



VEZÉRCIKK

Csernátony Zoltán

főszerkesztő

chiefeditor@biomechanica.hu

DOI: 10.17489/biohun/2015/1/00

Egy szakmai társaság életében mindig nagy jelentőséggel bír annak konferenciája. Ez egyfajta sereg-szemle, ahol időről-időre találkoznak az azonos érdeklődésű szakemberek, elmondják legújabb gondolataikat és eredményeiket, és megismerik az újonnan csatlakozókat.

Nagy öröömre ezévben az ortopédia és traumatológia kongresszusának csatolt rendezvényeként tudtuk megtartani tudományos összejövetelünket. Ez a két klinikai szakma inspirálja leginkább a hazai biomechanikai kutatásokat, így a klinikum, az alap- és alkalmazott kutatások iránt érdeklődők toborzása nem jelentett gondot, és merem remélni, a biomechanikai műhelyek munkái iránt eddig nem érdeklődő orvos kollégák közül is többen képet kaptak a társaság értékeiről.

Folyóiratunk jelen számát ezért a konferencián elhangzott előadások absztraktjainak szenteltük, hogy ily módon is hozzáférhetővé tegyük a konferencián elhangzott sok értékes gondolatot. Csak remélni merem, hogy a mozgásszervi kongresszushoz csatolt rendezésből hagyomány válik, min-denki hasznára és meglegedésére.

A SZIVACSOS CSONT MECHANIKAI ANIZOTRÓPIÁJÁNAK MÉRÉSE MIKROSZERKEZETI VÉGESELEMES SZIMULÁCIÓ SEGÍTSÉGÉVEL, A SZERKEZETI ANIZOTRÓPIA FIGYELEMBE VÉTELÉVEL

Lakatos Éva¹, Nagy Dominik², Dobó-Nagy Csaba³

¹Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

²CityDent Implantológiai Centrum és Esztétikai Fogászat

³Semmelweis Egyetem Orális Diagnosztikai Tanszék

lakatoseva@mail.bmc.hu

DOI: [10.17489/biohun/2015/1/01](https://doi.org/10.17489/biohun/2015/1/01)

Absztrakt

Jelen vizsgálat célja a foggyökér környezetében, a terhelések hatására kialakuló anizotrópia mérése volt. A vizsgálatokhoz 10 különböző korú férfi és nő állcsontjából származó 10 darab mintát vetettünk alá mikro-CT vizsgálatnak. A szerkezeti anizotrópia mérését beillesztett ellipszoidok – a csontállomány belső pontjai környezetében a legnagyobb olyan ellipszoid, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget – segítségével végeztük. Feltételezve, hogy a szerkezeti és mechanikai anizotrópia főirányai megközelítőleg egybeesnek, a kapott domináns irányokban kivágott csontkockákra mikroszerkezeti végeselemes modellt generálva lehetővé vált a szivacsos állcsont mechanikai anizotrópiájának közelebbi megismerése. A mikroszerkezet végeselemes szimulációja segítségével mérhető volt a foggyökér környezetéből származó csontminták esetén a mechanikai anizotrópia foka és becsülhető a három domináns iránybeli rugalmassági modulus.

Kulcsszavak: szivacsos csont, anizotrópia, μ FEM

Micro-FEM based mechanical anisotropy measurement of the trabecular bone, in view of the structural anisotropy

Abstract

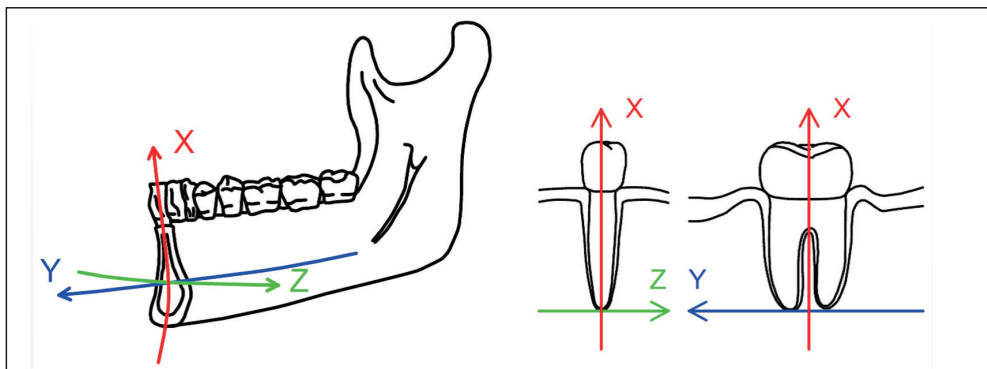
The present study aimed to determine the anisotropy around the tooth root, resulting from the loads of the jaw. 10 specimens from 10 patients were submitted to micro-CT scanning. The measurement of the structural anisotropy was conducted by means of inserted ellipsoids – the largest ellipsoids around certain points in the material, which contain bone and their surfaces touch the medullary cavity. Assuming that the principal directions of the structural and mechanical anisotropy approximately coincide with each other, conclusions could be drawn about the mechanical anisotropy of the trabecular bone, by generating a microstructural finite element model of bone cubes cut in the dominant directions. By means of the finite element simulations of the microstructure, the degree of the anisotropy could be measured and an estimation of the Young moduli in the three dominant directions could be given.

Keywords: trabecular bone, anisotropy, FEM

Bevezetés

A szivacsos csont szerkezeti és mechanikai anizotrópiájának kérdése a csontmechanika aktívan kutatott területei. A szivacsos csont terheléshez igazodó gerendázatos szerkezete és a változó terhelési viszonyokhoz történő alkalmazkodása a nagyobb csöves csontok (pl. combcsont, lábszárcsont) végdarabjaiban szabad szemmel is megfigyelhető, míg egyes csontok (pl. állcsontok) esetén az összetett terhelési viszonyok miatt az irányítottág kevésbé szembe tűnő. Az állcsontok esetén a fogakról a csontra átadódó rágóterhelést a gyökérhártya (periodontal ligament) rostjai közvetítik, melyek iránya a fog koronája és a gyökércsúcs között szakaszonként változó. Az állcsontok – elsősorban mechanikai – anizotrópiájának ismerete, egyéb mechanikai tulajdonságok mellett fontos tényezőt jelent a fogászati implantátumok és különféle állcsontot érintő szájsebészeti beavatkozások tervezésében. A szerkezeti anizotrópia mérésének legelterjedtebb eszközei a CT vagy mikro-CT felvételeken alapuló módszerek, melyek némelyikéhez fellelhető kísérleti úton validált, a mechanikai anizotrópia számítására alkalmas összefüggések. Ezek hiányában a mechanikai anizotrópia mérése jól megválasztott irányokban végzett törőkísérletekkel, vagy mikroszerkezeti végelesemes szimulációkkal lehetséges. Az állcsontok rugalmassági modulusának

