinten mért térd valgus értékeket ábrázolja, melyből az látszik, hogy a mélyebb pozícióban szignifikánsan nagyobb a valgus mértéke, mint a kisebb szinten.

### **4.3. A második vizsgálat**

#### **4.3.1. Az SLS, SLJ és DJ tesztek eredményei**

##### ***SLS***

Az SLS teszt kiértékelésekor az A csoport tagjai (n=12) jobb és bal láb esetében is magasabb értékeket, tehát varus irányú térd mozgásokat produkáltak, szemben a B csoport (n=10) alacsonyabb (tehát valgus irányú) értékeivel szemben (11. ábra). Az *A és B csoport* eredményei nem követtek normál eloszlást, így Mann-Whitney próbával hasonlítottuk össze őket egymással. Az *A csoport* tagjai magasabb SLS értékeket (varus irányú elmozdulás) produkáltak a teszt során jobb ( $0.35 \pm 1.32$  cm) és bal oldalon is ( $0.51 \pm 1.17$  cm), mint a *B csoport* tagjai (jobb:  $-0.85 \pm 1.19$  cm; bal:  $0.34 \pm 1.1$  cm), de statisztikailag  $-p < 0.05$  szignifikancia szint alkalmazása mellett – nem volt szignifikáns különbség egyik láb esetében sem (Jobb:  $U(22)=34$ ,  $Z = -1.714$ ,  $p=0.086$ ; Bal:  $U(21)=53$ ,  $Z = -0.462$ ,  $p=0.644$ ).

##### ***SLJ***

Az SLJ tesztet fázisonként értékeltük ki. Az első fázis volt a guggolás megindításától a talajról való elszökkenésig tartó időszak (praktikusan egy-lábás guggolás), a második

fázis az elszökkenés utáni talaj fogástól kezdődött, és az egy-lábas álló helyzetig való felemelkedésig tartott. Az adatsorokat itt is normalitás vizsgálat alá vetettük, melynek elvégzést követően megállapítottuk, hogy azok nem követnek normál eloszlást, így az adatsorok összehasonlítására Mann-Whitney próbát alkalmaztunk. Szignifikáns különbséget találtunk  $-p < 0.05$  szignifikancia szint mellett – a két csoport összehasonlítása során az átlagos térd pozícióban az SLJ\_I-ben a jobb oldalon ( $U(22)=20$ ,  $Z = -2.638$ ,  $p=0.008$ ), és az SLJ\_II-ben szintén a jobb oldalon ( $U(22)=18$ ,  $Z = -2.558$ ,  $p=0.011$ ). Az A és B csoport eredményeit részletesen a 5. táblázat tartalmazza.

**5. táblázat:** A második vizsgálatban szereplő A és B csoport összesített SLJ eredményei

	A csoport		B csoport	
	Jobb Térd	Bal Térd	Jobb Térd	Bal Térd
SLJ_I	0.73 ± 1.54 cm*	0.46 ± 1.24 cm	-1.08 ± 1,37 cm	-0.13 ± 1.55 cm
SLJ_II	1.57 ± 1.27 cm*	1.92 ± 1.95 cm	-0.08 ± 1.09 cm	1.58 ± 0.94 cm

## DJ

A DJ teszt kivitelezését 3 fázisra osztottuk. Az első fázis (DJ\_I) a dobozon történő térdhajlítással kezdődött, és a doboz elhagyásának pillanatáig tartott. A második fázis (DJ\_II) a talajfogás pillanatával kezdődött, és a talajról való elszakadás pillanatáig tartott. A harmadik fázis (DJ\_III) az újbóli talajfogás pillanatával kezdődött, és a felegyenesedésig tartott. Az A és B csoport eredményeit ebben az esetben is normalitás vizsgálat alá vetettük, melynek eredménye képen megállapítottuk, hogy ebben az esetben sem követnek normál eloszlást, így itt is Mann-Whitney próbát végeztünk az adatsorok összehasonlítása érdekében. Az A csoport tagjai átlagban minden esetben jobban teljesítettek a B csoport tagjainál, de a különbség csak a DJ\_II esetében, a bal oldalon volt szignifikáns ( $U(22)=31$ ,  $Z = -1.912$ ,  $p=0.056$ ). A Drop Jump tesztek részletes eredményeit az 6. táblázat tartalmazza.

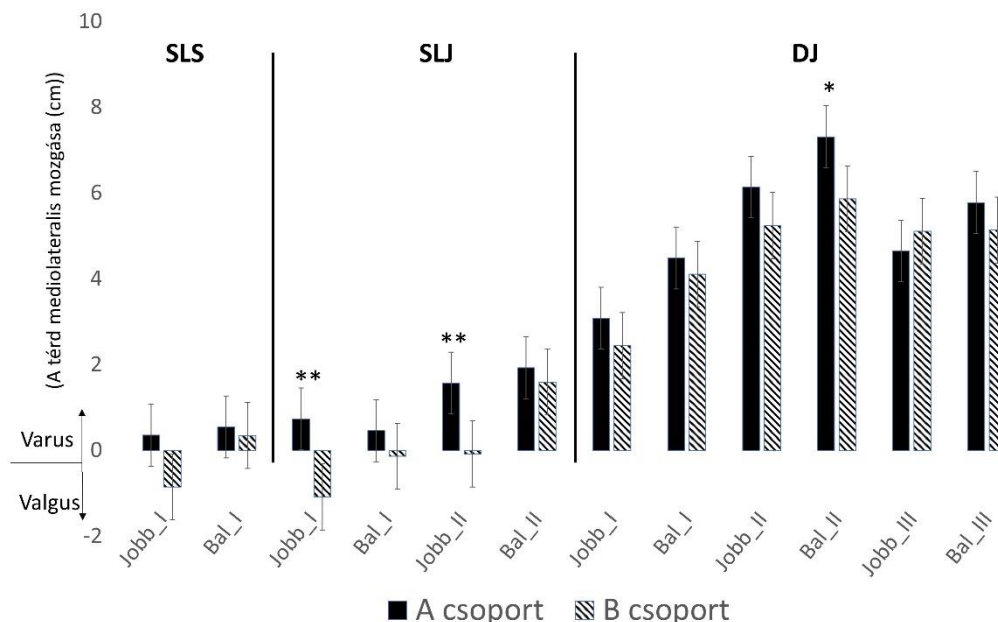
**6. Táblázat:** A második vizsgálatban szereplő A és B csoport összesített DJ eredményei

	A csoport		B csoport	
	Jobb Térd	Bal Térd	Jobb Térd	Bal Térd
DJ_I	3.08 ± 1.57 cm	4.48 ± 1.78 cm	2.44 ± 0.95 cm	4.1 ± 1.44 cm
DJ_II	6.14 ± 1.98 cm	7.31 ± 2.57 cm*	5.23 ± 1.53 cm	5.86 ± 1.29 cm
DJ_III	4.65 ± 1.69 cm	5.78 ± 1.92 cm	5.1 ± 1.28cm	5.13 ± 1.91 cm



### 4.3.2. Az SLS, SLJ és DJ tesztek összesített eredményei

Az SLS, SLJ és DJ tesztek összesített eredményét vizuális formában a 11. ábra tartalmazza.



**11. Ábra:** Az SLS, SLJ és DJ tesztek során rögzített átlagos térd valgus/varus értékek az A és a B csoport összehasonlításában Majdnem minden esetben az A csoport tagjai jobb eredményeket produkáltak, mint a B csoport tagjai. A különbség 3 esetben szignifikáns is volt. A Mann-Whitney U teszt alapján a \* jelzés a  $p < 0.05$  és a \*\* a  $p < 0.01$  szignifikancia szintet jelöli. A különbség oka feltehetően az, hogy az A csoport tagjai a felmérést megelőzően hosszabb perióduson keresztül külön alsóvégtagi korrekciós feladatokban részesültek, míg a B csoport tagjai nem. A pozitív értékek varus irányú mozgást, míg a negatív értékek valgus irányú mozgást jelentenek.

### 4.3.3. Teszt-reteszt megbízhatósági vizsgálat

A Pearson Korrelációs Együttható megmutatja a kapcsolat erősségét az első és a második széria SLS, SLJ és DJ eredményei között. Minél közelebb áll az érték az 1-hez, annál

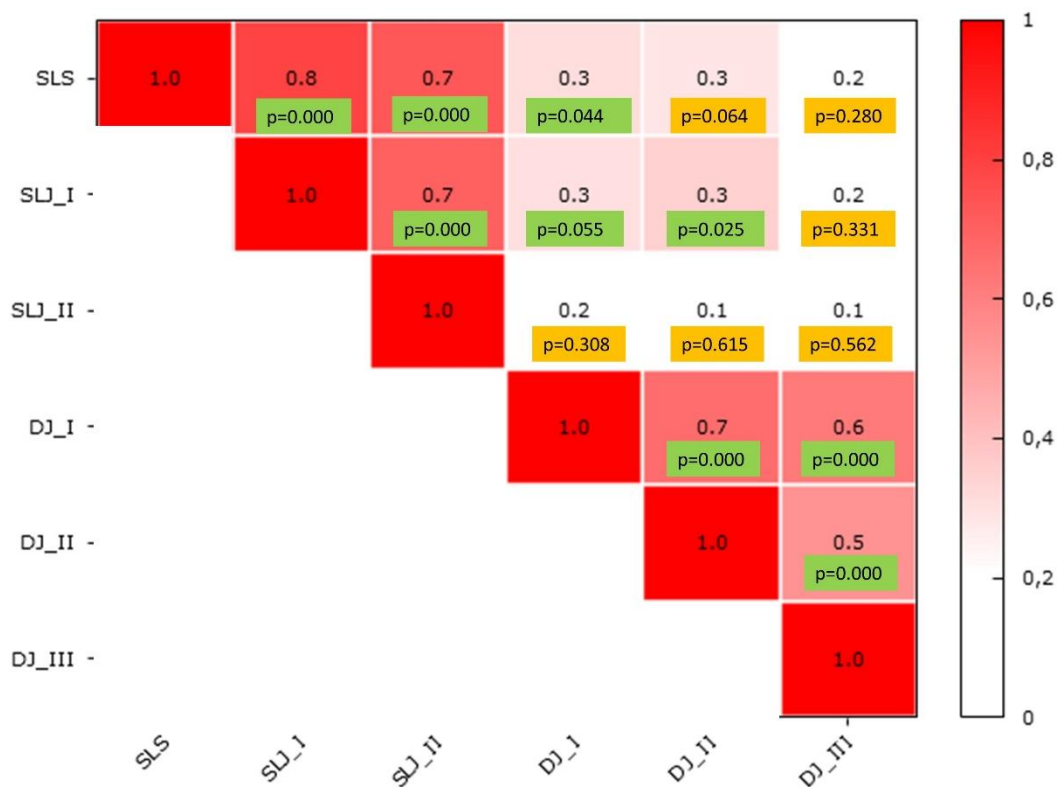
erősebb az összefüggés a két tényező között. Azonban, ha az  $r$  érték 0-hoz közelít, az azt jelenti, hogy nincs, vagy csak gyenge kapcsolat van a két érték között (7. táblázat).

**7. Táblázat:** Az SLS, SLJ és DJ tesztek megbízhatóságát összegző teszt-reteszt elemzés eredményei

	<i>SLS</i> <i>Jobb</i>	<i>SLS</i> <i>Bal</i>	<i>SLS</i> $\Sigma$	<i>SLJ</i> <i>J. I.</i>	<i>SLJ</i> <i>B. I.</i>	<i>SLJ</i> <i>J. II.</i>	<i>SLJ</i> <i>B. II.</i>	<i>SLJ</i> $\Sigma$	<i>DJ</i> <i>J. I.</i>	<i>DJ</i> <i>B. I.</i>	<i>DJ</i> <i>J. II.</i>	<i>DJ</i> <i>B. II.</i>	<i>DJ</i> <i>J. III.</i>	<i>DJ B.</i> <i>III.</i>	<i>DJ</i> $\Sigma$
<i>Pearson</i> <i>korreláció</i> ( $r$ )	.715	.612	<b>0.664</b>	.872	.910	.560	.649	<b>0.748</b>	.732	.940	.906	.697	.892	.883	<b>0.841</b>
$p$	.020	.060	<b>0.04</b>	.002	.001	.117	.059	<b>0.045</b>	.016	.000	.000	.025	.001	.001	<b>0.007</b>

#### 4.3.4. Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti összefüggések eredményei

A vizsgálatok során meghatároztuk az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti összefüggések erősségét a Pearson féle korrelációs együttható segítségével. A 12. ábra ismerteti az eredményeket. Erős korrelációt találtunk az SLS és az SLJ I. ( $r=0.788$ ), valamint az SLS és az SLJ II. ( $r=0.725$ ) között. Nem találtunk korrelációt, vagy csak gyengét az SLS és a DJ, illetve az SLJ és a DJ tesztek között.



