

A TÉRD MOZGÁSKÖZÉPPONTJÁNAK KÖZELÍTÉSE GEOMETRIAI ÚTON - ESETTANULMÁNY

Sonkodi Balázs¹, Molnár Cecília^{2*}, Berkes István¹, Kiss Rita M.²

¹ Testnevelési Egyetem, Egészségtudományi és Sportorvosi Tanszék

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék



DOI: 10.17489/biohun/2022/2/331

Absztrakt

Az elmúlt időszakban megjelent elmélet a nem-kontakt elülső keresztszalag sérülést két fázisú sérülésnek írja le. Ennek értelmében az elsődleges proprioceptív idegvég sérülés nem megszokott vagy kimerítő excentrikus izomkontrakciók kivitelezése közben alakulhat ki, amikor a fáradtság-gal járó mozgás fenntartása akut stressz hatást is kivált. A másodlagos sérülés a proprioceptió elsődleges károsodásának következtében kialakuló nagyobb és több szövetet érintő károsodás.

A térd mozgásközéppontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. A kutatás célja egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása és alkalmazhatóságának ellenőrzése, amely a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítja. A közelítést az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetének segítségével tettük meg. A mozgásvizsgálat bemutatása egy elülső keresztszalag (LCA) műtött személyen történt. A kijelölt anatómiai pontokra helyezett markerek térbeli helyzetét rögzítettük, amelyekből különböző mozgásparamétereket számoltunk, mint a térdízület *flexio-extensio* szöge, a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszöge. Feltételezzük, hogy az eredő erő támadáspontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontja. A vizsgált személy esetén az egészséges alsó végtag térdpontja leérkezés során a *tibia* belső fejének irányába tolódott, mely arra utalhat, hogy a leérkezés során az eredő erő támadáspontja a *tibiában* a *proximalis tibia* mediális része felé tolódott. A méréseink kiindulópontot jelenthetnek további mérésekhez, mely során az eredő erő támadáspontjának helyét a nem-kontakt elülső keresztszalag sérülés új elmélete értelmében vizsgálják.

Kulcsszavak: nem-kontakt elülső keresztszalag sérülés, eredő erő, térdízület, mozgásvizsgálat

***Levelező szerző elérhetősége:** Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék, H-1111 Budapest, Műegyetem rakpart 3. **E-mail:** molci815@gmail.com **Tel.:** +36 30 339-3723

Citáció: Sonkodi B, Molnár C, Berkes I, Kiss RM. A térd mozgásközéppontjának közelítése geometriai úton - esettanulmány. *Biomech Hung* 2022; 15(2):49-59.

Beérkezés ideje: 2022.03.21. **Elfogadás ideje:** 2022.07.26.

GEOMETRIC APPROXIMATION OF THE CENTER OF MOTION OF THE KNEE - A CASE STUDY

Abstract

Recent theory describes the non-contact anterior cruciate ligament injury as a bi-phasic non-contact injury mechanism. Accordingly, the primary proprioceptive nerve ending microinjury could evolve as a result of unaccustomed or strenuous eccentric contractions when the sustainment of these fatiguing contractions induces an acute stress response.

The secondary injury is an injury associated with greater tissue damage as a consequence of the primary impairment of proprioception. The aim of the research is to develop a measurement method and to show its applicability, in which we approximate the center of motion of the knee in a geometric way. The approximation was made using the spatial position of the designated anatomical points of the lower limb at each time point in the given movement. In the motion test, an ACL injured and operated athlete was examined. The spatial position of the markers placed at the designated anatomical points was recorded, from which various motion parameters were calculated, such as the flexion-extension angle of the knee joint and the relative tilt angle of the tibia from the frontal direction. It is assumed that the point of attack of the resultant force (hereinafter knee point) is the intersection point of the tibia axis and the specially defined line of the knee plane with a good approximation. The knee point of the healthy lower limb shifted toward the medial head of the tibia during landing, suggesting that the point of attack of the resultant force in the tibia shifted toward the medial part of the proximal tibia. This pilot study can be a starting point for further measurements, in which the location of the point of attack of the resulting compressive force is investigated according to the new non-contact anterior cruciate ligament injury theory.

Keywords: non-contact anterior cruciate ligament injury, resultant force, knee joint, motion analysis