meghatározásával számos szakirodalmi forrás foglalkozik. Misch és mtsai. hengeres csontmintákon végeztek nyomókísérleteket.¹ A hengereket függőleges irányban fűrték ki a csontból, és fagyaszta tárolták. A tömör csontréteggel borított minták esetén 24,9-240 MPa közötti Young-modulust mértek 96,2 MPa középértékkel és 40,6 MPa szórással, míg a tisztán szivacsos csontot tartalmazó próbatestek esetén ez 3,5-125,6 MPa volt, 56,0 MPa középértékkel és 29,6 MPa szórással. O'Mahony és mtsai. egyetlen halott állcsontjából származó 7 fagyaszta tárolt szivacsos csontkocka nyomókísérletét végezték el, három, anatómiai jellemző irányban: infero-superior (függőleges), bucco-lingualis (vízszintes a mandibula ívére merőleges irányban), valamint mesio-distalis (vízszintes a mandibula ívének irányában).² A három irányban, sorrendben 114, 511 és 907 MPa értéket mértek. Az említett két munka az implantációs fogpótlás szempontjából érdekes területre, az alsó állcsont íves, fogakat hordozó (corpus mandibulae) részére koncentrált, míg van Eijden és mtsai. a szivacsos csontot nagyobb mennyiségben tartalmazó, viszont implantációs fogpótlásban nem érintett területről, az állcsont hátsó ízületi nyúlványából (processus condylaris) származó, balzsamozással tartósított mintákat vizsgálták. Vízszintes és függőleges irányban végeztek nyomókísérleteket. Vízszintes irányban 438 MPa, míg függőleges irányban 157 MPa



1. ábra. Az állcsont anatómiai jellemző irányai az alsó állcsonton szemléltetve (x: infero-superior, y: mesio-distalis, z: bucco-lingualis)

rugalmassági modulus értéket közöltek.³ Lakatos és mtsai. az alsó állcsontból származó, friss csontmintákon, vízszintes irányban 6,9 és 199,5 MPa közötti értékeket mértek.⁴ A szakirodalomban fellelhető többirányú mérések az állcsontnak a korábban említett, anatómiailag jellegzetes három irányára (1. ábra) koncentrálnak, melyek a fogak környezetében nagy valószínűséggel eltérnek a terhelések, és ezáltal az anyagi anizotropia domináns irányaitól. A csontszerkezet irányultsága hatékonyan vizsgálható mikro-CT felvételek segítségével. A szivacsos csont anizotropiája az ortotropnak tekinthető geometriai tulajdonságai miatt jellemezhető a három kitüntetett iránnyal és az egyes irányokhoz rendelt, az adott irány dominanciáját jellemző számértékekkel.⁵ A csontmechanikában gyakran alkalmazott, ún. váztenzorok az ortotrop architektúra anizotropiájának 3×3 -as mátrixok segítségével történő leírására alkalmasak, ahol a tenzor sajátvektorai adják a kitüntetett irányokat és a hozzájuk tartozó megfelelő sajátértékek az adott irány dominanciáját. A váztenzorok jelentősége a szivacsos csont anizotropiájának vizsgálata szempontjából abban rejlik, hogy a vázszerkezet és a mechanikai tulajdonságok összefüggnek.⁶ Először Cowin,⁵ majd Zysset és Curnier⁷ tették javaslatot a váztenzor sajátértékei és az ortotrop anyagi tulajdonságokat leíró merevségi tenzor elemei közötti kapcsolat matematikai leírására.

Módszerek

A foggyökeret övező szivacsos csont anizotrop anyagjellemzőinek lehető legpontosabb meghatározásához a szerkezeti anizotropia főirányait a mikro-CT felvételek vizsgálatán alapuló, beillesztett ellipszoidok módszerével vizsgáltuk.⁸

Mintavétel és mikro-CT vizsgálatok

A csont anizotropiájának meghatározásához a Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Karának Önálló Radiológiai Részlege laborjában 10 különböző korú férfi és nő állcsontjából származó 10 darab mintát vetettünk alá mikro-CT vizsgálatnak. A mintavételt és a mikro-CT vizsgálatokat a Tudományos és Kutatásügyi Bizottság (141/2010 TUKEB engedélyszámmal) jóváhagyta. Az állcsont részletek eltávolítását az orvosi okokból indokolt szájszűrés műtétek során szakképzett szájszűrés végezte. A kutatási minták kinyerését az eredetileg tervezett műtéti beavatkozás során végeztük el, a pácienseknek nem járt többlet beavatkozással. A minták kinyerése a következő két típusú műtéti beavatkozás során történt: fog vagy foggyökér sebészi eltávolítása az állcsontból (sculptio) és a fog gyökércsúcsának sebészi eltávolítása, és közvetlen környezetének megtisztítása (gyökércsúcs resectio). A fenti két beavatkozást helyi érzéstelenítésben végeztük, ambuláns szájszűrés ellátás keretein belül. A műtét során részlegesen eltávolítottuk a foggyökeret fedő vestibularis csontot (az állcsont kifelé, a szájtornác felé néző felszíne), speciális csontsebészeti fűrök segítségével. Ezen csontot használtuk fel a következőkben ismertetett kutatás céljára. Ezt követően eltávolítottuk a foggyökeret vagy a fog gyökércsúcsi részletét, a műtét típusától függően. A sebet egyszerű, csomós öltésekkel zárták. A páciensek a beavatkozásról és annak kockázatairól minden szükséges tájékoztatást megkaptak, és a csontminták tudományos célú felhasználásához hozzájárultak.

Az irányultság vizsgálatához szükséges volt, hogy a csontminta eredeti, csontban elfoglalt helyét és irányát pontosan rögzítsük, ennek érdekében a műtétet végző orvos a mintákra röntgenárnyékot adó, guttapercha nevű anyaggal jelet helyezett. A minták fog körül elfoglalt helyét és irányát, valamint a jelölés helyét

gondosan feljegyezte. A kinyert mintákat a feldolgozásig formalinban tároltuk, majd szerkezetüket mikro-CT segítségével vizsgáltuk (2. ábra).

Az előzőekben ismertetett módon nyert csont-részletek mikro-CT vizsgálatával a próbatések szeleteiről készült felvételeket nyerjük. A 3. ábrán látható példában a csont részlet alsó (3.a ábra), középső (3.b ábra) és felső (3.c ábra) részéről készült képszeleteket emeltük ki. A 3. ábrán látható képszeleteken a nagyobb sugárgyengítésű anyagok világosabb színnel jelöltek, a 3.c ábrán a guttapercha jelölés élénk fehér foltként jelenik meg.

A szivacsos csont háromdimenziós irányultságát a képszeleteket reprezentáló kétdimenziós mátrixokból összefűzött háromdimenziós mátrixok segítségével vizsgáltuk a csontra és a csontközötti velőüregre jellemző értékek szétválasztása, a binarizálás után (4. ábra). A szivacsos csont szerkezeti anizotrópiáját a

binarizált adatállományból kivágott, tisztán szivacsos csontot tartalmazó résztartományon vizsgáltuk (4.c ábra).