**12. Ábra:** A kapcsolat erősségét bemutató korrelációs mátrix az SLS, SLJ és DJ teszt eredmények között. Az ábra bemutatja az egyes teszt eredmények közötti összefüggés erősségét. A tónusos piros színek erős, illetve nagyon erős korrelációs kapcsolatot jeleznek az SLS és SLJ teszt egyes fázisai között, míg az egyaránt gyakorlatok és DJ teszt között csak gyenge kapcsolatot láthatunk.

## 5. MEGBESZÉLÉS

Az alsóvégtagi aránytalanságok feltérképezésére indított doktori tanulmányaim során a Microsoft vállalat Kinect Azure, mesterséges intelligencia alapú kameráját használtam. Az alsóvégtagi aránytalanságok feltérképezésére a szakirodalomban és a gyakorlati sportéletben is rutinszerűen alkalmazott mozgásminta szűrő teszteket adaptáltam a Kinect Azure kamerára, azzal a céllal, hogy a vizsgált személyek alsóvégtagi mozgásos funkcióiról precíz, számszerű kiértékelést kapjak. Először a Kinect Azure erre a célra történő felhasználásának alkalmasságára voltam kíváncsi, ezért azt két másik két nemzetközileg gyakran használt, és elfogadott mozgáselemző eszközzel, az Xsens MVN-nel, és az OptiTrack eszközzel hasonlítottam össze. Vizsgáltam a guggolási mélység és a térd valgus közötti kapcsolatot is. Kutatómunkám során a fókusz az egylábos guggolásra (SLS), egylábos felugrásra (SLJ) és a kétlábos drop jump (DJ) tesztre helyeztem, miközben a tesztek megbízhatóságát, variabilitását, valamint egymással való kapcsolatát vizsgáltam. 2 labdarúgó csapat felmérésével vizsgáltam az alsó végtagi fejlesztő gyakorlatok dinamikus térd valgusra gyakorolt hatását is.

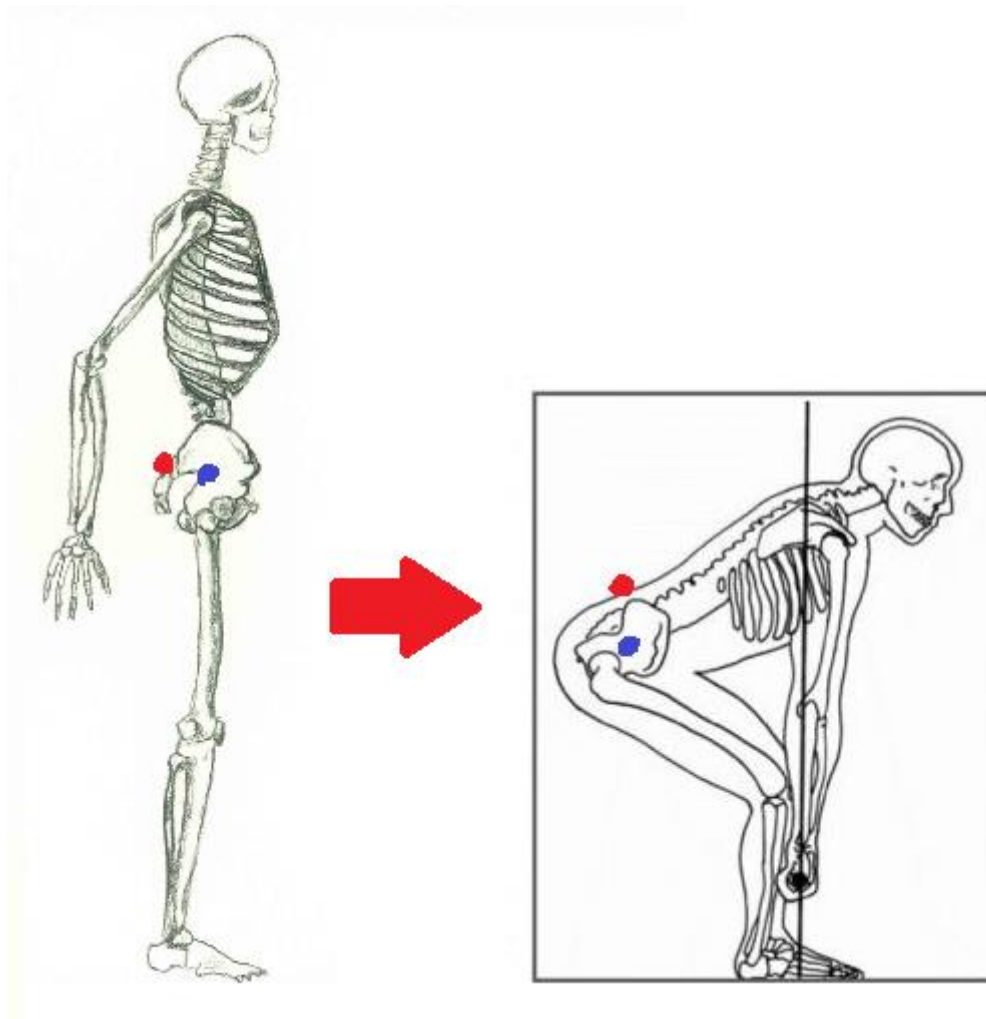
Habár a szakirodalomban többen leírták, hogy a Kinect kamera alkalmas tudományos mozgáselemzési célra, a publikációk nagy része a régebbi Kinect V2-vel készült, valamint döntően más típusú alsó végtagi gyakorlatok során vizsgálták annak megbízhatóságát. Kutatócsoportommal ezért úgy véltük, hogy mi is elvégezzük a Kinect Azure kamera alsó végtagra szorító szakszerű összehasonlítását más mérőeszközökkel. A Kinect Azure és a hozzá tartozó mesterséges algoritmus legfontosabb előnyét abban látjuk, hogy automatikusan, mindenféle marker vagy szenzor nélküli ismeri fel az emberi test nagyízületi pontjait, melyből aztán tetszés szerint végezhetőek el a különböző matematikai kalkulációk, szögszámítások és egyéb elemzések.

A fő célja a disszertáció elkészítésének az volt, hogy letegye egy új alapokra helyezett, gyakorlati körülmények között is gyorsan, egyszerűen és könnyen alkalmazható, költséghatékony mozgáselemző eljárás alapjait. A kutatás gyakorlati hasznosíthatóságát abban látom, hogy a térdízületi sérülések, keresztzalag szakadások nagy részét okozó

dinamikus térd valgus időben, hatékonyan, hozzá férhető módon, számszerűen lehessen szűrni, majd az azonosítást követően korrigálni. A dinamikus térd valgus felismerése igen fontos az ACL szakadások megelőzése szempontjából, hiszen ez önmagában véve is jelentős terhet ró a sportolóra, az egészségügyi ellátórendszerre és a sportoló sportegyesületére is. Nem feledkezhetünk el arról sem, hogy a későbbi életévek során a korábban ACL sérült sportolóknál sokkal nagyobb eséllyel alakul ki térdízületi osteoarthritis is (99-102).

### **5.1. A Kinect Azure, Xsens MVN és OptiTrack rendszerek összehasonlítása**

A vizsgálataink során a mesterséges intelligencia alapú Kinect Azure-t, a reflektív markert használó OptiTrack kamerarendszert, és a rádiófrekvencia alapú Xsens MVN eszközt hasonlítottuk egymáshoz. A medence függőleges mozgásának kiértékelt eredményei nagyon hasonlóak voltak mind a három eszköz tekintetében. Ugyanakkor azt tapasztaltuk, hogy az egy-lábás guggolás legmélyebb pontján a keresztcsont függőleges mozgását reprezentáló görbék a grafikonon kissé elváltak egymástól, de a guggolás többi szakaszán a görbék igen jól összesimultak. Az eltérés vélhetően nem a Kinect Azure hibájából származik, hanem módszertani eredetű. A látott jelenség magyarázata nagy valószínűséggel az eltérő adatrögzítési módszertanban, pontosabban az egyes eszközök eltérő technikai felépítésében található. Míg a Kinect Azure a medence "belsejébe" illeszti a maga által rögzített "spine base" pontot, addig az OptiTrack markereit, valamint az Xsens MVN szenzorait a keresztcsont fölé helyeztük. A guggolás legmélyebb pontja felé haladva, a medence a függőleges mozgás mellett, előre irányuló rotációs mozgást is végez, így a "spine base" pont a keresztcsonti marker pont alá kerül, a forgó mozgás hatására a marker és a szenzor pozíciója a Kinect Azure-höz képest relatíve megemelkedik. Vagyis a "spine base" pont a rotációs mozgás miatt, vertikálisan nagyobbat süllyed, mint a keresztcsonti marker pont, és ez az adatok kiértékelésekor is látszik (13. ábra).



**13. ábra:** Az Xsens MVN, OptiTrack (piros) és a Kinect Azure (kék) pontok elhelyezkedését bemutató sematikus ábra. Az ábrán az látszik, hogy a súlypont süllyesztésével, vagyis a guggolás mélységének fokozásával, –mely a törzs előre dőlését is jelenti– a Kinect Azure pontja –a rendszerek technikai felépítéséből adódóan– a szenzor és a marker pont alá kerül. A mozgás teljes időtartamát grafikonon ábrázolva az látható, hogy a Spine\_base pont és szenzor/marker pont görbéi a mozgás teljes időtartama során összesimulnak, kivéve a guggolás legmélyebb pontja felé közeledve, ahol a görbék kissé elválnak egymástól. A görbék legmélyebb ponton történő elválásának okát, az ábrán látható jelenség okozza.

A térd medial-lateral irányú mozgását grafikonon ábrázolva kevésbé kaptunk egymásra simuló görbéket, de a különbség a kis skálázási tartomány miatt inkább vizuális eredetű. A szűkebb, néhány centiméteres értelmezési tartományt felnagyítva nagyobb kiugrásokat láthatunk, mint a jóval nagyobb elmozduló keresztcsont esetében. A jelenséget

átgondolva érthető válik, hogy a kinagyított grafikonon a kilengések döntően milliméteres terjedelműek.

A térd oldalirányú mozgásának vizsgálatakor hasonló technikai eredetű eltéréseket tapasztalhatunk az eredményekben. A Kinect a térdízület "közepébe" helyezi saját "knee" pontját, mely nagyjából a patella közepének feleltethető meg. Az OptiTrack esetében a reflektív marker a femur külső epikondilusára került fel, míg az Xsens szenzor a combra és a lábszárra, és ebből került a térdízület közepe az Xsens MVN által automatikusan extrapolálásra. A 3 különböző technikai eszköz 3 eltérő módon dolgozik, így a milliméteres eltérések itt is előfordulhatnak. A lényeg valójában nem a technikai különbségek elemzése, hanem a valgus/varus trendek feltérképezése.

Mivel a tudományos közlemények jó részében az alsó végtag tengelyállását szög értékekkel fejezik ki, ezért úgy döntöttünk, hogy mi is teszteljük a Kinect Azure szög mérő képességét a referencia eszköznek számító OptiTrack-hez képest. A vizsgált 10-10 db jobb és bal lábas guggolás szinkronizált Kinect Azure és OptiTrack szögértékeit pontról pontra egymáshoz hasonlítottuk. Mind két oldalon szisztémás hibát találtunk, mely azt jelenti, hogy a Kinect következetesen felülmérte a számolt térdszöget. Ez a szisztémás hiba a jobb oldalon nagyobb volt, míg a bal oldalon kisebb. A szisztémás hiba a két különböző rendszer eltérő működéséből adódik. Az OptiTrack markerei szükségszerűen 1-2 cm-el távolabb kerültek felhelyezésre attól a ponttól, amit a Kinect Azure az ízület középpontjának tekint. A bőr, ezáltal a markerek is az alattuk lévő csontos felszínen elmozdulnak. A Kinect Azure ízületi pont felismerésében szintén adódhat pontatlanság. Az eredmények szempontjából szerencsés, hogy a szisztémás hiba a 10 db/oldal guggolás esetében igen hasonló volt, –átlagban  $13.41 \pm 1.36^\circ$ -os– nem szórt túlságosan, így akár a 10 db guggolás eredményének az átlagából egy állandó is képezhető, melyet egy konstans képletbe beillesztve szinte megegyező eredményeket kapnánk az OptiTrackhez képest. A bal láb esetében a szisztémás hiba mindösszesen csak  $5.41 \pm 1.67^\circ$  volt, mely vélhetően abból adódott, hogy ezen az oldalon a markerek közelebb kerültek azokhoz a ponthokhoz, amit a Kinect Azure használ. A felhasználás szempontjából azt kell figyelembe venni, hogy pl. egy utánkövetéses vizsgálat során ugyanazzal az eszközzel történjen az adott vizsgálati személy utánmérése, és akkor a

változás mértéke megbízhatóan követhetővé válik. A Kinect Azure-t és az OptiTrack-et a korábban ismertetett okok miatt nem célszerű egymás csereszabatos eszközeként felváltva használni, de a Kinect Azure következetes használatával megbízható eredményeket fogunk kapni.

Az összesített eredményekből, valamint a tanulmányozott szakirodalomból (83, 84, 103-105) úgy tűnik, hogy a Kinect abszolút alkalmas arra a célra, amelyre használni kívántuk – vagyis döntően a medence függőleges, és a térd oldalirányú mozgásának a vizsgálatára. A Kinect Azure ilyen célú felhasználása hozzáad a területen kutató szakemberek tudásához, eredményeinkből más kutatócsoportok is dolgozhatnak.