1. BEVEZETÉS

A keresztszalag sérülések a szabadidő sportolók és versenysportolók között is az egyik leggyakoribb sérülés, így a sérülés kialakulásának, a sérülés és a különböző műtéti eljárások hatásának vizsgálata fontos kérdésköre a mozgásvizsgálatoknak is. Nem-kontakt elülső keresztszalag (NKEK) sérülés az érintett szalagrostok megnyúlását, részleges szakadását vagy teljes szakadását jelentik. Fontos megjegyezni, hogy az elülső keresztszalag sérülések megközelítőleg $\frac{3}{4}$ -e nem-kontakt alapon, külső erőbehatás nélkül történik.¹⁻⁷ A sérülés jelentőségét jelzi, hogy az elmúlt közel két évtizedben a keresztszalag sérülések száma egyetemi sportolók körében folyamatosan emelkedett, éves szinten a növekedés meghaladta a 1,3%-ot.¹ Ha figyelembe vesszük, hogy ezen időszak alatt a szabadidő sport népszerűsége folyamatosan nőtt, akkor ez az arány akár

magasabb is lehet. Az NKEK sérülés pontos mechanizmusa nem ismert. Több elmélet is elterjedt az NKEK sérülés mechanizmusra vonatkozólag, mint az *intercondylaris* bevágás becsípődése,⁸ combizom erőteljes kontrakciója,⁹ combizom-térdíni egyensúlyának a hiánya, vagy az axiális nyomóerő kialakulása a térdízület külső oldalán.⁸⁻¹¹

Egy újonnan megjelent hipotézis az NKEK sérülést ugyanolyan két fázisú nem-kontakt sérülésnek írja le,¹² mint az izomláz új teóriája.¹³ Ilyen két fázisú nem-kontakt sérülések esetén az elsődleges sérülés nem külső fizikai erőbehatásra alakulhat ki, hanem a proprioceptív idegvégén, hyperexcitáció alatt, mechanoenetikus mikrosérülés formájában.^{12,13} Ehhez a nem-kontakt mikrosérüléshez a már fáradtsággal járó nem megszokott vagy kimerítő excentrikus izomkontrakciók fenntartása mi-

att kialakuló akut stressz reakció vezethet.^{12,13} Az ezt követő másodlagos sérülés egy nagyobb szöveti károsodással járó sérülés, amely oka a propriocepció primer károsodásának betudható csökkent stresszelnyelő képesség, csökkent gravitáció elleni védelem és testtartás kontroll csökkenés.^{12,13} Az NKEK sérülés új elmélete szerint a fenti primer proprioceptív idegvég sérülés a proximális *tibia* mediális oldalán a csonthártyában alakulhat ki.¹² Jelen vizsgálat hipotézise, hogy az NKEK sérülés provokatív helyzetben, ami az extendált térd 0-30°-ban¹⁴ alakul ki, amikor az eredő erő a térd síkot a *proximalis tibia* mediális részén metszi.¹²

A térd mozgásközéppontja (továbbiakban térdpont) jó közelítéssel a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térdponttal. A térdpontnak a mozgásából az eredő erő mozgására és a térdízület csillapítási képességére is következtethetünk. A kutatás célja egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása, amelyben a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítjuk. A biomechanika gyakorlatában rendszeresen használnak geometriai közelítést olyan paraméterek esetében, melyet direkt módon nem lehet megmérni, például a helikális tengely esetében.¹⁵ A módszer használhatóságát egy elülső keresztszalag műtéten átesett, de már teljesen felgyógyult kézilabdázó esetén három különböző ugrás elemzésével mutatjuk meg.

2. MÓDSZEREK

2.1 Vizsgált személy leírása

A vizsgált személy antropometriai adatai: 22 éves, 178 cm magasságú, 72 kg súlyú. A vizsgált személy 15 éve versenyszerűen kézilabdázik. Versenyszezonban heti 9 alkalommal

vesz részt edzéseken, szezonon kívül heti 3 alkalommal. A jobb térdén (továbbiakban: a műtött térd) 3 éve kézilabdameccsen, játék közben keresztszalag szakadást szenvedett. A műtött térd keresztszalag rekonstrukciós műtéten esett át (2018, 2018, 2019).

2.2. Mérési elrendezés

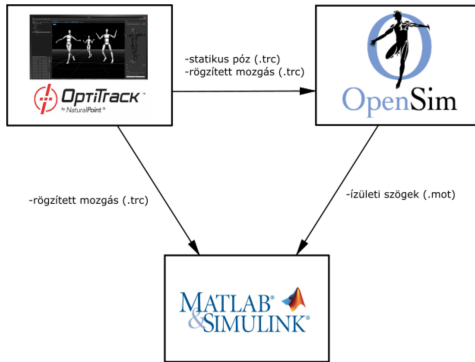
A méréseket a Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék Mozgáslaboratóriumában végeztük. A mozgásvizsgálathoz az ott található OPTITRACK (NaturalPoint, Corvallis, Oregon, USA) optikai alapú mozgáskövető rendszert használtuk. A mozgáskövetés 18 darab Flex 13 típusú kamera és Motive:Body szoftver segítségével történt. A kamerák 1,3 MP felbontásúak, 56°-os látószöggel rendelkeztek, infravörös tartományban rögzítették a felvételt, a maximális felvételi sebességük 120 FPS. Jelen kutatás során a mintavételezési frekvencia 100 FPS volt. A rendszerhez szükséges passzív markerek reflektív anyaggal borított 5 mm átmérőjű gömbök voltak.