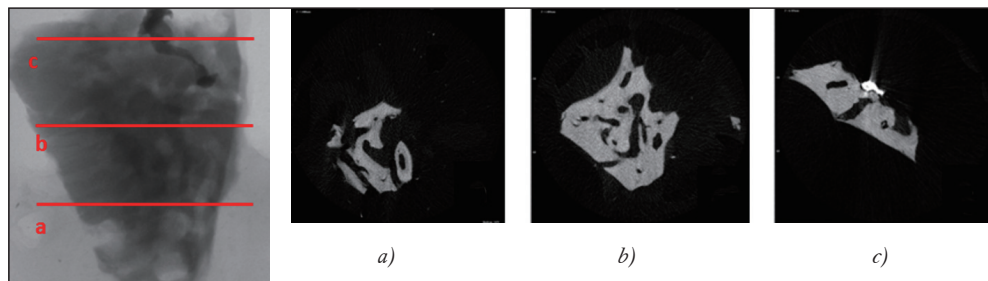
A szerkezeti anizotrópia mérése

A beillesztett ellipszoidokon alapuló szerkezeti anizotrópia mérési eljárás alapelve, hogy a tartomány egyes pontjaiban keressük azt a legnagyobb ellipszoidot, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget (síkban ábrázolva lásd az 5. ábrán). Az ellipszoidot egy kiindulási gömb fokozatos növelésével kapjuk. A velőüreg elérésekor az érintési pont irányában rögzítjük az ellipszoid legrövidebb tengelyét, és először forgási ellipszoidként, majd a második csonton kívüli pont elérése után általános ellipszoidként növeljük tovább.⁸

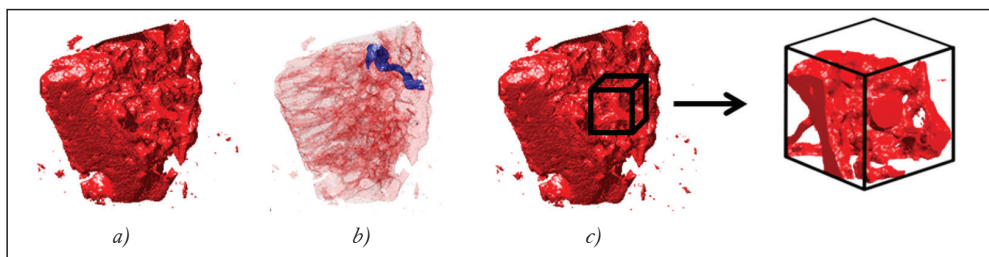
A csont részlet anizotrópiája az egyes pontokra meghatározott ellipszoidok összegzésével nyert eredő ellipszoid főtengelyeivel jellemezhető, és



2. ábra. Mintavétel: a foggyökér környezetéből származó csontminták



3 ábra. Mikro-CT felvételek képszeletei (a világos szín a csont anyagát, az élénk fehér szín [c ábra] a guttapercha jelölést ábrázolja)⁸

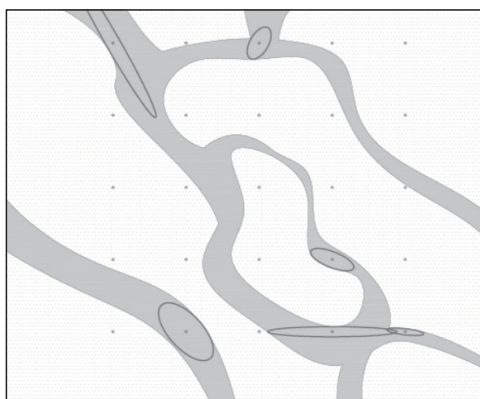


4. ábra. Az adatállomány előkészítése. a) binarizálás; b) guttapercha jelölés azonosítása; c) tisztán szivacsos csontrésztlet kivágása⁸

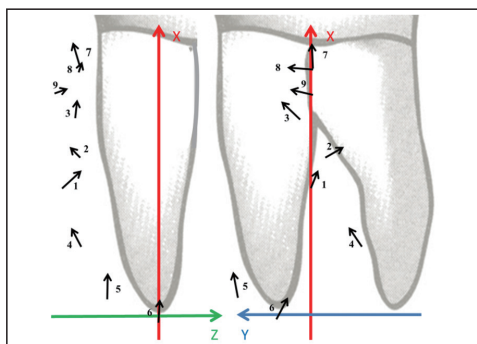
az ellipszoidok főengelyei felhasználásával a csontrésztletekre jellemző váztenzor számítható volt (1. táblázat). Az irányultságok összevethetősége érdekében a váztenzorokat és az eredő ellipszoidokat az anatómiai irányoknak megfelelő koordináta-rendszerbe transzformáltuk (1. ábra). A mérési eredmények alapján megállapítható, hogy a fog környezetében a szivacsos csont mérhető és kimutatható an-

izotrópiával rendelkezik. A 7. ábrán az egyes csontminták vizsgálatából nyert domináns irányok – az átlagos váztenzorok első sajátvektorai – láthatók egy idealizált zápfog gyökerének környezetében megjelenítve.

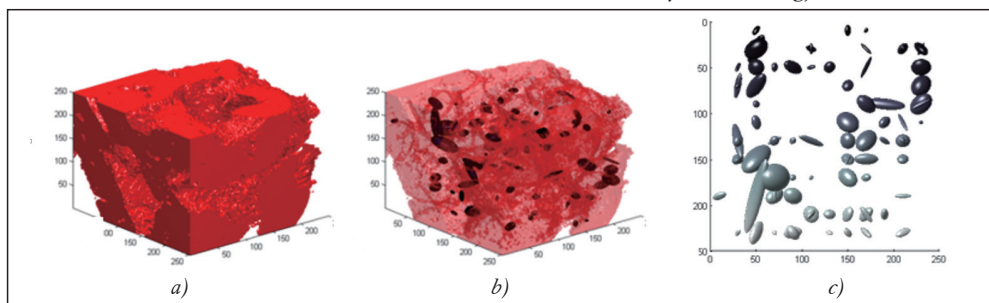
Az állcsont szivacsos állománya a nagyobb csöves csontokkal ellentétben nem mutat szabad szemmel megfigyelhető anizotrópiát, a fenti



5. ábra. Beillesztett ellipszoidok módszerének illusztrálása síkban⁸



7. ábra. Az egyes csontminták vizsgálatából nyert átlagos váztenzorok legnagyobb sajátértékű sajátvektorai egy idealizált zápfog gyökerének környezetében megjelenítve⁸



6. ábra. A beillesztett ellipszoidok megjelenítése. a) egy csonttartomány; b) ellipszoidok a tartomány belsejében; c) csont nélkül⁸