Kutatási szempontból a néhány milliméteres különbségek nem okoznak gondot, hiszen az eltérések átlagosan milliméterben mérhetőek, és a millimétereshez közelítő pontosság a sportorvosi gyakorlatban elegendőnek tekinthető. Mégpedig azért, mert a milliméteres eltéréseket tartalmazó eredmények már így is jóval több információt szolgáltathatnak az orvos számára, mint a hazánkban jellemzően alkalmazott szemrevételezés. Véleményünk szerint a sportorvosi gyakorlatban a jelenlegihez hasonló pontosságú műszer is hatékony eszköz lehetne az egyes mozgáselemzési tesztek kiértékelése során.

## **5.2. A térd valgus és a guggolási mélység összefüggéseinek megbeszélése**

A kutatás egy új felfedezése, hogy a guggolási mélységnek erős hatása van a dinamikus térd valgus nagyságára vonatkozóan. Általánosan elmondható, hogy minél mélyebb a guggolás, annál nagyobb a térd oldalirányú bedőlése, így nem elhanyagolható kérdés az egyes mozgásminta szűrő tesztek kiértékelésénél, hogy az illető vizsgálati személyek mekkora mozgásterjedelemben végzik a gyakorlatot, hiszen ez nagy mértékben befolyásolhatja a végső "diagnózis" felállítását. A dinamikus térd valgus értékelését az alsó végtag hosszának minimum 15%-ánál érdemes kezdeni, de kutatásaink alapján az körvonalazódik, hogy a sportolók/élsportolók esetén a 30%-os guggolási mélységi szint még optimálisabbnak mondható. Sok vizsgálat a szakirodalomban a korábbi Kinect V2 kamerát használta, az új Kinect Azure kamera tesztelése ilyen szempontból is újdonságnak mondható (83).



A korábbi vizsgálatokban a kutatók gyakran alkalmazták a frontális síkra kivetített térd szög mérését, mely több szempontból is elavultnak tekinthető. A vizsgált személyek egylábás guggolását videóra vették, a videót képkockánként előre léptették, majd a kívánt helyen megállva az adott pillanatképet digitális szögmérővel és vonalzóval kielemezték (106-109). Ezzel az eljárással csak a térd pillanatnyi állapotáról kaptak visszajelzést, a teljes guggolási folyamatot nem tudták elemezni. Szükségszerűen így rengeteg adat és információ elveszett a vizsgálati személy mozgásával kapcsolatban. A Kinect Azure-ös megoldással a teljes guggolási folyamat nyomon követhető és egyszerűen elemezhetővé válik, a térd oldalirányú mozgása mellett a medence függőleges mozgása is kiértékelhető, mely sok információt hordoz magában az izomerővel, mobilitással, stabilitással kapcsolatban. A vizsgálati személyek alsóvégtagi szimmetriájának vizsgálata szintén rendkívül fontos kérdés, melyet leghatékonyabban műszeres úton lehet kiértékelni, egy-egy képkocka elemzése nem biztosítja a kellő adatmennyiséget a kutató, sportszakember, vagy éppen a sportoló számára. Mivel a sportmozgások dinamikus tevékenységek, ezért a térd valgus mértékét is dinamikus körülmények között szükséges vizsgálni. Tudomásunk szerint eddig nem jelent meg olyan tanulmány, mely a dinamikus térd valgus mértékét a guggolási mélység szintje alapján állapította volna meg.

Eredményeink azt mutatják, hogy a megfelelő izomerővel és idegrendszeri regulációval rendelkező vizsgálati személyek képesek megtartani a térdüket a lábfejük felett a 15%-os guggolási szinten. Úgy tűnik, hogy helyesen kivitelezett egylábás guggolás esetén, a térd végig egy 2%-os oldalirányú "mozgási folyosóban" marad, mely azt jelenti, hogy a guggolás mélységétől függetlenül a térdük 2%-nál nem végez nagyobb mediolateralis mozgást. Ezt a jelenséget szemlélteti a 10. ábra. Az igazán jól edzett sportolók a térdüket a 15%-os és a 30%-os guggolási mélységen is a 2%-os oldalirányú folyosóban tudták tartani, ámde az edzetlen egyének térde a guggolási mélység növekedésével folyamatosan medial irányba billent. Egy fontos újdonsága ennek a vizsgálatnak, – amit a korábbi tanulmányok nem írtak le, – hogy az egy-lábás guggolás során a dinamikus valgus mértéke nagy mértékben függ a guggolási mélységtől. Ennek az információnak a birtokában érdemes elemezni a mozgásminta szűrési célzattal elvégzett SLS vagy SLJ tesztek, legyen szó akár műszeres, akár műszer nélküli vizsgálatról. A térd oldalirányú vizsgálata meghatározott guggolás mélységnél lehetővé teszi nagy elemszámú minta

összehasonlítását, akár egy-egy alcsoport (élsportolók, ACL szakadtak, idős korúak) esetében is. Fontos megjegyezni, hogy jelenleg nincsen nemzetközileg elfogadott módszertan a dinamikus térd valgus mérésére, sok szempontból előnyös lenne, ha sikerülne elfogadtatni ilyet. A térd valgus állását mérő, statikus körülmények között alkalmazott Q-szög optimális mérőszám a térdízült tengelyállásának vizsgálatára statikus körülmények között, célszerű lenne egy hasonló mérőszámot elfogadtatni mozgást végző térd esetében is. A jelenlegi kutatás nem fogalmaz meg cut-off értékeket a térd valgus mértékére vonatkozóan, de olyan ajánlásokat, referencia értékeket biztosít a sportszakemberek számára, amiből a soron következő kutatási kérdéseket le lehet vezetni.

Széles körben ismert, hogy az egy-lábas guggolást sérülés megelőzési cézzattal nem csak a sportkutatásban alkalmazzák (110, 111), de a mozgásterápiával (112) és az orvosi kérdésekkel (75) foglalkozó szakemberek körében is közkedvelt mozgáselemzési tesztnek számít. A túlzott térd valgus az első lépés azoknak az eseményeknek a láncolatában, melyek végül térdízületi osteoarthritis-hez vezetnek. A dinamikus térd valgus egy ízületi egyensúlytalanság, mely fokozott nyíróerőt jelent a térdre nézve. Ennek során az ízületi felszínnek túlterhelődnek, küszöb feletti inger hatására az egyes anatómiai képletek súlyosan megsérülnek. A legtöbb ACL sérülés a sportban talajra érkezés közben történik, miközben a sportolók térde valgusba billen. Számos tanulmány bemutatta, hogy az ACL sérült sportolóknál később sokkal nagyobb valószínűséggel alakul ki osteoarthritis (99, 102). Cimino és munkatársai azt találták, hogy a korábban ACL sérült sportolók több mint 90%-ánál alakul ki osteoarthritis (113). Johnson és munkatársai azt találták, hogy az osteochondralis lesio az akut ACL sérülésen átesett páciensek több mint 80%-ában megjelent (114). Ezek az adatok felhívják a figyelmet a dinamikus térd valgus korai felismerésére addig, amíg az még korrigálható állapotban van.

A kutatási eredmények alapján igény mutatkozik egy olyan költséghatékony, felhasználóbarát, megbízható mozgáselemző eszközre, amely képes a sérülések előre jelzésére az ortopédia gyakorlatban. A Dynaknee szoftver a Kinect Azure kamerával együtt, pontosan egy ilyen eszközt testesít meg, mely markerek vagy szenzorok nélkül képes az alsóvégtagi mozgáselemzésre, akár házi orvosi rendelőben, gyógytornász stúdióban, sportegyesületekben, vagy éppen erőnléti edzéseken.

Számos tanulmány javasolja a Kinect használatát más mozgáselemzési területen is. Jó választás lehet a járás elemzésben rehabilitáció során (83, 115), vagy a csípő problémák kezelésében (84). A Kinect számos lehetőséget hordoz még magában, alkalmas lehet a járás paraméterek –lépés hossz, lépés szélesség, ritmus– vizsgálatára is. A testtartással kapcsolatos képességek vizsgálatára is alkalmas lehet a Kinect Azure, pl: a Matthias teszt automatikus, műszeres kiértékelésével is hasznos lenne foglalkozni.

### **5.3. A második kutatás eredményeinek megbeszélése**

A korábbi tanulmányok azt találták, hogy fizikai aktivitás során a legtöbb ACL sérülés dinamikus valgus helyzetben történik (7, 10, 12, 13, 16, 116). Tekintettel erre, alapvető fontosságú, hogy az alsóvégtagi teljesítményt értékelő személy, megfelelő mozgásminta szűrő tesztet végeztesen a felmérésen részt vevő sportolóval. A második kutatás célja az volt, hogy elemezze az egyes gyakorlatok karakterisztikáját, feltárja a kapcsolatot az egyes mozgásminta szűrő tesztek eredményei között, vizsgálja az SLS, SLJ és DJ tesztek megbízhatóságát, valamint összehasonlítsa két különböző edzésmódszerrel készülő utánpótláskorú férfi labdarúgó csapatot.

### **5.4. A Teszt- Reteszt vizsgálat**

A teszt-reteszt vizsgálat során arra voltunk kíváncsiak, hogy az egyes tesztek egymás után 2 szérián keresztül –15 perc különbséggel– végrehajtva –mindenféle beavatkozás, illetve a vizsgált személy állapotának befolyásolása nélkül– milyen különbségeket kapunk a teszt eredmények között. Tehát az egymás után kisidőbeli különbséggel végrehajtott 2 azonos teszt eredményei között milyen erős lesz a korreláció, vagyis akár gyakorló edzőként mennyire engednek minket ugyanarra a következtetésre vezetni. Az SLS gyakorlat esetében a szériák közötti korreláció erős volt ( $p=0.664$ ), az SLJ esetében még erősebb ( $p=0.748$ ), és a DJ teszt esetében nagyon erős ( $p=0.841$ ). Ebből az is látszik, hogy míg a két lábas ugrás teszt variabilitása viszonylag kicsi, addig az egy-lábas gyakorlatok nagy variabilitást mutattak a felmért labdarúgó játékosok körében. Edzésfelkészítés, vagy edzéscél szempontjából érdekes mérőszám lehet az egy-lábas gyakorlatok eredményei közötti variabilitás csökkentése. Tehát a magasabb edzettségi

szint, pontosabban a jobb alsó végtagi reguláció, izomerő, stabilitás és mobilitás mérőszáma lehet a helyes guggolás kivitelezés mellett az is, ha az egy-lábás guggolások eredményének a variabilitása is csökken, tehát a helyes alsóvégtagi mozgásmintázatok úgy megszilárdulnak, hogy azok automatikusan hasonló képen megjelennek bármilyen fáradtsági állapot mellett, vagy bármilyen játék szituációban. A magas szintű kondicionális és koordinációs képességek, valamint a technika pontos elsajátítása esetén a sportolói mozgásmintázat variabilitásának vélhetően csökkennie kell. Amennyiben a variabilitás nem csökken, úgy az azt is jelentheti, hogy bár az egyes guggolások technikailag helyesek, de ha sorozatban alkalmazzuk őket, akkor a végrehajtás minőségében nagyobb szórást tapasztalhatunk, tehát az egyes szériák eredményei kevésbé fognak korrelálni egymással.

A DJ teszt esetében azonban azt láttuk, hogy az egyes szériák eredményei között igen erős korrelációs kapcsolat mutatkozik, tehát feltételezhető, hogy amíg az egy-lábás gyakorlatokat érdemes többször is felmérni, és gyakoroltatni a sportolókkal, addig a két lábás gyakorlatok felmérésére, és a mozgásmintázat javítása érdekében végzett gyakorlásra elég kevesebb időt is szentelni az egy-lábás gyakorlatokhoz képest.

## **5.5. Az SLS, SLJ és DJ tesztek közötti korrelációs kapcsolat**

Az SLS, SLJ és DJ tesztek összehasonlítása során magasabb varus értékeket találtunk a DJ teszt esetében, és magasabb valgus értékeket az egylábás gyakorlatok esetében. Erős kapcsolatot találtunk a térd oldalirányú mozgásában az SLS -SLJ\_I ( $r=0.788$ ) és az SLS-SLJ\_II ( $r=0.725$ ) között a serdülő korú férfi focisták esetében. Másrészt viszont gyenge kapcsolat volt felfedezhető az SLS és a DJ között ( $r=0.305$ ), ráadásul a DJ és az SLJ között nem is volt kapcsolat ( $r=0.161$ ). Ebből azt a következtetést vonhatjuk le, hogy a több szempontú, több tesztből álló teszt sor alkalmazása elengedhetetlen a sportolók átfogó alsóvégtagi mozgásmintázatainak meghatározásához. Egyetlen teszt alkalmazása nem elég ahhoz, hogy reálisan meghatározzuk a sportolónk aktuális alsóvégtagi állapotát, az átfogó visszajelzéshez több teszt együttes alkalmazása szükséges. A sportolók talán normál mértékű medial-lateral irányú térdmozgást produkálnának a DJ teszt során, ezzel egy optimális kategóriába kerülnének, de az egy-lábás tesztek felfedik az eltéréseket és a mozgás hibákat a sportolók alsóvégtagi funkcióiban. A teljeskörű állapotfelmérés

érdekében az egy- és két lábas tesztek alkalmazása együttesen javasolt. A sportban viszonylag kevés olyan helyzet van, amikor a sportoló két lábról egyszerre ugrik fel, két lábra érkezik vissza a talajra, vagy éppen irányt változtat. Jóval gyakoribbak azok a helyzetek, amikor egy lábon történik a feladatok végrehajtása, jelentsen ez elrugaszkodást, talajra érkezést, kitámasztást vagy bármilyen más manővert. Ebből következik az is, hogy a tesztelésnek az adott sportág jellemző dinamikájához kell alkalmazkodnia, olyan típusú helyzetekben való teszteléssel, amivel az adott személy a gyakorlatban is sűrűn találkozik. Ez a fajta alapvetés jelenti az egylábás gyakorlatok alkalmazásának létjogosultságát (117).