A mozgásvizsgálat során fontos volt a megfelelő biomechanikai modell kiválasztása. Jelen kutatásban az alsó végtag, azon belül is a térd mozgásának a vizsgálata volt a cél. Ennek megfelelően helyeztük el a markereket a megfelelő anatómiai pontokra a *Rizzoli Lower Body Protocol marker set* kibővítésével. A vizsgált anatómiai pontok pontos elnevezése az [1. táblázatban](#) található. A jelölő markereket közvetlenül a bőrre vagy a ruházatra rögzítettük orvosi tapasszal.

2.3. Vizsgálat menete

A mérés kezdete előtt markereket a megfelelő anatómiai pontokra kétoldali ragasztóval kell felhelyezni. A kijelölt anatómia pontok térbeli helyét mozgás közben az OPTITRACK

(NaturalPoint, Corvallis, Oregon, USA) optikai alapú mozgáskövető rendszerrel rögzítettük. Ezt a mérés előtt kalibrálni szükséges, hogy az adott mérési körülmények között is kellő pontosságú legyen. A jelenlegi kalibráció után a mérések során az átlagos mérési hiba 0,47 mm volt.



1. ábra. A feldolgozás menete

Az alsó végtag elemzéséhez az *1. táblázatban* adott anatómiai pontok térbeli helyzetét három ugrófeladat közben rögzítettük: az első feladat páros lábbal történő felugrás, majd páros lábra érkezés volt; a második feladat páros lábbal történő felugrás, majd a jobb (műött) lábra érkezés volt; a harmadik feladat páros lábbal történő felugrás, majd a bal (egészséges) lábra érkezés volt.

2.4. Adatfeldolgozás

Az adatok feldolgozása összetett folyamat volt, melynek menetét az *1. ábra* mutatja. A mozgásvizsgáló rendszer a Motive:Body szoftverrel rögzítette a markerek térbeli koordinátáit, mely segítségével egyrészt mozgásparamétereket számítottunk, másrészt ciklusokra bontottuk a felvételeket.

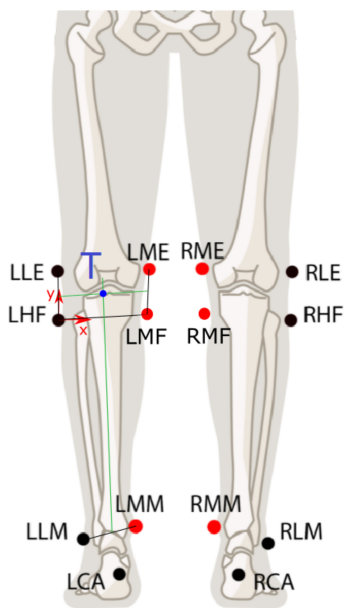
1. táblázat. A mérés során használt markerek anatómiai helye

Marker elnevezés	Anatómia pont megnevezése
LPSI	bal hátulsó csípőtővis (<i>spina iliaca posterior superior l.s.</i>)
RPSI	jobb hátulsó csípőtővis (<i>spina iliaca posterior superior l.d.</i>)
LASI	bal elülső csípőtővis (<i>spina iliaca anterior superior l.s.</i>)
RASI	jobb elülső csípőtővis (<i>spina iliaca anterior superior l.d.</i>)
LLE	bal <i>femoralis epicondyle</i> oldalirányú kiemelkedése (<i>femoralis epicondyle l.s.</i>)
RLE	jobb <i>femoralis epicondyle</i> oldalirányú kiemelkedése (<i>femoralis epicondyle l.d.</i>)
LME	bal <i>medialis femoralis epicondyle</i> középső kiemelkedése
RME	jobb <i>medialis femoralis epicondyle</i> középső kiemelkedése
LHF	bal szárkapocscsont feje (<i>caput fibulae l.s.</i>)
RHF	jobb szárkapocscsont feje (<i>caput fibulae l.d.</i>)
LMF	bal sípcsont belső feje (<i>medial condyle l.s.</i>)
RMF	jobb sípcsont belső feje (<i>medial condyle l.d.</i>)
LTT	érdesség a bal sípcsont fején (<i>tuberositas tibiae l.s.</i>)
RTT	érdesség a jobb sípcsont fején (<i>tuberositas tibiae l.d.</i>)
LLM	bal külső boka (<i>malleolus lateralis l.s.</i>)
RLM	jobb külső boka (<i>malleolus lateralis l.d.</i>)
LLM	bal belső boka (<i>malleolus lateralis l.s.</i>)
RMM	jobb belső boka (<i>malleolus lateralis l.d.</i>)
LCA	bal sarokcsont hátsó felületének a domborulata, Achilles in tapadási helye (<i>calcaneus l.s.</i>)
RCA	jobb sarokcsont hátsó felületének a domborulata, Achilles in tapadási helye (<i>calcaneus l.d.</i>)

A markerek térbeli koordinátáiból több lépésben lehetett mozgásparamétereket számolni. A jelenlegi mérés során a térdízület *flexio-extensio* szögét, a *tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontját (melyet térdpontnak neveztünk el, azaz *knee point*-nak), valamint a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszögének változását vizsgáltuk. Az ízületi szögek számítását az OPENSIM (NIH Center for Biomedical Computation, Stanford University) szoftver *Inverse Kinematics (Inverz Kinematika) toolbox*-a segítségével végeztük el. A program futtatása után további adatfeldolgozáshoz a kiszámított ízületi szögeket exportáltuk *.mot* (motion files - mozgás fájlok) formátumban. A további adatfeldolgozás saját készítésű programkóddal MATLAB (2021a, The MathWorks, Massachusetts, USA) szoftverben történt.

Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térd moz-

gásközéppontjával (térdpont), amely definíció szerűen a tibia tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontja. A *tibia* tengelyének és a szaggítással térdízület metszéspontját frontális irányból vizsgáltuk, mivel azt tanulmányoztuk, hogy a térdpont, amely feltételezésünk szerint jól közelíti az eredő erő támadáspontját, mediális vagy laterális irányba tolódik a felugrás során. A *tibia* tengelye úgy közelíthető, hogy a bokára helyezett markerek (LLM és LMM; RLM és RMM) egyenesének a felezőpontjára és a *tibia* fejére helyezett markerek (LHF és LMF; RHF és RMF) egyenesének a felezőpontjára egyenest illesztettünk frontális irányban. A térdízület úgy közelíthető, hogy a *femur* alsó végére helyezett markerek (LLE és LME; RLE és RME) egyenesének a felezőpontjára és a *tibia* fejére helyezett markerek (LHF és LMF; RHF és RMF) egyenesének a felezőpontjára egyenest illesztettünk frontális irányban. A két egyenes metszéspontja a térdpont, amely az eredő erő támadáspontját jól közelíti. A 2. ábrán látható a közelítő térdpont vizuális ábrázolása. A közelítő térdpont *x* és *y* koordinátáit exportáltuk. A lokális koordinátarendszer origója a jobb térd esetén az RHF marker, a bal térd esetén az LHF marker volt. A *tibia* tengelyének relatív dőlésszögét minden időpillanatban a *tibia* 0. időpillanatban vett tengelyéhez viszonyítottuk.



2. ábra. A közelítő térdpont (kék T betűvel jelölve) kiszámítása geometriai úton markerek segítségével a bal térd esetében

A ciklusokra bontáshoz a külső bokára helyezett markereknek a függőleges tengely menti koordinátáit célszerű használni. A felugrás csúcsa (maximális emelkedés) esetén a mindkét bokára helyezett markernek lokális maximuma volt. Egy vizsgált ciklus a felugrás csúcspontjától számítva egységesen 1 s-on át tartott. Ezáltal biztosítottuk a leérkezés pillanatának, valamint a leérkezés utáni csillapítási fázis rögzítését is, hogy vizsgálni tudjuk az ízületek csillapítási képességét. A három különböző feladatnak külön vizsgáltuk a ciklusait. Minden feladat ciklusa során vizsgáltuk

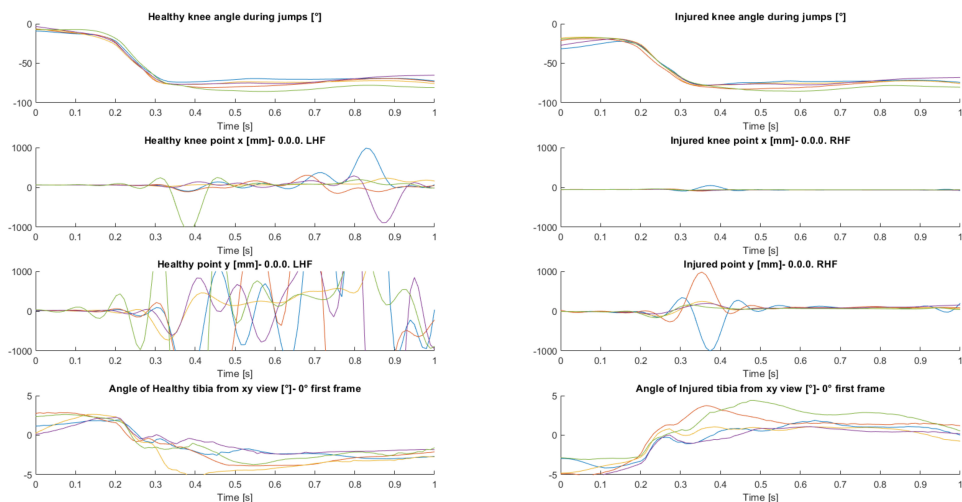
a különböző mozgásparamétereket, vagyis a térdízület *flexio-extensio* szögét, *tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontját, valamint a *tibia* frontális irányból vett relatív dőlésszögét.