	Váztenzor	Sajátértékek és sajátvektorok
1	$\begin{bmatrix} 0.3369 & 0.0908 & 0.1823 \\ 0.0908 & 0.3237 & -0.0072 \\ 0.1823 & -0.0072 & 0.3417 \end{bmatrix}$	0.5386 [0.7099 0.2784 0.6469] 0.3330 [-0.0564 -0.8931 0.4462] 0.1306 [-0.7020 0.3533 0.6184]
2	$\begin{bmatrix} 0.3256 & -0.0007 & 0.0274 \\ -0.0007 & 0.3109 & 0.0352 \\ 0.0274 & 0.0352 & 0.3691 \end{bmatrix}$	0.3946 [-0.3410 -0.3620 -0.8676] 0.3217 [0.8610 -0.4906 -0.1338] 0.2893 [0.3772 0.7926 -0.4790]
3	$\begin{bmatrix} 0.3771 & 0.0178 & -0.0214 \\ 0.0178 & 0.3456 & -0.0133 \\ 0.0436 & -0.0133 & 0.2821 \end{bmatrix}$	0.3909 [0.8826 0.4131 -0.2244] 0.3378 [0.4333 -0.9000 0.0474] 0.2762 [0.1824 0.1390 0.9734]
4	$\begin{bmatrix} 0.3407 & -0.0155 & -0.0044 \\ -0.0155 & 0.3263 & 0.0044 \\ -0.0044 & 0.0044 & 0.3330 \end{bmatrix}$	0.3525 [-0.7986 0.5234 0.2972] 0.3163 [0.5229 0.8479 -0.0881] 0.3312 [0.2981 -0.0850 0.9507]
5	$\begin{bmatrix} 0.3643 & -0.0073 & -0.0016 \\ -0.0073 & 0.3144 & -0.0013 \\ -0.0016 & -0.0013 & 0.3212 \end{bmatrix}$	0.3654 [0.9896 -0.1403 -0.0306] 0.3215 [0.0037 -0.1881 0.9821] 0.3131 [-0.1436 -0.9721 -0.1857]
6	$\begin{bmatrix} 0.3482 & 0.0244 & 0.0202 \\ 0.0244 & 0.3242 & 0.0049 \\ 0.0202 & 0.0049 & 0.3223 \end{bmatrix}$	0.3714 [0.8067 0.4552 0.3770] 0.3183 [0.0018 -0.6398 0.7686] 0.3050 [0.5910 -0.6193 -0.5169]
7	$\begin{bmatrix} 0.3774 & -0.0006 & -0.0232 \\ -0.0006 & 0.3173 & -0.0005 \\ -0.0232 & -0.0005 & 0.3061 \end{bmatrix}$	0.3843 [0.9587 -0.0068 -0.2844] 0.3174 [0.0030 -0.9994 0.0339] 0.2992 [-0.2844 -0.0333 -0.9581]
8	$\begin{bmatrix} 0.3225 & -0.0049 & -0.0104 \\ -0.0049 & 0.4483 & 0.0004 \\ -0.0104 & 0.0004 & 0.2292 \end{bmatrix}$	0.4485 [0.0394 -0.9992 -0.0038] 0.3235 [-0.9932 -0.0395 0.1093] 0.2280 [-0.1094 -0.0005 -0.9940]
9	$\begin{bmatrix} 0.3237 & 0.0066 & 0.0258 \\ 0.0066 & 0.3550 & -0.0256 \\ 0.0258 & -0.0256 & 0.3215 \end{bmatrix}$	0.3700 [0.1780 -0.8283 0.5312] 0.3417 [0.7830 0.4462 0.4334] 0.2885 [-0.5961 0.3388 0.7280]

1. táblázat. A mikro-CT felvételekből beillesztett ellipszoidokkal nyert, szerkezeti anizotrópiát leíró váztenzorok

vizsgálatok alapján azonban megállapítható, hogy az állcsont is rendelkezik anizotrópiával. Domináns iránya a fog környezetében az egyes csontminták átlagos váztenzorai legnagyobb sajátértékű sajátvektorai irányával jellemezhető.

A rugalmassági modulus meghatározása a kitüntetett irányokban

A szivacsos csont anyagát – szöveti szinten – izotropnak feltételezve a makroszinten ortotropnak tekinthető anyag ortotrópia főirányai közelíthetők a szerkezeti anizotrópia főirányaival. A mikro-CT által szolgáltatott adatállományból minden csontminta esetén kivágtunk egy kocka alakú tartományt úgy, hogy a kocka oldalainak normálisai a szerkezeti anizotrópia – előző fejezetben ismertetett – kitüntetett irányaival egybeessenek.

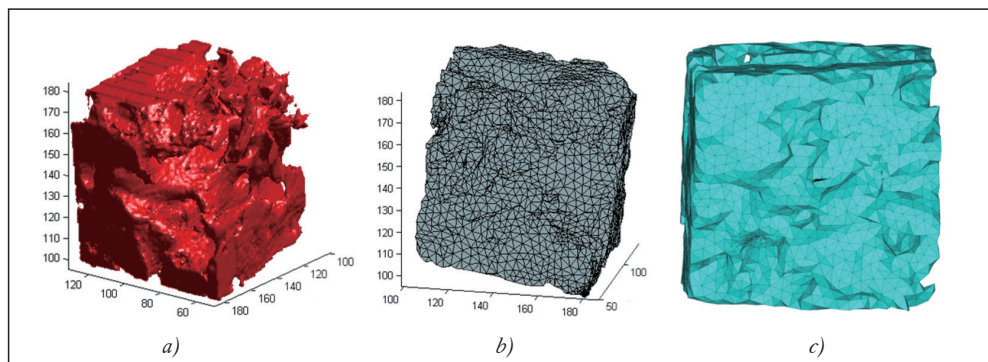
Az így kapott kocka alakú tartományok belsőjében a szivacsos csontállományt tetraéder térfogatelemekkel behálóztuk. A hálózáshoz a Matlab környezetben futó, szabad hozzáférésű iso2mesh programot használtuk.⁹ A hálózás a korábban vizsgált kilenc csontminta közül nyolc esetén volt lehetséges, egynek a szivacsos állománya nem volt megfelelően behálózható a további végeselemes vizsgálatokhoz. A kapott hálózathoz az Ansys programrendszer SOLID185

típusú térfogatelemét rendeltük, lineárisan rugalmas anyagot feltételezve. A szivacsos csont anyagállandóit szakirodalmi adatokra támaszkodva választottuk meg, rugalmassági modulusára 7 GPa, Poisson tényezőjére 0,3 értéket feltételeztünk.^{10,11} Az így kapott végeselemes modellt az Ansys programrendszerben vizsgáltuk tovább. A mikro-CT adatállományból létrehozott végeselemes hálót a 8. ábra szemlélteti.

A kocka alakú csontállományok végeselemes modelljeit a három kitüntetett irányban egytengelyű nyomóvizsgálatnak vetettük alá. A vizsgált irányban egyik lapján megtámasztott csontkockát a szemközti lapon elmozdulás teherrel terheltük, és az így ébredő reakciók ismeretében az adott irányra jellemző, makroszintű rugalmassági modulus számítható volt.