## **5.6. Az SLS, SLJ és DJ tesztek során talált mintázatok**

Annak érdekében, hogy meghatározzhassuk a helyes és helytelen mozgásmintázatok jellemzőit, minden egyes SLS, SLJ és DJ tesztet egyenként elemeztünk ki. Ezekben az esetekben meg tudtunk határozni néhány nevezetes mintázatot a gyakorlatok eredményeit ábrázoló grafikonok alapján (5. 6. 7. Ábra). Optimális esetben az átlagos térdpozíció értéke nem vehetett fel negatív előjelet, hiszen a negatív értékek valgus állást jelentettek, míg a pozitív számok varus irányú térd elmozdulást reprezentáltak.

### **SLS**

Egy helytelenül és egy helyesen kivitelezett SLS a 5. ábrán látható. Az SLS esetében a helyes technikai végrehajtás az volt, amikor a vizsgálati személy a gyakorlat végrehajtása során végig a lábfeje fölött, vagy attól lateral irányban tudta tartani a térdét (5/B. Ábra). Az egyes végrehajtások között egy minőségi sorrend is felállítható. Az A panel párhuzamosan mutatja be a medence függőleges mozgását (kék vonal) és a térd medial-lateral irányú mozgását (narancs vonal). A kék vonalon látható letörés a guggolás megindításának kezdetét jelzi, miközben az is látható, hogy ezzel egyidőben a térd medial irányú bedőlését (valgus) reprezentáló narancssárga vonal negatív irányba lefelé indul. Ezalatt a B panel egy helyesen kivitelezett SLS végrehajtását mutatja be. A guggolás időtartama alatt (kék vonal), a térd oldalirányú mozgását reprezentáló narancs vonal végig pozitív tartományban marad, vagyis a térd varus helyzetben található.

## **SLJ**

Az SLJ tesztet kivitelezés szempontjából 2 fázisra osztottuk (lásd 6. ábra). Az első fázisba tartozott a súlypont süllyesztés, ami gyakorlatilag maga az egylábos guggolás volt, melyet egyből követett a robbanékony egy lábás felugrás. A tesztek kiértékelése során néhány tipikus mozgásmintázatot fedeztünk fel. A legjobban edzett sportolók a felugrás tesztek minden egyes fázisa során (SLJ I-III.) a térdüket mind végig varus helyzetben tudták tartani (6/C. Ábra). Ez tekinthető az optimálisan kontrollált állapotnak, a technika tanulás és a gyakorlottság legfelsőbb fokának. A korrekzív edzés célja, hogy úgy fejlessze az alsóvégtagi teljesítményt és a technikai végrehajtás minőségét, hogy a sportoló ebbe az optimális állapotba jusson el. Közepesen rossz végrehajtás esetén a sportoló csak egy fázisban vét hibát, mely a tapasztalatok alapján a felugrás teszt első fázisa (SLJ-I). Ezt a jelenséget a 6/B ábra mutatja be, míg a teljesen rossz végrehajtást a 6/A ábra szemlélti, amikor is a vizsgálati személy térde valgus helyzetbe billen a felugrás I. és a II. fázisa során is.

## **DJ**

Az utolsó teszt a DJ teszt volt, melynek során nem pusztán a felugrás technika, de a talajra érkezés technikája is értékelésre került. A legnagyobb térdmozgás értékeket ezalatt a teszt alatt mértük. A Drop Jump tesztet a kivitelezés szerint jól elkülöníthetően 3 részre osztottuk. Optimálisan a teszt minden fázisában a térdnek varus helyzetben kellett maradnia. A legjobban edzett sportolók a térdüket a felugrás teszt minden fázisa során végig varus helyzetben tudták tartani, mely a sérülés megelőzés és a végrehajtás szempontjából a leginkább kívánatos kondíciónak tekinthető (7/A Ábra). Elméletileg az eltérés a felugrás teszt bármelyik fázisában megjelenhet, beleértve a lendületvételt, az első talajfogás és a második talajfogás fázisát is, de az összes tesztet átnézve kifejezett valgus helyzetet csak az első, előkészületi fázisban (DJ-I.) találtunk. A jelenség magyarázata az lehet, hogy a vizsgált populáció alapvetően élsportoló egyénekből állt, akik az átlagemberhez képest nem produkáltak kiugróan rossz eredményeket. Alapvetően egyetlen sportoló sem mutatott kiugróan túlzó valgus helyzetet az SLS, SLJ és DJ tesztek során, habár a kevésbé ügyes vizsgálati személyek térd görbéje (7/B Ábra) jóval laposabb volt a jól edzett sportolókhöz viszonyítva (7/A. Ábra). Ez a jelenség azt mutatja be, hogy

nem pusztán a térdmozgás iránya, hanem annak kiterjedése is fontos a tesztek kiértékelése során.

## **5.7. Az A és B csoport eredményeinek összehasonlítása**

Az A és B csoport eredményeinek összehasonlítása azt mutatja, hogy az A Csoport tagjai jobb alsóvégtagi teljesítményt nyújtottak a tesztek során, mint a B csoport tagjai. A speciális kiegészítő alsóvégtagi gyakorlatok precízebb technikai végrehajtást eredményeztek az A csoport tagjainak körében. A célspecifikus feladatok, úgymint a guggolás, az egylábás guggolás, az egylábás egyensúlyi helyzetek, a csípő körüli izmok speciális erősítése, az egy és kétlábás gyakorlatok helyes technikával kivitelezve hatékonyan fejlesztik a mozgás minőségét és csökkentik az ACL sérülések incidenciáját.

A teszt-reteszt vizsgálatok alacsony variabilitást mutatnak a DJ és az SLJ teszt esetében, a Pearson-féle korrelációs együttható nagyon erős kapcsolatot mutat az egyes szériák között. A legnagyobb variabilitás az SLS teszt során volt tapasztalható az egyes szériák között. Az edzés és a rendszeres gyakorlás valószínűleg csökkenti az SLS variabilitását.

## **5.8. Összegzés**

A második kutatás során a fő kérdést úgy is feltehetjük volna, hogy elég-e egy típusú tesztet végezni ahhoz, hogy reális visszajelzést kapjunk a sportoló aktuális alsóvégtagi állapotáról. A korszerűtlen manuális térdszögmérés helyett, egy olyan módszert kívántunk alkalmazni, mely a guggolás teljes időtartama alatt vizsgálja az adott személy alsóvégtagi teljesítményét. Az erőedzésben és a korrekatív tréningben az egyik legfontosabb dolog a technikailag helyes végrehajtás sulykolása, a hibák szakszerű korrekciója. Ezeknek a felderítésében a mozgásminta szűrő tesztek igen nagy segítséget jelentenek, de mint a jelenlegi kutatási eredmények is bizonyítják, egyáltalán nem mindegy, hogy melyik tesztet, melyik kérdés megválaszolására használjuk.

Az alsóvégtagi korrekciós edzésprogramok hatékonyan javítják az egyes technikai elemek végrehajtásnak minőségét, csökkentik a rossz végrehajtásból eredő sérülések

kockázatát, javítják az alsóvégtagi mozgásmintázatokat, és csökkentik a dinamikus térd valgus mértékét (64, 118-121). A Német Térds Társaság az alábbi megállapítást tette: "A szűrés, feltérképezés és a veszélyes mozgásmintázatok, –úgy mint a dinamikus térd valgus– korrekciója az elsődleges, döntő fontosságú lépés a sportolók ACL sérülésének megelőzésében (118)". A második kutatási projekt célja volt, hogy összehasonlítsa az egyes tesztek során rögzített térdpozíciókat, ezzel feltárja az összefüggést a 3 szóban forgó teszt (SLS, SLJ, DJ) között.

A második tanulmány különböző térds mozgás mintázatokat mutatott be az 5. 6. és a 7. ábrák segítségével. Az ábrák segítenek megérteni a jól végrehajtott, és a helytelenül kivitelezett gyakorlatok karakterisztikáját. A kutatás céljai között az is szerepelt, hogy megteremtse egy korszerű, könnyen használható mozgásmintaszűrő módszer alapjait, mellyel az egyes guggolásos és felugrásos feladatok könnyen kielemezhetővé válnak. Ez egy igen hasznos ismeret a sportszakemberek, erőnléti edzők, gyógytornászok, illetve egyéb specialisták számára, akik magas szinten, ugyanakkor könnyedén szeretnék megvalósítani tanítványaik, pácienseik mozgásszervi állapotfelmérését. Az automatikus mozgáselemzés gyors, pontos és egyszerű kiértékelési módot biztosít a sportolók alsóvégtagi mozgásos teljesítményének kiértékelésére. A kutatási eredmények alapján az eszköz hasznos lehet a sérülésmegelőzésben, a helytelen mozgásmintázatok kiszűrése révén, a rehabilitáció folyamatában, az alsóvégtagi aszimmetria feltérképezésében, valamint az egészséges és a sérült oldal közötti differenciák megállapításában. Amennyiben szükséges, a kapott eredmények alapján a résztvevő személyre szóló korrekciós mozgásterápiában részesíthető. A költséges és speciális szaktudást igénylő biomechanika laboratóriumok használata mellett, igény mutatkozik egy költséghatékony és felhasználóbarát marker nélküli rendszer működtetésére is, amely bevezethető a mindennapi gyakorlati praxisba is. Kutatásaink alapján úgy tűnik, hogy a Kinect megfelelhet ennek a célnak.



## 5.9. A Kinect Azure és a vizsgálatok limitációi

A Kinect Azure megnyitja a marker-less típusú, innovatív mozgáselemzés új lehetőségeit a sportszakemberek, sportkutatók előtt, melyen keresztül egészen új kérdésfelvetéseket és tudományos kérdéseket lehet vizsgálni, hála a gyorsan elvégezhető tömeges vizsgálatoknak. Érdeemes azonban észben tartani, hogy előnyei mellett, számtalan limitációja is van a Kinect kamerának a hagyományos markeres kamerarendszerekhez képest. Úgy tűnik, hogy a jelenlegi fejlettségi szint mellett, az egészen finom, ideokinetikus mozgások vizsgálatára a Kinect alkalmatlan. A mintavételezési frekvenciája 30 fps, mely azt is jelenti, hogy a robbanékony mozgások kiértékelésére a kamera nem alkalmas. Egy-kamerás rendszer esetén fontos, hogy a vizsgálni kívánt ízületi pont nem maradhat takarásban, hiszen így fals eredményt kapunk. A fény és távolságbeállítások a vizsgálati eredmények szempontjából szintén lényegesek, figyelmen kívül hagyásuk jelentősen befolyásolja a végső kutatási eredményeket (91). A markeres rendszerek vitathatatlan előnye, hogy precízen képes követni a vizsgálni kívánt testszegmenst, a markerek akár tetszés szerint is felhelyezhetőek. A Kinect hátránya, hogy csak a nagyízületi pontok követésére alkalmas, és azok esetében is az ízületi középpont vizsgálható, ami nem egy egzakt anatómiai pont. A limitációkat összegezve – a Kinect korlátait figyelembe véve – azt a megállapítást tehetjük, hogy helyes kérdésfelvetésre van szükség az eszköz megbízható használatához. Olyan típusú kérdéseket kell megfogalmaznunk, amiknek a megválaszolására a Kinect képességeinél fogva alkalmas. Ebben az esetben ez az új eszköz igen hasznos társa lehet a mozgásminta szűrés során a sportolók állapotfelmérésével foglalkozó sportszakembereknek.