3. EREDMÉNYEK

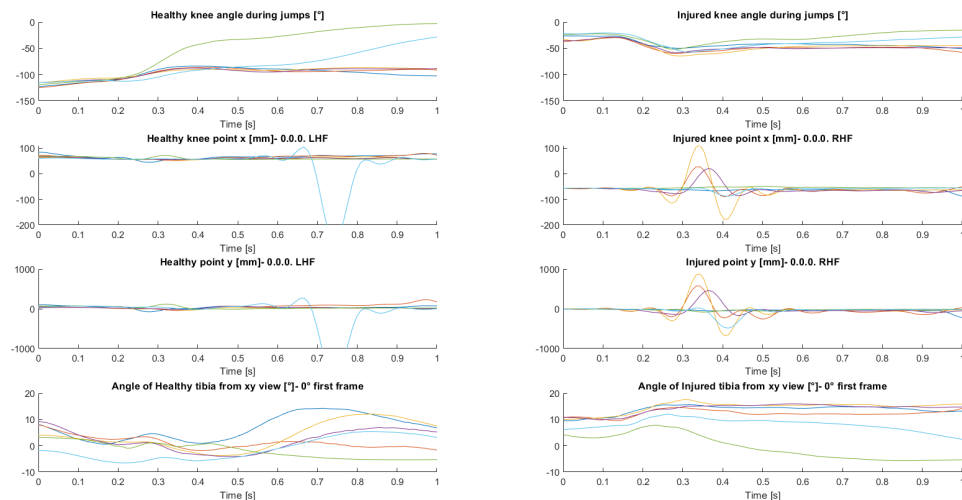
Az ábrázolt mozgásparaméterek a térdízület *flexio-extensio* szöge, térdpont (*tibia* tengelyének és a térdízület metszéspontja), valamint a

tibia frontális irányból vett relatív dőlésszöge. A *tibia* tengelyének és térdpont *x* irányú komponenséből következtethetünk a mozgásközéppont helyének változására, amely feltételezésünk szerint követi az eredő erő helyének változását.

A mozgásparamétereket 3. ábrán a két lábbal történő leérkezéskor (első feladat) míg a 4. és az 5. ábrán egy lábbal történő leérkezéskor



3. ábra. Páros lábbal történő felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása leérkezés közben

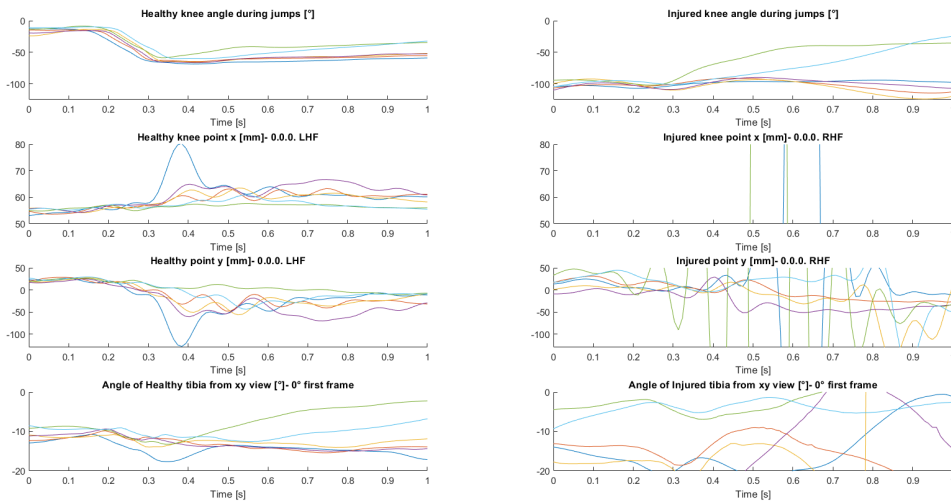


4. ábra. Felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása műtött lábra leérkezés közben – ugróláb (műtött) biomechanikai paraméterei relevánsak

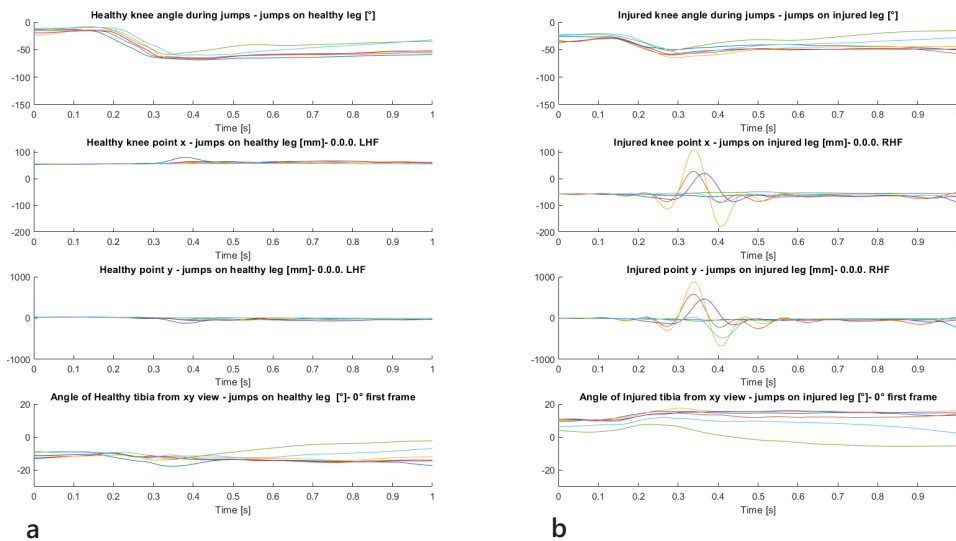
(második és harmadik feladat) ábrázoltuk. A 4. és az 5. ábrán az ugróláb mozgásparamétereit a relevánsak, hiszen annak kell elviselni a terhelést, az fog csillapítani leérkezés közben. A 6. ábrán az ugró oldal mozgásparamétereit hasonlítottuk össze.