Eredmények

A végeselemes vizsgálatnak alávetett nyolc csontminta közül kettő esetén a számított rugalmassági modulus értékek oly mértékben meghaladták a szivacsos csont esetén várható nagyságrendet, hogy ezek a minták feltételezhetően inkább a fogmedri – alveoláris – kortikális és a szivacsos csont közötti átmeneti tartományból származtak, mint egyértelműen a szivacsos állományból (2. táblázat, alsó két



8. ábra. A kocka alakú csonttartományok végeselemes modellje. a) a CT adatállomány; b) tetraéderháló; c) végeselemes modell

sor). Az ezen két minta esetén mért kiugróan alacsony anizotrópia is az előző feltevést támasztja alá. A további hat minta esetén az első főirányban mért rugalmassági modulus értékek az 525,6 és 2068,4, a második főirányban 446,4 és 1614,0, a harmadik főirányban 156,0 és 1382,2 közötti értéktartományban mozogtak. Az anizotrópia fokát a legerősebb és leggyengébb irányokban mért rugalmassági modulusok arányával definiálva, annak értéke 1,4 és 3,4 között változott. A szerkezeti anizotrópia három kitüntetett irányában mért rugalmassá-

E_1 [MPa]	E_2 [MPa]	E_3 [MPa]	E_1/E_3
675,8	621,7	293,4	2,3
1559,2	1297,3	782,6	2,0
1175,1	821,1	456,9	2,6
525,6	446,4	156,0	3,4
2068,4	1614,0	1382,2	1,5
1193,8	888,1	823,3	1,4
5083,1	4863,8	4234,1	1,2
4927,8	4532,5	4337,9	1,1

2. táblázat. A mikroszerkezeti vége-selemes szimuláció végeredményeként kapott rugalmassági modulus értékek és az anizotrópia foka

gi modulus értékeket a 2. táblázat első három oszlopa tartalmazza. Az anizotrópia foka a 2. táblázat negyedik oszlopában olvasható.

Értékelés

A szerkezeti anizotrópia ismeretében, a mechanikai anizotrópia mérésére kidolgozott módszer a csontrésztlet mikro-CT felvételének

feldolgozásán alapul. A csontszerkezet kitüntetett irányait beillesztett ellipszoidok – egy adott pont körüli legnagyobb olyan ellipszoid, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget – segítségével határozza meg. Az ortotrop anyag főirányait a csontszerkezet kitüntetett irányjaival becsülve a három irányhoz tartozó rugalmassági modulus értékek mikroszerkezeti vége-selemes szimulációval meghatározhatók voltak.

A kidolgozott eljárás segítségével élő fog környezetéből származó csontminták felhasználásával kimutattuk, hogy az állcsont szivacsos állománya szabad szemmel nem megfigyelhető, de mikro-CT segítségével hatékonyan mérhető anizotrópiával rendelkezik. A mért rugalmassági modulus értékek némiképp meghaladják a szakirodalomban az állcsont-ra közölt értékeket, amit a minták állcsontban való eltérő elhelyezkedése indokol. A szakirodalomban tárgyalt vizsgálatok túlnyomó többsége a fogatlan állcsontra koncentrál, melynek a fog elvesztése miatt lecsökkent terhelése a merevség csökkenéséhez vezet a jelen munkában vizsgált, foggyökér körüli csontanyaghoz képest. Mindazonáltal az anizotrópia foka némiképp elmarad a fogatlan állcsontok nyomókísérletekben mért értékeihez képest.

Az állcsont szivacsos állományának anyagjellemzői lehető legpontosabb ismerete elengedhetetlen feltétele egyes szájsebészeti beavatkozások, csontpótló anyagok és implantátumok tervezésének. A mikroszerkezeti vége-selemes szimulációk által nyert anyagtulajdonságok felhasználhatók a fogászati implantátumok és más – az állcsontba ültetett – protézisek csonton belüli viselkedésének vizsgálatában.

IRODALOM

1. *Misch CE, Qu Z, Bidez MW.* Mechanical properties of trabecular bone in the human mandible: implications for dental implant treatment planning and surgical placement. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery* 1999;57(6):700-6.
2. *O'Mahony AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P.* Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clinical Oral Implants Research* 2000;11(5):415-21.
3. *van Eijden TM, van Ruijven LJ, Giesen EB.* Bone tissue stiffness in the mandibular condyle is dependent on the direction and density of the cancellous structure. *Calcif Tissue Int* 2004 Dec;75(6):502-8, DOI: 10.1007/s00223-004-0295-6.
4. *Lakatos É, Magyar L, Bojtár I.* Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *Journal of Medical Engineering* 2014; DOI: 10.1155/2014/470539.
5. *Cowin SC.* The relationship between the elasticity tensor and the fabric tensor. *Mech Mater* 1985;4:137-47.
6. *Odgaard A, Kabel J, van Rietbergen B, Dalstra M, Huiskes R.* Fabric and elastic principal directions of cancellous bone are closely related. *J Biomech* 1997 May;30(5):487-95.
7. *Zysset PK, Curnier A.* An alternative model for anisotropic elasticity based on fabric tensors. *Mechanics of Materials* 1995;21:243-50.
8. *Lakatos É, Nagy D.* Examination of the bone material in the human jaw. In: Kiss RM, editor. *Biomechanical Modelling*. Budapest: Terc Kiadó, 2012.
9. *Fang Q, Boas D.* Tetrahedral mesh generation from volumetric binary and gray-scale images. In: *Proceedings of IEEE International Symposium on Biomedical Imaging* 2009;1142-45.
10. *Gibson LJ, Ashby MF.* Cellular solids – Structure and properties (Second edition). Cambridge: Cambridge University Press; 1997.
11. *Rho JY, Kuhn-Spearing L, Zioupos P.* Mechanical properties and the hierarchical structure of bone. *Med Eng Phys* 1998 Mar;20(2):92-102.

Lakatos Éva

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
1111 Budapest, Műegyetem rkp. 3. K épület, magassföldszint 63.
Telefon: (36-1) 463-10-99

A TÉRDPROTÉZISEK BEÜLTETÉSI TÉNYEZŐINEK HATÁSA AZ ÍZÜLET KINEMATIKÁJÁRA

Balassa Gábor Péter, M. Csizmadia Béla
Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet
balassag@gmail.com

DOI: 10.17489/biohun/2015/1/02

Absztrakt

A jelen tanulmány azt a kérdéskört vizsgálja, hogy a teljes felszínpótló térdprotézisek beültetése során alkalmazott beültetési protokoll jellemzői miként vannak hatással a létrejövő új ízületi kinematikára. A protézis beültetések száma egyre nő, azonban az operáló orvos csak a gyártót és a méretet választhatja meg a gyártó által ajánlott protokollal. A jó protézis elvárt tulajdonsága, hogy jól beépíthető és tartós legyen, illetve javítsa a páciens életminőségét az által, hogy megfelelő rotációt biztosít a térd behajlítása során. Ennek eredményeként a protézis által létrehozott mozgás mindinkább megfeleljen a térd természetes kinematikájának. Az operáló orvos számára a protézis beültetési protokoll az egyes beültetési szögbeállításokra (a továbbiakban faktorokra) tartományokat, adott esetben javasolt értékeket ajánl. E beültetési tényezők rotációra gyakorolt együttes hatását mérjük fel és keressük az optimális beültetési értékeket annak érdekében, hogy a rotáció-flexió mozgás mindinkább közelítse az ízület valós mozgását.