Az első kutatás összehasonlító vizsgálatainál fontos kiemelni azt a limitációt is, hogy a Kinect Azure, OptiTrack és az Xsens MVN rendszerek módszertanilag, technikailag és matematikailag egészen más elven működnek. A felépítésbeli, működésbeli, szenzor és marker elhelyezési okokból kifolyólag az eszközök szimultán való alkalmazásakor is statisztikailag szignifikáns különbséget fogunk kapni az egyes mérőeszközökből származó adatsorok között. Azonban az adatokat összehasonlítva azt tapasztaljuk, hogy magát a térd mediolateralis irányú mozgását mind a 3 eszköz következetesen felismeri, a mért adatsorokból minden esetben ugyanarra a következtetésre jutunk, nagyságrendileg azonos eredményeket kapunk. A különbségek az eszközök esetében milliméteres eltéréseket jelentenek. Az a nézőpont sem vethető el, hogy az összehasonlító vizsgálatok

során pusztán a Kinect Azure és az Optitrack, valamint a Kinect Azure és az Xsens MVN adatsorok közötti különbségre kaptunk visszajelzést, ebből nem következik az, hogy adott esetben a Kinect Azure mért volna rosszabbul, lehet, hogy a térd mediolateralis irányú meghatározásában a Kinect mért a legpontosabban, és a másik 2 eszköz "tévedett" a Kinect Azure- höz képest.

Összességében elmondható, hogy az eszköz és a hozzá kapcsolódó módszertan egy megbízható lehetőséget biztosít a felhasználók számára, hogy standard vizsgálati körülmények között értékelhessék ki a dinamikus térd valgus mértékét. A dinamikus térd valgus helyzetek időben történő kiszűrése a térsérülések, keresztzalag szakadások majd a későbbi osteoarthritis megelőzése szempontjából alapvető fontosságú.

A vizsgálatok limitációinál fontos azt is megemlíteni, hogy kutatásunkban homogén női csoport nem vett részt. Fontos és hasznos lenne azonos edzettségű, azonos edzésterhelésnek kitett, magas szinten sportoló női játékosok alsóvégtagi mozgásmintáinak tudományos igényű vizsgálata. Elvégzett vizsgálatainkban serdülőkorú férfi játékosok vettek részt, ugyanakkor más korosztályok, akár felnőtt sportolók vizsgálata is fontos lenne. A budapesti sportklubbon kívül, vidéki klubok játékosainak alsóvégtagi mozgásmintáinak vizsgálatát is érdemes lenne megvalósítani. Összességében véve a magasabb elemszám, és a még komplexebb adatfelvétel hozzájárulnának egy még szélesebb és mélyebb tudás kialakulásához ezen a kutatási területen. Az eltérő nemek, korosztályok, edzettségi szintek és típusok összehasonlítása, valamint az egyes adatok korreláció analízise még közelebb vinne minket a dinamikus térd valgus titkainak feltérképezéséhez, és a korrekciós lehetőségek az edzéselméletbe, edzésfelkészítésbe való beépítéséhez.

Ez a doktori disszertáció jelenleg odáig jutott el, hogy ajánlásokat tud megfogalmazni a dinamikus térd valgus mérésére, valamint a dinamikus térd valgus mértékére vonatkozóan. Azonban egy vagy több különálló tanulmányra, és jóval több személy felmérésére lenne szükség ahhoz, hogy egészségesnek és egészségtelennek tekinthető cut-off értékeket tudjunk definiálni az egyes nemekre és korosztályokra vonatkozóan. Az említett cut-off értékek szükségesek lennének továbbá ahhoz is, hogy elfogadtathassunk egy nemzetközileg elismert módszert a dinamikus térd valgus kamera alapú mérésére.

A szakirodalomban sokféle képpen próbálták meg kifejezni, vizsgálni az alsó végtag tengelyállását. A vizsgálatokban minden szerző eltérő módszerrel próbálta mérni a térd mediolateralis mozgását, vagy a térd pozícióját a boka, csípő esetleg törzs pontokhoz viszonyítva. Pontosan ezért a mértékegységek közötti átváltásra érdemben nincsen lehetőség, hiszen mások a bemeneti adatok. A korábban használt szögértékek függetlenek a testmagasságtól, az alsó végtag hosszának százalékában kifejezett térd mediolateralis mozgás viszont alsó végtag hosszára normált. Az eltérő módszerekkel nyert adatok nem válthatók át egymásba, az összehasonlításra inkább a következtetések területén van lehetőség, és nem a számítási módszerek esetében, egységesítésében. A számos számítási módszer miatt, normál érték a jelenlegi tudásunk szerint nem ismert a dinamikus valgus mértékének tekintetében. Valószínűleg meg lehetne találni a dinamikus térd valgus esetében alkalmazható határértékeket igen nagyszámú minta és orvosi utánkövetés alapján, de ennek a munkának a volumene meghaladja a PhD dolgozat kereteit. Amennyiben sikerül egy nemzetközi konzorciumot megszervezni és pályázati úton finanszírozni, akkor lesz reális a határértékek meghatározása, elfogadtatása.

Általánosan megfogalmazható kérdésként egy új eljárásnál, hogy mennyire pontosak a mért adatok. Mennyire pontos az Xsens MVN? Mennyire pontos az Optitrack? Valószínűleg a valódi kérdés nem az, hogy a Kinect Azure mennyire pontos az Xsens MVM-hez vagy az Optitrackhez képest, hanem hogy az alsó végtag statikus tengelyállását mennyire pontosan tudja mérni. Habár az Optitrackhez való viszonyítás egy jó kiindulási pontot biztosíthat, hiszen ez egy "gold standard" minősítéssel rendelkező nemzetközileg elismert mérőműszer, a mérési folyamat jellegéből kifolyólag pontatlanság ennél is tapasztalható. Az eszközök technikai pontossága, azaz, hogy egy mozdulatlan pontot, pl. egy szöveget a falon mennyire mér stabilan az eszköz, bizonyára nagyságrendekkel felette van annak, mint ami egy mozgó vizsgálati személy, mint biológiai rendszer mérésekor tapasztalható pontosság. A pontatlanság komponensei a markerek elmozdulásai a bőrön, a markerek elhelyezkedése, az alany egyéb mozgásai, a markerekből, szenzorokból nyert jel ideiglenes kimaradása, a markerek pillanatnyi takarásba kerülése stb. A Kinect Azure abszolút pontosságának kérdése jelenleg megválaszolhatatlan. A kérdés továbbra sem a Kinect abszolút pontosságának a megválaszolása, hanem annak a biológiai jelenségnek a szemrevételezésnél jóval

pontosabb mérése, ami a térd terhelés alatti mediolateralis mozgását írja le. Saját kutatási eredményeink alapján megállapítható, hogy az eszközök közötti különbségek ugyanabban a nagyságrendben találhatóak, a Kinectet nemzetközileg is jól használható mérőeszköznek tekintik az egyszerűbb mozgások vizsgálatánál, és ennek alkalmazásában nagy potenciált látnak más kutatók is.

## **5.10. A kutatási eredmények gyakorlati hasznosításai**

Napjaink egyre professzionálisabb szinten működő társadalmi alrendszerében a hatékonyság és a teljesítmény optimalizálás a sikeresség, a termelékenység és az eredményesség egyik kulcseleme. A népegészségügyben, a tömegsportban és a versenysportban is egyre fontosabb a célspecifikus, evidence-based módszerek alkalmazása. A fizikai aktivitás jótékony hatásai széles körben ismertek, ugyanakkor nem szabad megfeledkeznünk a sporttevékenységek kockázati tényezőiről sem. A tudatos, átgondolt és szakszerű testedzés a kockázati tényezőket csökkenti, a teljesítőképességet és az általános közérzetet javítja. A legújabb kutatási eredmények gyakorlati életben történő alkalmazása a test kulturális ismereteinket gazdagítja, a testmozgás pozitív hatásait kidomborítja, míg a kóros elváltozásokat, a mozgásszervi sérülések mennyiségét csökkenti. Magyarországon a mozgásszervi rendellenességek kezelése éves szinten több százmilliárd forintos terhet jelent a nemzetgazdaságra, melybe beletartozik a gyógykezelés, diagnosztika, munkából való kiesés és a táppénz is. Egy sportoló nevelési költsége, míg a serdülő korosztályból a felnőtt versenyzésig jut, a húszmillió forintos nagyságrendet is elérheti (122). Gazdasági szempontból is fontos, hogy a jelentős anyagi ráfordításban részesülő sportolókat minél hosszabb ideig meg lehessen tartani a versenysport számára. Egy esetleges térsérülés a sportkarrier végleges befejezését is okozhatja, ami a szakmai visszajelzések alapján Magyarországon a labdajátékokban, kosárlabdában, kézilabdában és labdarúgásban igen gyakori. A doktori disszertációban megfogalmazott javaslatok gyakorlati életben történő felhasználása a játékosok testi épségének és teljesítmény optimalizálásnak fontos része lehet.

## 6. KÖVETKEZTETÉSEK

### Döntések a hipotézisekről

#### *I. Vizsgálat*

**I/A Hipotézis:** A Kinect Azure kamera megbízható mérőeszköz az alsóvégtagi paraméterek mérésében.

*A hipotézist elfogadjuk. A Kinect Azure-t két nemzetközi szinten elfogadott és széles körben használt "gold standard" mozgáselemző rendszerhez hasonlítottuk. Az összehasonlító vizsgálatok során kiderült, hogy az általunk használt 3 eszköz között a vizsgált ízületi pontokban átlagosan 0.7-1.5 cm eltérés mutatkozik, így a mi vizsgálati céljainkra alkalmas a Kinect Azure kamera (4. Ábra). A 2 eszköz szög mérő képességeit összehasonlítva látható, hogy közöttük gyakorlatilag pusztán szisztémás hiba található, mellyel kalkulálva a Kinect Azure teljes mértékben használható kutatási célokra (8, 9. ábra; 5. táblázat).*

**I/B Hipotézis:** Edzett személyeknél a térdhajlítás fokozásával együtt járó valgus növekedés kisebb, mint edzetlen személyeknél.

*A hipotézist elfogadjuk. Enyhe térdpanaszokkal rendelkező, de aktív életmódot folytató személyek összehasonlítása során kiderült, hogy általánosságban véve a guggolási mélység növekedésével a térd valgus mértéke is növekszik. A 15%-os és a 30%-os guggolási mélységek között, a dinamikus térd valgus vonatkozásában szignifikáns különbség van. Az átlagon felül állnak azok a jól edzett sportolók, akik a guggolás teljes időtartama alatt térdüket a "knee over foot" pozícióban, vagy attól lateral irányban kifelé meg tudják tartani, a vertikális mozgástól függetlenül, térdük szinte oldalirányú mozgást nem is végez (10. Ábra). Ez nagy fokú stabilitást jelent számukra, mellyel az ACL sérülések esélyét jelentősen redukálják.*

## **II. Vizsgálat**

**II/A Hipotézis:** A rendszeres alsóvégtagi korrekciós tréninget végző sportolók kisebb mértékű dinamikus térd valgus értékeket produkálnak az SLS, SLJ és DJ tesztek során, a speciális alsóvégtagi fejlesztő gyakorlatokat nem végző sportolókhöz képest.

*A hipotézist elfogadjuk. A rendszeresen korrekciós és keresztszalag támogató gyakorlatokat végző A csoport tagjai minden alkalmazott teszt során jobb eredményeket értek el a térd mediolateralis mozgásának értékelése során, mint a kiegészítő feladatokat nem végző B csoport tagjai (11. Ábra). A különbség több esetben szignifikáns is volt.*

**II/B Hipotézis:** Az SLS és SLJ gyakorlatok eredményei között erős korrelációs kapcsolat van, míg az SLS és DJ, valamint az SLJ és DJ eredményei között nincs korrelációs kapcsolat.

*A hipotézist elfogadjuk. Vizsgálataink alapján úgy tűnik, hogy az egylábás gyakorlatok eredményei között erős korrelációs kapcsolat áll fenn, az SLS és SLJ teszt egyes fázisainak eredményei erősen korrelálnak egymással. Ámde az SLS és SLJ eredmények nem, vagy csak minimális mértékben korrelálnak a DJ teszt eredményeivel. Tehát érhet el úgy valaki jó eredményt a kétlábás gyakorlatok során, hogy közben az egylábás feladatok során rosszul teljesít. Ezért a teljeskörű alsóvégtagi mozgásminta felméréshez a több szempontú, több tesztből álló tesztelés elengedhetetlen (12. táblázat).*

## 7. ÖSSZEFOGLALÁS

A mozgásminta szűrő tesztek nagyon népszerűek a sportszakemberek körében, hiszen lehetővé teszik fizikai aktivitás során a sérülési hajlamosító tényezők időben történő előrejelzését. Felmerült az igény, hogy a sportolók körében népbetegségnek számító ACL szakadások legkomolyabb predisponáló tényezőjét, a dinamikus térd valgus helyzetet gyorsan, szakszerűen, költséghatékonyan és pontosan tudjuk vizsgálni automatizált mérőműszer segítségével. Ennek az igénynek a kielégítésére a mesterséges intelligencia alapú Kinect Azure kamerát alkalmaztuk, melynek először megbízhatóságát kellett tesztelnünk. Az említett eszközt összehasonlítottuk két nemzetközi szinten gyakorta használt és elismert mozgáselemző rendszerrel. A vizsgálatok során megállapítottuk, hogy a Kinect az alsóvégtagi tesztek esetében, a mozgásminőség vizsgálatának ellenőrzésére egy megbízható és könnyen kezelhető eszköz.