4. MEGBESZÉLÉS

A két-fázisú nem-kontakt sérülések primer okaként a kompressziós erők és nyíróerők szuperpozíciója is közrejátszik.^{12,13} A proprioceptív idegvégék dózis-limitáltan és



5. ábra. Felugrás során a biomechanikai paraméterek ábrázolása egészséges lábra leérkezés közben – az ugróláb (egészséges) biomechanikai paramétereit relevánsak



6. ábra. Az ugróláb biomechanikai paramétereit felugrásból egy lábra leérkezés során.
 a.) az egészséges láb biomechanikai paramétereit egészséges lábra érkezés során
 b.) a műtött láb biomechanikai paramétereit műtött lábra érkezés során

küszöbérték függően tudnak sérülni akut stresszhatás alatt, ezért a károsító kompressziós és nyíró erők szuperpozíciójának különös lehet a jelentősége.^{12,13} Fontos megjegyezni, hogy feltételezhetően az izomláz esetében az elsődleges és egyben kritikus sérülés helye az izomrészben található proprioceptív idegvég *Piezo2* ioncsatornája.^{13,16} A *Piezo2* ioncsatorna egy gigantikus transzmembrán fehérje, amely ioncsatorna a szomato-szenzoros idegvégében a proprioceptív mechano-transzdukcióért felelős.^{17,18} Az NKEK sérülés új elmélete a fenti primer proprioceptív idegvég sérülést a proximális *tibia* mediális oldalán a csonthátrtyában feltételezi, és a *Piezo2* ion csatorna mikrosérülése sejtethető a háttérben.¹² A hipotézis része, hogy a sípcsont ezen részén található *infrapatellaris* idegnek nem csak bőrt beidegző ága, hanem a mediális ízületi kapszulát és csonthátrtyát beidegző ága is lehet.¹² Ezt a kettős beidegzést a belboka esetében igazolták, ahol a *saphenus* idegből eredő mediális *malleolus* ág mind a bőrt, mind a csonthátrtyát, illetve az ízületi kapszulát is beidegzi.¹⁹

A térd mozgásközéppontja, azaz térdpont a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiálható. Feltételezhető, hogy az eredő erő támadáspontja jó közelítéssel megegyezik a térdponttal. A kutatás célja, egy mozgásvizsgálaton alapuló geometriai módszer kidolgozása és alkalmazhatóságának ellenőrzése volt, amely a térdpont helyét az adott mozgás minden időpillanatában az alsó végtag kijelölt anatómia pontjainak térbeli helyzetéből geometriai úton számítja. A módszer használhatóságát egy elülső keresztzalag műtéten átesett, de már teljesen felgyógyult kézizabldázó esetén három különböző ugrás elemzésével mutattuk meg. A 3. ábrán a felugrából páros lábbal érkezés során megfigyelhető, hogy az egészséges oldal térdpontjának x irányú mozgásának amplitúdója nagyobb. Ez azt jelentheti, hogy a *tibia* tengelye jobban

kitért az alapállapotából (alapállapotában feltételezhetően a *tibia* tengelye merőleges a térd szagittális síkjára). Ebből arra lehet következtetni, hogy az egészséges alsó végtagnak kellett nagyobb terhelést elviselnie. A 3. ábrán az is látható, hogy a térdpont x irányú komponense az egészséges oldal esetén nagyobb amplitúdójú és időben elnyújtottabb, mint a műtött oldal esetén.

A 4. és az 5. ábrán az egy lábra leérkező ugrások mozgásparemeterei találhatók talajérkezés közben. A görbék jellege miatt mutatuk be a két ábrát külön-külön is. A 4. ábrán megfigyelhető, hogy alternáló mozgást végzett a műtött oldal térdpontjának x irányú komponense, azaz a térdpont helye folyamatosan változott. Feltételezhető, hogy az eredő erő helye is folyamatosan változott. A műtött oldal térdpontjának x irányú komponensének esetében a negatív irányú kitérés jelentette a *tibia* mediális irányban történő kitérést. A 4. ábrán látható továbbá, hogy a térdpont x irányú komponense a műtött oldal esetén viszonylag nagyobb amplitúdójú és időben koncentrált mozgást írt le, amely rövid időn belül visszatért a kiindulási állapotába, amely eltér az egészséges oldal eredményeitől.