Kulcsszavak: biomechanika, térd, protézis

Effects of TKR implantation methods on the kinematics of the knee joint

Abstract

The following study examines the issues that how the implanting protocol's features of TKR knee prosthesis affect the new knee kinematics. The number of implanted prostheses are increasing, but surgeons can only chose the manufacturer and the size of the prostheses with the recommended implanting protocol. From a good prosthesis it is required to be well implantable and durable, on the other side it should improve the patient's quality of life by ensuring the required knee rotation during the flexion movement. The movement, which is allowed by the knee prosthesis, should meet even more the human knee movement. For the surgeon the prosthesis implanting protocol offers angle ranges (further factors) or optionally recommended values to each implanting factors. Our aim is evaluate the common effect of the implanting factors to the rotation, and we are trying to determine the optimal implanting factors to the rotation-flexion movement that should approach the original movement of the knee joint.

Keywords: biomechanics, knee, prosthesis

1. Bevezetés

Napjaink egyik jelentős ortopédiai problémája a térdízületben keletkező elváltozások kezelése. Az ízületekben a csontok egymás közötti közel súrlódásmentes mozgását és gördülését az ízületi felszíneket borító porcszövet, és az ízületi üreget kitöltő ízületi folyadék biztosítja. A porcszövet kopása, vagyis az arthrosis több év alatt alakul ki. Gyógyíthatatlan arthrosis esetén teljes felszínpótló térdprotézis (TKR) beültetése válhat szükségessé. A jelenlegi térdprotézisek nem valósítják meg a térdízület valós mozgását és megváltoztatják az ízület eredeti kinematikáját.¹ Emellett az általuk megvalósított mozgást a szakirodalom még nem írta le megfelelően.

Kutatómunkánk általános célkitűzése a szakterülettel foglalkozó orvos- és kutatócsoportok számára a jelenleg beépítésre kerülő, illetve fejlesztés alatt álló kísérleti térdprotézisek által megvalósítható mozgás leírása, egy protézis minősítési eljárás kidolgozása. A megvalósítandó minősítési eljárás segítségével a térdprotézisek kinematikai szempontból egzaktul osztályozhatóak lennének. Ennek a munkának a részeként jelenleg azt vizsgáljuk, hogy *egy-egy konkrét protézis típusnál* melyek a legkedvezőbb beültetési faktorok.

Ehhez szükséges volt egy univerzálisan alkalmazható térdprotézis vizsgáló készülék megalkotása, amely bármely gyártó által készített

térdprotézis kinematikai minősítésére alkalmas. Ezt a készüléket már korábban létrehoztuk, amelyen jól megtervezett kísérletsorozatot hajtottunk végre a protézis beültetési paramétereinek rotációra gyakorolt hatásának megítélésére. A kapott eredmények alapján az operáló orvosok számára javaslattehető a protézis beültetési paramétereinek optimális beállítására. Ezen kívül esetlegesen egy egyedi protézisgeometria kialakításhoz kiindulási adatokat is biztosíthat.

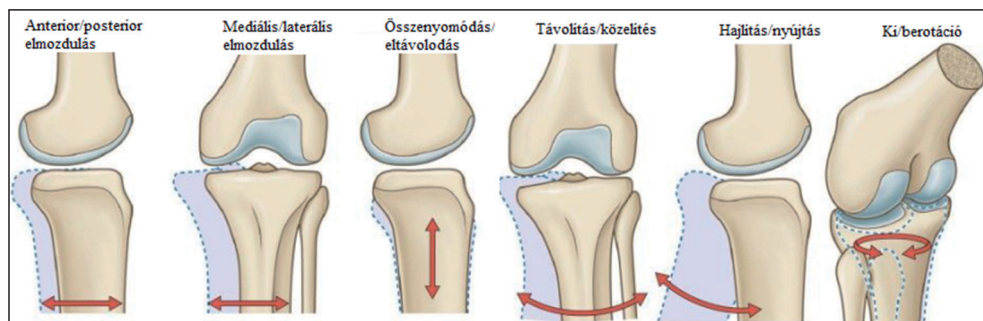
2. Előzmények

2.1. A térdmozgásokról röviden

A térdprotézisek minősítése kapcsán elengedhetetlen a lehetséges térdmozgások összefoglalása. A térd mechanizmusa csukló-forgó ízület, három fő része: femur, tibia és a patella. Valójában a **térdízület egy 6 szabadságfokú** rendszer (1. ábra), a következő mozgási lehetőségekkel:

- flexió / extensio
- adductio / abductio
- kifelé / befelé rotáció
- anterior / posterior elmozdulás
- mediális / laterális elmozdulás
- összenyomódás / eltávolodás

Az említett mozgásformák közül a rotáció-flexió mozgások kapcsolatát vizsgáltuk a kiválasztott protéziseken, hiszen ez a mozgás stabilitása és a protézis tartóssága szempontjából is meghatározó. A rotációs mozgásnak két



1. ábra. A térdízület 6 szabadságfokú mozgása²

szakaszát különböztetjük meg: az önkéntelen forgatást és a szándékosat.

Az önkéntelen forgatás:

Az önkéntelen forgatás, más néven kezdeti és végrotáció nem izomműködés eredménye.³ A hajlító (flexiós) mozgás elején és a feszítő (extenziós) mozgások végén keletkezik ez a rotáció, amelyet az ízületi felszínnek és az ízületi szalagok felépítésbeli sajátosságai eredményeznek a mozgató akaratától függetlenül. Más szerzők szerint⁴ az ép térdízületben az extensio végén csekély, kb. 10°-os passzív végrotáció következik be. Ebben a helyzetben a passzív stabilizátorok feszülnek, az aktívak (izmok) ellazulnak. Tehát nyújtott helyzetben való álláshoz nem szükséges különösebb izommunka, ilyenkor az ízület stabil (úgynevezett „screw home” alapállapot mechanizmus).²⁴ A térd hajlítása ezért a lábszár kisfokú befelé forgatásával kezdődik, ugyanakkor a térd feszítése a lábszár kisfokú kifelé forgatásával végződik. A végrotáció kapcsán fontos megjegyezni, hogy lengő láb esetén a végrotáció a tibia kifelé rotációjában nyilvánul meg, álló lábon pedig a femur befelé rotációjában (kb. 5°).