Az SLS teszt mélyebb elemzése során azt találtuk, hogy a dinamikus térd valgus mértéke nagyban függ a guggolás mértékétől, így csak kellően nagy mozgásterjedelmű tesztet szabad kiértékelni, enélkül a teszt eredménye hamis lehet. Vizsgálataink azt is bizonyították, hogy a kellően jól edzett, megfelelő beidegzéssel rendelkező sportolók a térdmozgásaikat a gyakorlatok végrehajtása során végig kontrollálni tudják, mely az alsóvégtagon nagyfokú stabilitást eredményez, ezzel a dinamikus térd valgust kizárják, így az ACL sérülések kialakulásának lehetőségét minimalizálják. Edzetlen sportolók esetében a guggolási mélység növekedésével a térd valgus is növekszik.

Ahhoz, hogy a vizsgálatokból általános következtetéseket vonhassunk le, ismernünk kell az egyes tesztek megbízhatóságát és pontosságát. A Drop Jump teszt és a Single Leg Jump teszt nagyon jó, míg a Single Leg Squat teszt jó megbízhatóságot mutat. Erős korrelációt találtunk az SLS és az SLJ teszt eredmények között, míg a DJ és az SLS, valamint a DJ és az SLJ teszt eredmények között csak gyenge korreláció volt, vagy egyáltalán nem volt összefüggés. Ebből az okból kifolyólag a sportolókat muszáj több oldalról, több teszt segítségével is megvizsgálni. A teljesítmény felméréseknek tartalmazniuk kell egylábás és kétlábás gyakorlatokat, felugrásokat, instabil egyensúlyi helyzeteket ahhoz, hogy egy átfogó és részletes képet kapjunk a sportolónk aktuális fizikai állapotáról, alsóvégtagi teljesítményéről. Az egyik fő megállapítása ennek a kutatásnak az, hogy a világszerte jól ismert és használt kétlábás tesztelési eljárások, –pl:

LESS teszt, FMS teszt ide vonatkozó részei– habár helyesek és hasznosak, de nem elégségesek a teljeskörű sérülésmegelőzés szempontjából. Az eredményeink azt is mutatják, hogy azok a sportolók, –vagyis az A csoport tagjai– akik speciális alsóvégtagi fejlesztő munkában részesültek jobb teljesítményt értek el a mozgásminta szűrő tesztjeinken. Az optimálisan végrehajtott, és a helytelenül kivitelezett felugrási technikák részletesen felsorolva és rangsorolva vannak a jelen disszertációban. Ennek a doktori disszertációnak a kutatási eredményei hasznosak lehetnek az edzők, gyógytornászok és sportolók számára a mozgástechnikai hibák feltáráshoz, és a vizsgált személyek aktuális mozgásszervi állapotának a meghatározásához.



## 7.1. SUMMARY

The functional movement screen tests are really popular between the coaches, sport experts and athletes, because make it possible to reveal in time the predisposing factors for musculoskeletal injuries and detect the musculoskeletal malalignments. Occurred a legitimate need to screen reliably and quickly the knee valgus position in athletes with an easy to use, user friendly and low-cost automated camera system. Knee valgus position is the most important predisposing factor for ACL rupture, so the measuring, screening and detection are crucially important. For this purpose, we used the artificial-intelligence (AI) based Kinect Azure camera. First of all, a reliability and validity study was managed, thus Kinect Azure was compared with two gold standard MOCAP system which were often used in the international scientific literature. During the experiments we concluded that, the Kinect is a reliable and user-friendly device in case of lower-limb movement analyses. During the analysis of SLS test patterns it revealed that, the extension of dynamic valgus is highly depend of the squat depth. For this reason, only the enough deep squats can be analyzed, otherwise the result of the test may can be false. Our results proved that, the sufficiently and well-trained athletes with suitable innervations and dynamic stereotypes can hold their knees during the whole squatting process in varus position. This causes a significant stability in the lower limb therefor excludes the valgus position which minimalized the possibility of the ACL rupture.

In order to we can provide general conclusions each test (SLS, SLJ, DJ) reliability and validity were calculated. Drop Jump and Single Leg Jump showed excellent, while Single Leg Squat showed good reliability. The inter correlation was excellent between SLS and SLJ test, while the SLS and DJ and SLJ and DJ indicated poor correlation. For this purpose, the multi-perspective analyzing is mandatory to determine our athletes' currents state and lower-limb performance. The performance assessment protocols must include double leg, single leg exercises, different types jumps and unstable positions in order to a comprehensive report can be obtained. One of the major novelties of this study is that the well-known double leg tests e.g.: LESS test although useful and appropriate but not enough to provide a comprehensive report of our athlete's current lower-limb performance.

Our results showed that the members of 'Group A' who received special lower-limb corrective exercises produced better lower limb performance on the movement screen tests than the members of 'Group B'. Optimally performed and incorrect techniques are listed in this dissertation. The results of this doctoral dissertation can be useful for coaches, physical therapists and athletes to reveal the error of movement techniques and define the current lower-limb state of the investigated athletes.

## 8. IRODALOMJEGYZÉK

1. Kapandji A, I. Az ízületek élettana. Budapest: Medicina Könyvkiadó Zrt.; 2016. 66-154. o
2. Waldén M, Hägglund M, Magnusson H, Ekstrand J. Anterior cruciate ligament injury in elite football: a prospective three-cohort study. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2011 Jan;19(1):11-9.
3. Boden BP, Torg JS, Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009 Feb;37(2):252-9.
4. Myklebust G, Maehlum S, Holm I, Bahr R. A prospective cohort study of anterior cruciate ligament injuries in elite Norwegian team handball. *Scand J Med Sci Sports.* 1998 Jun;8(3):149-53.
5. Placzek JD, Boyce DA. *Orthopaedic Physical Therapy.* Third Edition ed: Elsevier; 2017. 533-6. 41. 54. p.
6. Shimokochi Y, Shultz SJ. Mechanisms of noncontact anterior cruciate ligament injury. *J Athl Train.* 2008;43(4):396-408.
7. Waldén M, Krosshaug T, Bjørneboe J, Andersen TE, Faul O, Hägglund M. Three distinct mechanisms predominate in non-contact anterior cruciate ligament injuries in male professional football players: a systematic video analysis of 39 cases. *Br J Sports Med.* 2015;49(22):1452-60.
8. Uhlár Á, Fodor E, Lacza Z. Exploring the relationship between knee injuries and dynamic knee valgus. *PSS.* 2019;4(3-4):16-22.
9. Dai B, Herman D, Liu H, Garrett WE, Yu B. Prevention of ACL injury, part I: injury characteristics, risk factors, and loading mechanism. *Res Sports Med.* 2012;20(3-4):180-97.
10. Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T, Yokoe K. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: a twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sports Sci Med.* 2010;9(4):669-75.
11. Salsich GB, Graci V, Maxam DE. The effects of movement pattern modification on lower extremity kinematics and pain in women with patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012 Dec;42(12):1017-24.

12. McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J.* 1990 Nov 14;103(901):537-9.
13. Ferretti A, Papandrea P, Conteduca F, Mariani PP. Knee ligament injuries in volleyball players. *Am J Sports Med.* 1992 Mar-Apr;20(2):203-7.
14. Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. *Am J Sports Med.* 2004 Jun;32(4):1002-12.
15. Gans I, Retzky JS, Jones LC, Tanaka MJ. Epidemiology of Recurrent Anterior Cruciate Ligament Injuries in National Collegiate Athletic Association Sports: The Injury Surveillance Program, 2004-2014. *Orthop J Sports Med.* 2018 Jun;6(6):2325967118777823.
16. Prodromos CC, Han Y, Rogowski J, Joyce B, Shi K. A meta-analysis of the incidence of anterior cruciate ligament tears as a function of gender, sport, and a knee injury-reduction regimen. *Arthroscopy.* 2007 Dec;23(12):1320-5.e6.
17. Boden BP, Sheehan FT. Mechanism of non-contact ACL injury: OREF Clinical Research Award 2021. *J Orthop Res.* 2022 Mar;40(3):531-40.
18. Hangody GM. Elülső keresztszalag pótlására felhasználható humán allograftok biomechanikai vizsgálata. Budapest: Semmelweis Egyetem; 2016.
19. Mintál T. Elülső keresztszalag plasztikában használt graftok és a műtéti eredmény összefüggésének klinikai és kísérletes vizsgálata. Pécs: Pécsi Tudományegyetem, Általános Orvostudományi Kar, Traumatológiai és Kézsebészeti Klinika; 2016.
20. Granan LP, Forssblad M, Lind M, Engebretsen L. The Scandinavian ACL registries 2004-2007: baseline epidemiology. *Acta Orthop.* 2009 Oct;80(5):563-7.
21. Hollman JH, Galardi CM, Lin IH, Voth BC, Whitmarsh CL, Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J, Charlton PC, Bryant AL, Kemp JL, Clark RA, Crossley KM, Collins NJ. Frontal and transverse plane hip kinematics and gluteus maximus recruitment correlate with frontal plane knee kinematics during single-leg squat tests in women. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* England. 2024 Apr;29(4):468-74.
22. Petersen W, Ellermann A, Gösele-Koppenburg A, Best R, Rembitzki IV, Brüggemann GP, Liebau C. Patellofemoral pain syndrome. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2014;22(10):2264-74.

23. Palmer K, Hebron C, Williams JM. A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. *BMC Musculoskelet Disord.* 2015;16(105):015-0563.
24. Saad MC, Vasconcelos RA, Mancinelli LVO, Munno MSB, Liporaci RF, Grossi DB. Is hip strengthening the best treatment option for females with patellofemoral pain? A randomized controlled trial of three different types of exercises. *Braz J Phys Ther.* 2018;22(5):408-16.
25. Toor AS, Limpisvasti O, Ihn HE, McGarry MH, Banffy M, Lee TQ. The significant effect of the medial hamstrings on dynamic knee stability. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2019 Aug;27(8):2608-16.
26. Patel M, Nelson R. Genu Valgum. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2023, StatPearls Publishing LLC.; 2023.
27. Teng PSP, Kong PW, Leong KF. Effects of foot rotation positions on knee valgus during single-leg drop landing: Implications for ACL injury risk reduction. *Knee.* 2017 Jun;24(3):547-54.
28. Faigenbaum AD, Myer GD. Pediatric resistance training: benefits, concerns, and program design considerations. *Curr Sports Med Rep.* 2010 May-Jun;9(3):161-8.
29. Miltényi M. A sportmozgások anatómiai alapjai I. Budapest: Semmelweis Orvostudományi Egyetem; 2008.171-185. o.
30. Paulsen F, Waschke J. Sobotta Atlas of Human Anatomy General Anatomy and Musculoskeletal System: © Elsevier GmbH, Munich; 2011. 248-280. o.
31. Brattstroem H. Shape of the Intercondylar Groove Normally and in Recurrent Dislocation of Patella. a Clinical and X-Ray-Anatomical Investigation. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1964;68:1-148.
32. Woodland LH, Francis RS. Parameters and comparisons of the quadriceps angle of college-aged men and women in the supine and standing positions. *Am J Sports Med.* 1992 Mar-Apr;20(2):208-11.
33. Hsu RW, Himeno S, Coventry MB, Chao EY. Normal axial alignment of the lower extremity and load-bearing distribution at the knee. *Clin Orthop Relat Res.* 1990 Jun(255):215-27.

34. Shultz SJ, Nguyen AD, Windley TC, Kulas AS, Botic TL, Beynnon BD. Intratester and intertester reliability of clinical measures of lower extremity anatomic characteristics: implications for multicenter studies. *Clin J Sport Med.* 2006 Mar;16(2):155-61.
35. Raveendranath R, Nachiket S, Sujatha N, Priya R, Rema D. Bilateral Variability of the Quadriceps Angle (Q angle) in an Adult Indian Population. *Iran J Basic Med Sci.* 2011 Sep;14(5):465-71.
36. Çankaya T, Dursun Ö, Davazlı B, Toprak H, Çankaya H, Alkan B. Assessment of quadriceps angle in children aged between 2 and 8 years. *Turk Pediatri Ars.* 2020;55(2):124-30.
37. Khasawneh RR, Allouh MZ, Abu-El-Rub E. Measurement of the quadriceps (Q) angle with respect to various body parameters in young Arab population. *PLOS ONE.* 2019;14(6):e0218387.
38. Kishali NF, İmamoglu O, Burmaoglu G, Atan T, Yildirim K. Q-angle values of elite soccer and taekwondo athletes. *The Pain Clinic.* 2013;16(1):27-33.
39. Chevidikunnan MF, Al Saif A, Pai KH, Mathias L. Comparing goniometric and radiographic measurement of Q angle of the knee. *Asian Biomedicine.* 2015 Oct;9(5):631-6.
40. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Jr., Colosimo AJ, McLean SG, van den Bogert AJ, Paterno MV, Succop P. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med.* 2005 Apr;33(4):492-501.
41. Sener OA, Durmaz M. Effect of Sport Training and Education on Q Angle in Young Males and Females. *Journal of Education and Training Studies.* 2019;Jul(7):17-21.
42. Shultz SJ, Carcia CR, Gansneder BM, Perrin DH. The independent and interactive effects of navicular drop and quadriceps angle on neuromuscular responses to a weight-bearing perturbation. *J Athl Train.* 2006 Jul-Sep;41(3):251-9.
43. Pantano KJ, White SC, Gilchrist LA, Leddy J. Differences in peak knee valgus angles between individuals with high and low Q-angles during a single limb squat. *Clinical Biomechanics.* 2005 Nov;20(9):966-72.