Az 5. ábrán látható az egészséges oldal térdpontjának x irányú komponensének oszcilláló mozgása. Ez azt mutathatja, hogy a térdpont helye is folyamatosan változott. Az egészséges oldal térdpontjának x irányú komponensének esetében a pozitív irányú kitérés jelentette a *tibia* mediális feje irányában történő kitérést. Szintén megfigyelhető, hogy a térdpont x irányú komponense ebben az esetben nem tért vissza a kiindulási állapotába, hanem egy másik értéket vett fel, ami a lokális koordináta-rendszerben értelmezve azt jelenti, hogy a *tibia* mediális fejéhez volt közelebb, mint felugrás előtt. A leérkezés során térdpont a *proximalis tibiában* annak a mediális oldala felé tolódott. Az 5. ábrán látható, hogy a térd-

pont x irányú komponense az egészséges oldal esetén viszonylag kisebb amplitúdójú és időben elosztott mozgást írt le. Feltételezhető, hogy az eredő erő helye is hasonló mozgást végez.

A fenti méréseink utalhatnak arra, hogy az NKEK sérülés az új elmélet szerint feltételezett eredő erő támadáspontjának helye a sérülés provokatív helyzetében a *proximalis tibia medialis* részén van.¹² Továbbá a méréseken tapasztalt jelenség, nevezetesen, hogy a műtött oldal stresszelnyelő képessége limitált, szintén utalhat a nem-kontakt sérülés új hipotézisre, mert a korábbi sérülés és esetleges műtéti következményként a proprioceptív idegkárosodás fennállhat.¹² Az NKEK sérülés mechanizmusának másodlagos fázisát megelőzően, de már az elsődleges sérülést követően, ugyanilyen proprioceptív idegvég mikrosérülés feltételezhető.¹² Erre utalhatnak a korábbi cikkekben összefoglalt jelenségek, hogy kézilabdások NKEK sérülést közvetlenül megelőző felugráskor sarokra vagy talpra érkeztek, míg az NKEK sérülést nem szenvedett sportolók az elülső lábra érkeztek.^{11,20} Az NKEK sérülést elszenvedők kisebb boka planthar flexióval és 50%-kal hamarabb fogtak talajt, amely mind a propriocepció károsodására, illetve ennek

következtében a korlátozott stresszelnyelésre, testtartás kontroll veszítésre, valamint limitált gravitáció elleni védelemre utalhatnak.^{11,12,20}

A kutatás hiányossága, hogy a módszerrel csak egy személy három különböző mozgását rögzítettük és elemeztük. További hiányossága, hogy kinetikai mérésekkel nem bizonyított, hogy a definiált mozgásközéppont (cikkben térdpontként használt) és az eredő erő pontja megegyezik-e. Ezen hiányosságok és a fenti feltételezések alátámasztása végett további, statisztikailag alátámasztott következtetések levonására alkalmas, nagyobb számú vizsgálat végzése elengedhetetlenül szükséges.

Összefoglalóan megállapítható, hogy a kidolgozott mérési módszer alkalmas a térd mozgásközéppontjának meghatározására, ha a mozgásközéppontot (térdpontot) a *tibia* tengely és a térd síkjának speciálisan meghatározott egyenesének metszéspontjaként definiáljuk. Egy vizsgált személyen végzett mérés adataiból számított különböző mozgásparaméterek jól mutatják a mozgás közben egyes szögjellemzők változását és a térdpont helyzetének változását. Feltételezhető, hogy az eredő erő is hasonló mozgást végez.

A szerzők részvétele: Konceptió: S.B., K.R., M.C. Metódu: K.R., M.C. Szoftver: M.C. Validálás: K.R., M.C. Formális analízis: M.C. Vizsgálat: M.C. Eszközölés: K.R. Írás - kézirat: M.C., S. B. Írás - felülvizsgálat, szerkesztés: M.C., K.R., S.B. Vizualizáció: M.C. Felügyelet: K.R., B.I. Projekt adminisztráció: K.R., M.C. Forrás: K.R.

Köszönetnyilvánítás: -

Támogatás: A kutatás az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP-21-1 kódszámú „Új Nemzeti Kiválóság” Programjának támogatásával készült.