Akaratlagos vagy szándékos forgatás:

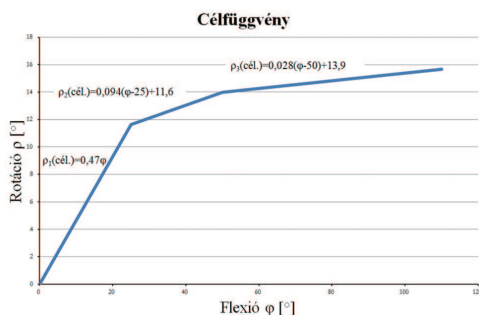
Az akaratlagos forgató mozgás csak hajlított térdízület mellett mehet végbe, ilyenkor lazulnak el az oldalszalagok kellően. Akaratlagos mozgás esetén a térdet felépítő bonyolult rendszer kb. 20°-os berotációt és kb. 40°-os kirotációt biztosít 90°-ban hajlított térd esetében. A rotáció maximális terjedelme 45-60° közé tehető.

2.2. A térdprotézis minősítésének alapja

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja kutatási munkája során cadaver térddek vizsgálatához kidolgozott egy mérőberendezést.⁵ A kísérleti berendezés alapvető célja az volt, hogy a cadaver térdet kísérleti modellként felhasználhassák az élő emberi térdízület

mozgás- és erőviszonyainak modellezésére. A készülék oly módon vizsgálta a térdet, hogy egyedül a behajlításhoz szükséges erőt vezérelte, majd az ennek hatására létrejövő mozgás során a tibiának a femurhoz viszonyított térbeli mozgási jellemzőit rögzítette.

A Biomechanikai Kutatócsoport munkája során, sok cadaver térdízület vizsgálata eredményeként, meghatározta az emberi térdízületre jellemző rotáció-flexió függvényt, amelyet egy trilineáris függvényvel, úgynevezett célfüggvényvel közelített.⁶ A mérések és azok kiértékelése során igazolta, hogy a térd behajlítása alatt a mozgás két részre bontható. Az első 20-30°-os szakasz a kényszerített végrotáció szakasza. Ezen szakasz után, egy átmeneti állapotban, a mozgás folyamatosan átmegy szabad mozgásba, ahol már a külső és belső erők együttesen irányítják a térdízület mozgását. Ennek megfelelően a cadaver térden mért rotáció-flexió adatsorra három lineáris függvényt illesztettek.⁶ Az első szakasz a 0-25°-os flexióig tartó, kényszerített végrotáció. A második, 25-50°-ig tartó szakasz egy átmeneti szakasz a szabad mozgás tartománya felé. Az 50° feletti tartomány már a szabad mozgás tartománya, ahol a mozgás esetlegessé válhat. A trilineáris illesztéssel kapott célfüggvényt a 2. ábra mutatja.



2. ábra. A protézis minősítés alapját képező rotáció-flexió célfüggvény⁶

A cadaver térden végzett mérési eredmények, a meghatározott célfüggvény, kiindulási alapként, egyfajta bemeneti paraméterként szolgál a protézisek minősítéséhez. A következőkben vázlatosan bemutatjuk azt a vizsgálókészüléket, amelyet térdprotézis minősítéshez alakítottunk ki. Célunk ezzel az volt, hogy egy olyan térdprotézisek mozgatására alkalmas készüléket fejlesszünk ki, amellyel a cadaver méréssel azonos körülmények között lehet a protézissel létrehozott flexió-rotáció függvényt meghatározni.

2.3. A protézis minősítés eszközszerkezete

A kifejlesztett vizsgálókészülék célját és előnyét tekintve két részre bontható. Célja szerint egy olyan készülék létrehozása volt, amely a térdprotézisek flexióját automatizált módon hajtja végre, és a készülék alkalmas a protézisgeometria által vezérelt rotáció értékek rögzítésére (digitális módon). A pontos mérések biztosításához a vizsgálókészülék kalibrálhatóságát biztosítani lehet.

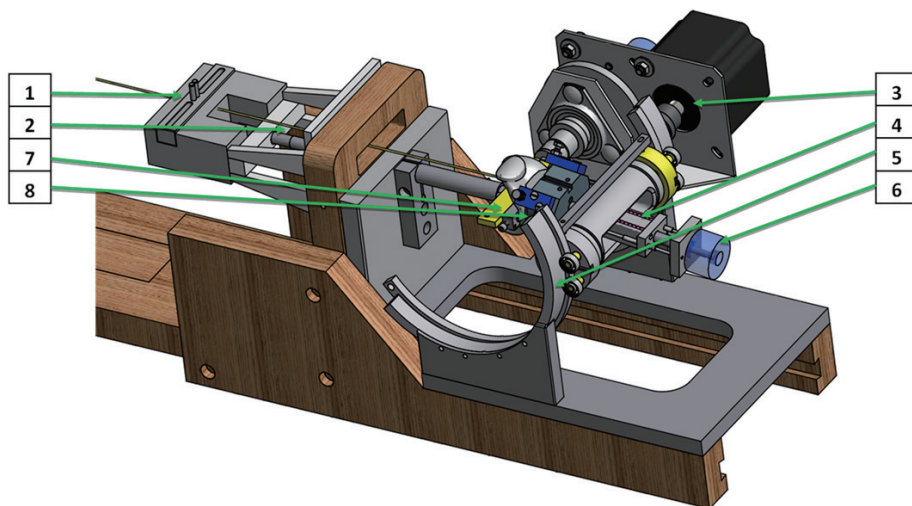
Vizsgálatainkhoz az említett cadaver térd vizsgálatára kialakított készülék⁵ nyújtotta a

kiindulási lehetőséget. A készülékünk előnye egyrészt abban rejlik, hogy a cadaver vizsgálókészülék kiegészítéseként hoztuk létre, így a mérési eredmények nagyobb fokú összehasonlíthatósága az azonos készülék felépítés miatt biztosított. Másrészt olyan készüléket készítettünk, amely képes vizsgálni a térdprotézisek beültetési paramétereinek flexió-rotáció mozgásfüggvényre gyakorolt hatását.