44. Almeida GP, Silva AP, França FJ, Magalhães MO, Burke TN, Marques AP. Q-angle in patellofemoral pain: relationship with dynamic knee valgus, hip abductor torque, pain and function. *Rev Bras Ortop.* 2016 Mar-Apr;51(2):181-6.
45. Stefanyshyn DJ, Stergiou P, Lun VM, Meeuwisse WH, Worobets JT. Knee angular impulse as a predictor of patellofemoral pain in runners. *Am J Sports Med.* 2006 Nov;34(11):1844-51.
46. Levinger P, Gilleard WL, Sprogis K. Frontal plane motion of the rearfoot during a one-leg squat in individuals with patellofemoral pain syndrome. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006 Mar-Apr;96(2):96-101.
47. Levinger P, Gilleard W, Coleman C. Femoral medial deviation angle during a one-leg squat test in individuals with patellofemoral pain syndrome. *Physical Therapy in Sport.* 2007;8(4):163-8.
48. Chaudhari AM, Andriacchi TP. The mechanical consequences of dynamic frontal plane limb alignment for non-contact ACL injury. *J Biomech.* 2006;39(2):330-8.
49. Graci V, Salsich GB. Trunk and lower extremity segment kinematics and their relationship to pain following movement instruction during a single-leg squat in females with dynamic knee valgus and patellofemoral pain. *J Sci Med Sport.* 2015 May;18(3):343-7.
50. Claiborne TL, Armstrong CW, Gandhi V, Pincivero DM. Relationship between hip and knee strength and knee valgus during a single leg squat. *J Appl Biomech.* 2006 Feb;22(1):41-50.
51. Hollman JH, Ginos BE, Kozuchowski J, Vaughn AS, Krause DA, Youdas JW. Relationships between knee valgus, hip-muscle strength, and hip-muscle recruitment during a single-limb step-down. *J Sport Rehabil.* 2009 Feb;18(1):104-17.
52. Horschig A, Sonthana K, Neff T. *The Squat Bible The Ultimate Guide to Mastering the Squat and Finding Your True Strength: Squat University LCC; 2017.*
53. Saç A, Taşmektepligil MY. Correlation between the Q angle and the isokinetic knee strength and muscle activity. *Turk J Phys Med Rehabil.* 2018 Dec;64(4):308-13.
54. Herrington L, Munro A. Drop jump landing knee valgus angle; normative data in a physically active population. *Physical Therapy in Sport.* 2010 2010/05/01;11(2):56-9.

55. Neamatallah Z, Herrington L, Jones R. An investigation into the role of gluteal muscle strength and EMG activity in controlling HIP and knee motion during landing tasks. *Phys Ther Sport*. 2020 May;43:230-5.
56. Bonnette S, DiCesare CA, Kiefer AW, Riley MA, Foss KDB, Thomas S, Diekfuss JA, Myer GD. A Technical Report on the Development of a Real-Time Visual Biofeedback System to Optimize Motor Learning and Movement Deficit Correction. *J Sports Sci Med*. 2020 Mar;19(1):84-94.
57. Ford KR, DiCesare CA, Myer GD, Hewett TE. Real-time biofeedback to target risk of anterior cruciate ligament injury: a technical report for injury prevention and rehabilitation. *J Sport Rehabil*. 2015 May 1;24(2).
58. Marshall AN, Hertel J, Hart JM, Russell S, Saliba SA. Visual Biofeedback and Changes in Lower Extremity Kinematics in Individuals With Medial Knee Displacement. *J Athl Train*. 2020 Mar;55(3):255-64.
59. Perjés K.. *Ortopédia: Semmelweis Egyetem Testnevelési és Sporttudományi Kar*; 2008.
60. Bonazza NA, Smuin D, Onks CA, Silvis ML, Dhawan A. Reliability, Validity, and Injury Predictive Value of the Functional Movement Screen: A Systematic Review and Meta-analysis. *The American Journal of Sports Medicine*. 2016 2017/Mar; 45(3):725-32.
61. Mokha M, Sprague PA, Gatens DR. Predicting Musculoskeletal Injury in National Collegiate Athletic Association Division II Athletes From Asymmetries and Individual-Test Versus Composite Functional Movement Screen Scores. *J Athl Train*. 2016 Apr;51(4):276-82.
62. Warren M, Lininger MR, Chimera NJ, Smith CA. Utility of FMS to understand injury incidence in sports: current perspectives. *Open Access J Sports Med*. 2018;9:171-
63. Zalai D, Panics G, Bobak P, Csáki I, Hamar P. Quality of functional movement patterns and injury examination in elite-level male professional football players. *Acta Physiol Hung*. 2015 Mar;102(1):34-42.
64. Bodden JG, Needham RA, Chockalingam N. The effect of an intervention program on functional movement screen test scores in mixed martial arts athletes. *J Strength Cond Res*. 2015 Jan;29(1):219-25.



65. Kiesel K, Plisky PJ, Voight ML. Can Serious Injury in Professional Football be Predicted by a Preseason Functional Movement Screen? *N Am J Sports Phys Ther.* 2007 Aug;2(3):147-58.
66. Mauntel TC, Post EG, Padua DA, Bell DR. Sex Differences During an Overhead Squat Assessment. *J Appl Biomech.* 2015 Aug;31(4):244-9.
67. Fauntroy V, Fyock M, Hansen-Honeycutt J, Nolton E, Ambegaonkar JP. Using the Selective Functional Movement Assessment for the Evaluation of Dancers' Functional Limitations and Dysfunctions: A Critically Appraised Topic. *J Sport Rehabil.* 2019 Nov 1;28(8):891-6.
68. Shaffer SW, Teyhen DS, Lorenson CL, Warren RL, Koreerat CM, Straseske CA, Childs JD. Y-balance test: a reliability study involving multiple raters. *Mil Med.* 2013 Nov;178(11):1264-70.
69. Sipe CL, Ramey KD, Plisky PP, Taylor JD. Y-Balance Test: A Valid and Reliable Assessment in Older Adults. *J Aging Phys Act.* 2019 Sep 1;27(5):663–9.
70. Lee M, Sim S, Jiemin Y. Y-Balance Test but not Functional Movement Screen Scores are Associated with Peak Knee Valgus Moments During Unplanned Sidestepping: Implications for Assessing Anterior Cruciate Ligament Injury Risk 35th Conference of the International Society of Biomechanics in Sports; Cologne, Germany 2017. p. 77-80.
71. Padua DA, Marshall SW, Boling MC, Thigpen CA, Garrett WE, Jr., Beutler AI. The Landing Error Scoring System (LESS) Is a valid and reliable clinical assessment tool of jump-landing biomechanics: The JUMP-ACL study. *Am J Sports Med.* 2009 Oct;37(10):1996-2002.
72. Hanzlíková I, Hébert-Losier K. Is the Landing Error Scoring System Reliable and Valid? A Systematic Review. *Sports Health.* 2020 Mar/Apr;12(2):181-8.
73. Padua DA, DiStefano LJ, Beutler AI, de la Motte SJ, DiStefano MJ, Marshall SW. The Landing Error Scoring System as a Screening Tool for an Anterior Cruciate Ligament Injury-Prevention Program in Elite-Youth Soccer Athletes. *J Athl Train.* 2015 Jun;50(6):589-95.
74. Ugalde V, Brockman C, Bailowitz Z, Pollard CD. Single leg squat test and its relationship to dynamic knee valgus and injury risk screening. *Pm R.* 2015;7(3):229-35.

75. Charlton PC, Bryant AL, Kemp JL, Clark RA, Crossley KM, Collins NJ. Single-Leg Squat Performance is Impaired 1 to 2 Years After Hip Arthroscopy. *Pm r.* 2016 Apr;8(4):321-30.
76. Uhlár Á, Ambrus M, Kékesi M, Fodor E, Grand L, Szathmáry G, Rácz K, Lacza Z. Kinect Azure–Based Accurate Measurement of Dynamic Valgus Position of the Knee—A Corrigible Predisposing Factor of Osteoarthritis. *Appl Sci.* 2021;11(12):5536.
77. Lee DW, Yang SJ, Cho SI, Lee JH, Kim JG. Single-leg vertical jump test as a functional test after anterior cruciate ligament reconstruction. *Knee.* 2018 Dec;25(6):1016-26.
78. Bookbinder H, Slater LV, Simpson A, Hertel J, Hart JM. Single-Leg Jump Performance Before and After Exercise in Healthy and Anterior Cruciate Ligament Reconstructed Individuals. *J Sport Rehabil.* 2020 Sep 1;29(7):879-85.
79. Blache Y, Pairoit de Fontenay B, Argaud S, Monteil K. Asymmetry of Inter-joint Coordination during Single Leg Jump after Anterior Cruciate Ligament Reconstruction. *Int J Sports Med.* 2017 Feb;38(2):159-67.
80. Redler LH, Watling JP, Dennis ER, Swart E, Ahmad CS. Reliability of a field-based drop vertical jump screening test for ACL injury risk assessment. *Phys Sportsmed.* 2016;44(1):46-52.
81. Krosshaug T, Steffen K, Kristianslund E, Nilstad A, Mok KM, Myklebust G, Andersen TE, Holme I, Engebretsen L, Bahr R. The Vertical Drop Jump Is a Poor Screening Test for ACL Injuries in Female Elite Soccer and Handball Players: A Prospective Cohort Study of 710 Athletes. *Am J Sports Med.* 2016 Apr;44(4):874-83.
82. Novacheck TF. The biomechanics of running. *Gait & Posture.* 1998 1998/01/01;7(1):77-95.
83. Albert JA, Owolabi V, Gebel A, Brahms CM, Granacher U, Arnrich B. Evaluation of the Pose Tracking Performance of the Azure Kinect and Kinect v2 for Gait Analysis in Comparison with a Gold Standard: A Pilot Study. *Sensors (Basel).* 2020 Sep 8;20(18):5104.
84. Asaeda M, Kuwahara W, Fujita N, Yamasaki T, Adachi N. Validity of motion analysis using the Kinect system to evaluate single leg stance in patients with hip disorders. *Gait Posture.* 2018 May;62:458-62.

85. Gray AD, Willis BW, Skubic M, Huo Z, Razu S, Sherman SL, Guess TM, Jahandar A, Gulbrandsen TR, Miller S, Siesener NJ. Development and Validation of a Portable and Inexpensive Tool to Measure the Drop Vertical Jump Using the Microsoft Kinect V22017. 2017 Nov/Dec;9(6):537-544
86. Resson J, Rasmussen-Barr E, Grooten WJA. Reliability and validity of a novel Kinect-based software program for measuring a single leg squat. BMC Sports Sci Med Rehabil. 2020;12(31):020-00179.
87. Dubois A, Bresciani JP. Validation of an ambient system for the measurement of gait parameters. J Biomech. 2018 Mar 1;69:175-80.
88. Stone EE, Butler M, McRuer A, Gray A, Marks J, Skubic M. Evaluation of the Microsoft Kinect for screening ACL injury. Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc. 2013;2013:4152-5.
89. Aurand AM, Dufour JS, Marras WS. Accuracy map of an optical motion capture system with 42 or 21 cameras in a large measurement volume. J Biomech. 2017;58:237 - 40.
90. Nagymáté G, Tuchband T, Kiss RM. A novel validation and calibration method for motion capture systems based on micro-triangulation. J Biomech. 2018;74:16 - 22.
91. Cai L, Liu D, Ma Y. Placement Recommendations for Single Kinect-Based Motion Capture System in Unilateral Dynamic Motion Analysis. Healthcare. 2021;9(8):1076.
92. Hayat A, Morgado-Dias F. Deep Learning-Based Automatic Safety Helmet Detection System for Construction Safety. Appl. Sci. 2022;12(16):8268.
93. Microsoft C. Azure Kinect DK Documentation. <https://docs.microsoft.com/hu-hu/azure/kinect-dk/2021>.
94. Xsens. Xsens MVN User Manual. Document MVNManual, Revision Z, 10 04 20202020.
95. Mavor MP, Ross GB, Clouthier AL, Karakolis T, Graham RB. Validation of an IMU Suit for Military-Based Tasks. Sensors (Basel). 2020 Jul 31;20(15).
96. Lysholm J, Gillquist J. Evaluation of knee ligament surgery results with special emphasis on use of a scoring scale. Am J Sports Med. 1982 May-Jun;10(3):150-4.
97. Tegner Y, Lysholm J. Rating systems in the evaluation of knee ligament injuries. Clin Orthop Relat Res. 1985 Sep(198):43-9.