Összeférhetlenség: Nincs

Rövidítések: LCA - elülső keresztzalag, NKEK - Nem-kontakt elülső keresztzalag

IRODALOM

- Hootman JM, Dick R, Agel J. Epidemiology of collegiate injuries for 15 sports: Summary and recommendations for injury prevention initiatives. *J Athl Train.* 2007;42(2):311-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17710181>
- Ali N, Rouhi G. Barriers to predicting the mechanisms and risk factors of non-contact anterior cruciate ligament injury. *Open Biomed Eng J.* 2010(4) 4 (2010): 178-89. DOI: [10.2174/1874120701004010178](https://doi.org/10.2174/1874120701004010178)
- Kobayashi H, Kanamura T, Koshida S, Miyashita K, Okado T, Shimizu T et al. Mechanisms of the anterior cruciate ligament injury in sports activities: A twenty-year clinical research of 1,700 athletes. *J Sports Sci Med.* 2010;9:669-75. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24149795>
- Koga H, Nakamae A, Shima Y, Iwasa J, Myklebust G, Engebretsen L, et al. Mechanisms for noncontact anterior cruciate ligament injuries: Knee joint kinematics in 10 injury situations from female team handball and basketball. *Am J Sports Med.* 2010;38: 2218-25. DOI: [10.1177/0363546510373570](https://doi.org/10.1177/0363546510373570).
- McNair PJ, Marshall RN, Matheson JA. Important features associated with acute anterior cruciate ligament injury. *N Z Med J.* 1990;103:537-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/2243642>
- Boden BP, Dean GS, Feagin JA, Garrett WE. Mechanisms of anterior cruciate ligament injury. *Orthopedics.* 2000;23:573-8. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10875418>
- Fauno P, Wulff Jakobsen B. Mechanism of anterior cruciate ligament injuries in soccer. *Int J Sports Med.* 2006;27:75-9. DOI: [10.1055/s-2005-837485](https://doi.org/10.1055/s-2005-837485)
- Uhorchak JM, Scoville CR, Williams GN, Arciero RA, Pierre PS, Taylor DC. Risk factors associated with noncontact injury of the anterior cruciate ligament. *The American journal of sports medicine.* 2003 Nov;31(6):831-42. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14623646>
- DeMorat G, Weinhold P, Blackburn T, Chudik S, Garrett W. Aggressive quadriceps loading can induce noncontact anterior cruciate ligament injury. *The American journal of sports medicine.* 2004 Mar;32(2):477-83. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/14977677>
- Meyer EG, Baumer TG, Slade JM, Smith WE, Haut RC. Tibiofemoral contact pressures and osteochondral microtrauma during anterior cruciate ligament rupture due to excessive compressive loading and internal torque of the human knee. *Am J Sports Med.* 2008;36: 1966-77. DOI: [10.1177/0363546508318046](https://doi.org/10.1177/0363546508318046)
- Boden BP, J. S. Torg JS, S. B. Knowles SB, Hewett TE. Video analysis of anterior cruciate ligament injury: Abnormalities in hip and ankle kinematics. *Am J Sports Med.* 2009;37:252-9. DOI: [10.1177/0363546508328107](https://doi.org/10.1177/0363546508328107)
- Sonkodi B, Bardoni R, Hangody L, Radák Z, Berkes I. Does compression sensory axonopathy in the proximal tibia contribute to noncontact anterior cruciate ligament injury in a causative way? - a new theory for the injury mechanism. *Life* 2021;11:443. Available from: <https://www.mdpi.com/2075-1729/11/5/443>
- Sonkodi B, Berkes I, Koltai E. Have we looked in the wrong direction for more than 100 years? Delayed onset muscle soreness is, in fact, neural microdamage rather than muscle damage. *Antioxidants.* 2020 Mar;9(3):212. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32150878>
- Olsen OE, Myklebust G, Engebretsen L, Bahr R. *Injury mechanisms for anterior cruciate ligament injuries in team handball: a systematic video analysis. The American journal of sports medicine.* 2004 Jun;32(4):1002-12. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15150050>
- Kocsis L, Kiss RM, Jurák M. Determination and representation of the helical axis to investigate arbitrary arm movements. *Facta univer-*

- sitatis-series. *Physical Education and Sport*. 2000;1(7):31-7.
16. *Sonkodi B, Kopa Z, Nyirády P*. Post Orgasmic Illness Syndrome (POIS) and Delayed Onset Muscle Soreness (DOMS): do they have anything in common? *Cells*. 2021 Aug;10(8):1867. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/34440637>
 17. *Woo SH, Lukacs V, De Nooij JC, Zaytseva D, Cridle CR, Francisco A et al*. Piezo2 is the principal mechanotransduction channel for proprioception. *Nature neuroscience*. 2015 Dec;18(12):1756-62. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26551544>
 18. *Volkers L, Mechioukhi Y, Coste B*. Piezo channels: from structure to function. *Pflügers Archiv-European Journal of Physiology*. 2015 Jan;467(1):95-9. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25037583>
 19. *Clendenen SR, Whalen JL*. Saphenous nerve innervation of the medial ankle. *Local and regional anesthesia*. 2013;6:13. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23630434>
 20. *Boden BP, Sheehan FT, Torg JS, Hewett TE*. Non-contact ACL injuries: mechanisms and risk factors. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*. 2010 Sep;18(9):520. Available from: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/20810933>