98. Rand.org. 36-Item Short Form Survey (SF-36). 2020; Available from: [https://www.rand.org/health-care/surveys\\_tools/mos/36-item-short-form.html](https://www.rand.org/health-care/surveys_tools/mos/36-item-short-form.html).
99. Söderman T, Wretling ML, Hänni M, Mikkelsen C, Johnson RJ, Werner S, Sundin A, Shalabi A. Higher frequency of osteoarthritis in patients with ACL graft rupture than in those with intact ACL grafts 30 years after reconstruction. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2020;28(7):2139-46.
100. Lohmander LS, Ostenberg A, Englund M, Roos H. High prevalence of knee osteoarthritis, pain, and functional limitations in female soccer players twelve years after anterior cruciate ligament injury. *Arthritis Rheum.* 2004;50(10):3145-52.
101. Lohmander LS, Englund PM, Dahl LL, Roos EM. The long-term consequence of anterior cruciate ligament and meniscus injuries: osteoarthritis. *Am J Sports Med.* 2007;35(10):1756-69.
102. Dare D, Rodeo S. Mechanisms of post-traumatic osteoarthritis after ACL injury. *Curr Rheumatol Rep.* 2014;16(10):014-0448.
103. Antico M, Balletti N, Laudato G, Lazich A, Notarantonio M, Oliveto R, Ricciardi S, Scalabrino S, Simeone J. Postural control assessment via Microsoft Azure Kinect DK: An evaluation study. *Comput Methods Programs Biomed.* 2021 Sep;209:106324.
104. Manghisi VM, Fiorentino M, Boccaccio A, Gattullo M, Cascella GL, Toschi N, Pietroiusti A, Uva AE. A Body Tracking-Based Low-Cost Solution for Monitoring Workers' Hygiene Best Practices during Pandemics. *Sensors (Basel).* 2020 Oct 29;20(21).
105. Latorre J, Colomer C, Alcañiz M, Llorens R. Gait analysis with the Kinect v2: normative study with healthy individuals and comprehensive study of its sensitivity, validity, and reliability in individuals with stroke. *J Neuroeng Rehabil.* 2019 Jul 26;16(1):97.
106. Affandi NF, Mail MSZ, Azhar NM, Shaharudin S. Relationships between Core Strength, Dynamic Balance and Knee Valgus during Single Leg Squat in Male Junior Athletes. *Sains Malaysiana.* 2019 Oct;48(10):2177-83.
107. Werner DM, Di Stasi S, Lewis CL, Barrios JA. Test-retest reliability and minimum detectable change for various frontal plane projection angles during dynamic tasks. *Phys Ther Sport.* 2019 Nov;40:169-76.

108. Wyndow N, Collins NJ, Vicenzino B, Tucker K, Crossley KM. Foot and ankle characteristics and dynamic knee valgus in individuals with patellofemoral osteoarthritis. *J Foot Ankle Res.* 2018;11:65.:
109. Wyndow N, De Jong A, Rial K, Tucker K, Collins N, Vicenzino B, Russell T, Crossley K. The relationship of foot and ankle mobility to the frontal plane projection angle in asymptomatic adults. *J Foot Ankle Res.* 2016;9:3.
110. Nakagawa TH, Petersen RS. Relationship of hip and ankle range of motion, trunk muscle endurance with knee valgus and dynamic balance in males. *Phys Ther Sport.* 2018 Nov;34:174-9.
111. Dix J, Marsh S, Dingenen B, Malliaras P. The relationship between hip muscle strength and dynamic knee valgus in asymptomatic females: A systematic review. *Phys Ther Sport.* 2019 May;37:197-209.
112. Han HR, Yi CH, You SH, Cynn HS, Lim OB, Son JI. Comparative Effects of 4 Single-Leg Squat Exercises in Subjects With Gluteus Medius Weakness. *J Sport Rehabil.* 2018 Nov 1;27(6):513-9.
113. Cimino F, Volk BS, Setter D. Anterior cruciate ligament injury: diagnosis, management, and prevention. *Am Fam Physician.* 2010;82(8):917-22.
114. Johnson DL, Urban WP, Caborn DNM, Vanarthos WJ, Carlson CS. Articular Cartilage Changes Seen With Magnetic Resonance Imaging-Detected Bone Bruises Associated With Acute Anterior Cruciate Ligament Rupture: *Am. J. Sports Med.* 1988.
115. Hu RZ, Hartfiel A, Tung J, Fakhri A, Hoey J, Poupart P. 3D Pose tracking of walker users' lower limb with a structured-light camera on a moving platform. 2011.
116. Krosshaug T, Nakamae A, Boden BP, Engebretsen L, Smith G, Slauterbeck JR, Hewett TE, Bahr R. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury in basketball: video analysis of 39 cases. *Am J Sports Med.* 2007 Mar;35(3):359-67.
117. Uhlár Á, Ambrus M, Lacza Z. Dynamic valgus knee revealed with single leg jump tests in soccer players. *J Sports Med Phys Fitness.* 2023;Mar;63(3):461-470(1827-1928)
118. Mehl J, Diermeier T, Herbst E, Imhoff AB, Stoffels T, Zantop T, Petersen W, Achtenich A. Evidence-based concepts for prevention of knee and ACL injuries. 2017 guidelines of the ligament committee of the German Knee Society (DKG). *Arch Orthop Trauma Surg.* 2018 Jan;138(1):51-61.

119. Benjaminse A, Otten B, Gokeler A, Diercks RL, Lemmink K. Motor learning strategies in basketball players and its implications for ACL injury prevention: a randomized controlled trial. *Knee Surg Sports Traumatol Arthrosc.* 2017 Aug;25(8):2365-76.
120. Jafarnejhadgero A, Madadi-Shad M, McCrum C, Karamanidis K. Effects of Corrective Training on Drop Landing Ground Reaction Force Characteristics and Lower Limb Kinematics in Older Adults With Genu Valgus: A Randomized Controlled Trial. *J Aging Phys Act.* 2019 Feb 1;27(1):9-17.
121. Bell DR, Oates DC, Clark MA, Padua DA. Two- and 3-dimensional knee valgus are reduced after an exercise intervention in young adults with demonstrable valgus during squatting. *J Athl Train.* 2013 Jul-Aug;48(4):442-9.
122. Lakatos N. Mennyibe kerül a sportoló? A Soproni Darazsak Sportakadémia sportolójának nevelési költségei: Soproni Egyetem; 2021.

## **Saját publikációk jegyzéke**

### **Az értekezés alapjául szolgáló saját közlemények jegyzéke:**

1. Uhlár Á, Fodor E, Lacza Z. Exploring the relationship between knee injuries and dynamic knee valgus (2019). TST/PSS. 4(3-4):16-22.
2. Uhlár Á, Ambrus M, Kékesi M, Fodor E, Grand L, Szathmáry G, Rácz K, Lacza Z. Kinect Azure–Based Accurate Measurement of Dynamic Valgus Position of the Knee—A Corrigible Predisposing Factor of Osteoarthritis (2021). Appl. Sci. 11(12):5536.
3. Uhlár Á, Ambrus M, Lacza Z. Dynamic valgus knee revealed with single leg jump tests in soccer players (2023). J Sports Med Phys Fitness, 63(3), 461–470.

### **Az értekezéshez közvetlenül nem kapcsolódó saját közlemények jegyzéke:**

1. Uhlár Á, Szemes Á, Tóth L. Testnevelő tanárjelölt hallgatók vizsgálata a pályaválasztásról alkotott véleményük tükrében. TST/PSS. 2016;1(2):8-19.
2. Uhlár Á, Katona P.. Funkcionális edzés során alkalmazott instabil súlyok hatása a vázizomzat elektromos aktivitására. Magy. Sport Sz.. 2018;19(77):50-54.
3. Uhlár. Á. A hon- és rendvédelmi szervek személyi állományának mozgásszervi állapotfelmérése, sérülés megelőzése és sérülés utáni rehabilitációjának lehetősége a mesterséges intelligencia felhasználásával. Sci. Sec. 2023; 3(3):1-10

4. Ambrus M, Fodor E, Berki T, Müller V, Uhlár Á, Hornyák I, Lacza Z.  
Professional Athletes Maintain High TNF-Alpha or IFN-Gamma Related  
Inflammatory Status after Recovering from COVID-19 Infection without  
Developing a Neutralizing Antibody Response. SPORTS 2023; 11(5) Paper: 97 ,  
10 p.



## KÖSZÖNETNYILVÁNÍTÁS

A doktori tanulmányaim időszakára mindig is úgy tekintettem, mint egy olimpiai felkészülési ciklusra, melynek időtartama 4 év, és amelyben az olimpiai bajnoki döntő, a doktori disszertáció megvédésének pillanata. A doktori védés kétségkívül egy rendkívül ünnepélyes pillanat, ámde a mérhetetlenül sok munka, felkészülés és áldozatvállalás az azt megelőző évek, vagy akár egy évtized alatt került elvégzésre. A doktori tanulmányaim elmúlt 4 éves olimpiai ciklusában a lehető legtöbb segítséget az általam rendkívül nagyra becsült Dr. habil. Lacza Zsombor (az MTA doktora) doktori témavezetőmtől kaptam. Ő az a személy, aki a korábbi években közreműködő egykori tanárain és mestereim áldozatos munkáját segítette megkoronázni. Témavezetőmtől nem pusztán a tudományos kutatómunka fortélyait tanultam meg, hanem azt is, hogy nem elég jó kutatónak lenni, remek emberré is kell válni. Sok éves odaadó segítségéért és mentorálásáért mindig hálával gondolok rá.

Köszönettel tartozom egykori "nevelőedzőim" szerepét betöltő tanáraimra és mestereimre, akik rendkívül nagy hatással voltak rám. Korábbi középiskolai testnevelő tanárom és karate edzőm, Orbán Sándor tanár úr élete, műveltsége, embersége és odafigyelése fiatalemberként hatalmas inspirációt jelentett számomra. Ilyés Gyula VI. danos judo mester, író és személyes mentorom példaadása, belém vetett hite, feltétlen bizalma mindent legyőző akaratot épített bennem. Az említett két nagy formátumú sportszakembernek igen nagy köszönettel tartozok azért, hogy életem fontos pillanataiban mellettem álltak, és a sportszakma, a sporttudományok művelésére ösztönöztek.

Egyetemi tanulmányaim alatt, a tudományos kutatás alapjait Dr. Komka Zsolt kardiológus szakorvostól sajátítottam el, aki bevezetett a terheléses vizsgálatok rejtelmeibe, akár éjszakákba nyúló konzultációk árán is. A biomechanikai vizsgálatok alapjait Katona Péter tanár úrtól sajátítottam el, aki felkarolta tudományos érdeklődésemet. Nagy hálával gondolok Prof. Dr. Koller Ákosra, az MTA doktorára, akinek munkabírása, lelkesedése, szakértelme és humora fiatalokat megszegyenítő magasságokban található. Koller tanár úr lelkiismeretességéért, utánpótlás nevelésért való elkötelezettségéért, odafigyelő gondoskodásáért és a közös élményekért sokkal tartozok! Nem feledkezhetek meg a Sport és Egészségtudományi Tanszék munkatársairól, Szendrei Eszterről és Patikás Atillánéról –azaz Krisztiről–, akik a kutatói karrierem kezdetén

előmenetelemet szívükön viselték, és munkámat mindig segítették. A tanszékvezető úr, Prof. Dr. Tóth Miklós hallgatóként a szakmai előmenetelemet mindig figyelemmel kísérte, PhD tanulmányaim ötletét mindvégig támogatta és elősegítette. Prof. Dr. Pavlik Gábor tanár úrhoz tudományos és sportegészségügyi kérdéseimmel mindig bizalommal fordulhattam, TF-es életutamat az elejétől a végéig figyelemmel kísérte, jóindulatáért és segítségéért hálával gondolok rá.

Köszönöm kolléganőm, Dr. Ambrus Míra inspiráló gondolatait mellyel a külföldi tapasztalatszerzés és tanulás fontosságát erősítette bennem. A tudományos kézirateim, valamint a doktori disszertációm didaktikai és grammatikai átnézéséért külön hálával gondolok rá. Köszönettel tartozok kollégámnak, Dr. Horváth Tamásnak, aki sokat segített a mért adatsorok statisztikai feldolgozásában, és új eredmények kiszámításában. A kutatásaim során alkalmazott Dynaknee mérőberendezés technikai és szoftveres működtetéséért köszönettel tartozok a lumiolabs Kft. szakembereinek, Gajdics Attilának és Ádám Péternek. Köszönettel tartozok Vidács Gáspárnak, az UTE Labdarúgó Akadémia erőnléti edzőjének, aki a sportszakmai munkában lelkiismeretesen közreműködve hozzájárult kutatási eredményeim megszületéséhez.

Végül köszönettel tartozok drága szüleimnek, akik az egyetemi továbbtanulás egzisztenciális alapjait biztosították, döntéseimben mellettem álltak.

Az elismerés, ahogyan az olimpiai aranyérem is mindig egy emberé, de a munka, valamint a dicsőség is mindig egy szakmai stábé. Most sem történt ez másképp. Senki sem lehet olimpiai bajnok egyedül, a gépezetben szükség van minden egyes kis és nagy fogaskerékre is egyaránt.