A vizsgálókészülék elemei:

1. Quadriceps erő hatásvonal beállítás
2. Quadriceps ín modell
3. Léptetőmotor és fogaskerék áttétel
4. Lineáris csapágyazás
5. T keresztmetszetű vezetópálya (-10° – +120° flexiós tartomány)
6. Digitális rotáció és flexió rögzítése forgáselektromos jeladókkal
7. Femur rögzítése
8. Tibia rögzítése

A kifejlesztett készülék (3. ábra) két fő részegységre tagolható: a protézisvizsgáló részre, illetve a protézis mozgatását végző mozgató mechanizmusra. A készüléket úgy alakítottuk ki, hogy a korábban említett térdmozgásokat



3 ábra. A létrehozott térdprotézis vizsgáló berendezés

teljes egészben lehetővé tegye, ne korlátozza. A térdprotézisek mozgását egy léptetőmotoros hajtás biztosítja. A készülékbe egy 3-as áttételi viszonyt nyújtó fogaskerék-hajtást terveztünk és építettünk be. Így a hajtás maximális nyomatéka 30 Nm, amely akár 500 N-os quadriceps izomerő terhelés esetén is lehetőséget biztosít mérések elvégzésére. Mivel a rotáció az átlagos protéziseknél jelenleg csupán néhány fokos, a készülék pontossága különösen fontos kérdés, hiszen a minősítésben a rotációnak nagy szerepe van. A készüléket digitális jelfeldolgozó rendszerrel szereltük fel. Két forgás-jeladóval és egy mérőelektronikával láttuk el a készüléket. A számítógépbe egyidejűleg bevitt adatok – flexió, rotáció – azonos időben történnek, így pontosan meghatározható az adott időpontban a protézis helyzete. A készülék nagy pontosságú és jól ismételhető mérések elvégzésére alkalmas, a jövőben akár egy akkreditációs folyamatnak is alávethető. A készülékről egy korábbi állapotában a Biomechanica Hungarica folyóiratban adtunk számot.⁷

3. A kísérleti terv és a mérési módszer

A kísérletekkel kettős célt kívántunk elérni. *Egyrészt* a protézissel létrejövő rotáció-függvény valamilyen jellemzőjének a következőkben felsorolt faktoroktól való függését kívánjuk meghatározni. Ezen függvény birtokában kiválasztjuk a legnagyobb rotációt adó beültetési faktorokat, a műtétet végző orvos számára ajánlást adva. *Másrészt* a legkedvezőbb beültetési faktorhoz tartozó flexió-rotáció függvényt kívánjuk összevetni a célfüggvénynel.

Az első cél érdekében először ezért beszéljünk a protézis beültetési faktorokról!

3.1. A térdprotézis beültetési faktorok értelmezése

Térdprotézis beültetés során az operáló orvos egy beültetési protokoll szerint jár el, amely-

ben a protézis beültetési helyzetét a protézis gyártója tartományszerű értékekkel adja meg. Az orvos ezt a protokollt követve végzi el a protézis beültetést, illetve a saját tapasztalatát alkalmazva módosíthatja az ajánlott paramétereket.

Térdprotézis beültetés esetén a létrejövő új kinematikát két tényező fogja meghatározni:

- a térdprotézis elemek (femorális és tibiális) geometriája,
- a protézis beültetésének módja.

Az említett beállítások részben az eredeti anatómiai állapotot hivatottak biztosítani (anatómiai tengely pozíciók), részben pedig az eredeti mozgás jellegét próbálják visszaállítani (szélső rotációs helyzet).

Az irodalomból és a személyesen kialakított orvosi kapcsolatokból nyert tapasztalatok alapján meghatároztuk, hogy a protézisek rotáció szerinti minősítése során milyen vizsgálati faktorokat vegyünk figyelembe a protézis beültetési tényezőkből.

Ezek alapján a következők (*4. ábra*) hatását vizsgáltuk méréseink során:

- a femur kirotációja (α),
- tibia plató döntése (β),
- és a quadriceps hatásvonalának iránya (γ).

A három felsorolt faktornak (tényezőnek) tudományosan megalapozott, matematikai összefüggésekkel leírható függvénykapcsolata nincs a rotációval. Kutatásunk egyik célkitűzése, hogy az egyes beültetési faktorok rotációra gyakorolt hatását megállapítsuk és meghatározzuk azok optimális értékét. A kiválasztott faktorok után orvosokkal konzultálva határoztuk meg azt a tartományt, amelyen belül ezeknek a paramétereknek a hatását elemezzük a rotációra.

A vizsgálati módszer kidolgozása és a beültetési faktorok hatása jellegének és mértékének megítélése érdekében egy konkrét gyártó cég protéziseit elemeztük, egyre vonatkozó eredmények bemutatásával.

1. (α) vizsgálati faktor: Femur kirottáció

$$\alpha_{\min}=0^{\circ}; \alpha_{\max}=5^{\circ}; \alpha_{\text{javasolt}}=3^{\circ}$$

2. (β) vizsgálati faktor: Tibia plató döntése, hátrahajlás

$$\beta_{\min}=0^{\circ}; \beta_{\max}=10^{\circ}; \beta_{\text{javasolt}}=7^{\circ}$$

3. (γ) vizsgálati faktor: Quadriceps hatásvonala

$$\gamma_{\min}=3^{\circ}; \gamma_{\max}=7^{\circ}; \gamma_{\text{javasolt}}=5^{\circ}$$

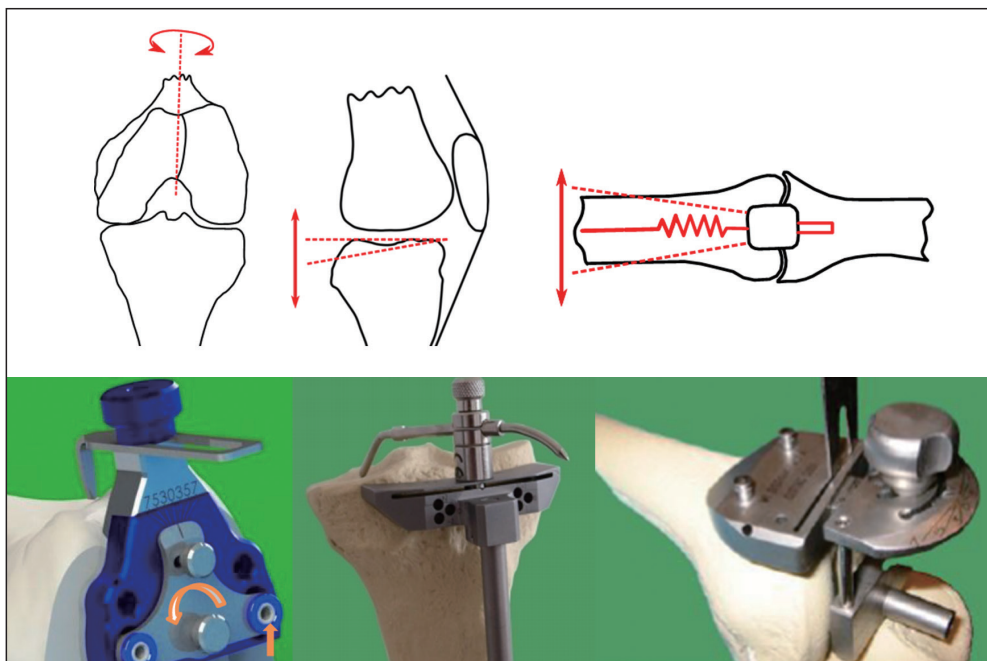
A combcsonti protézis komponens kirottációja (4. ábra): ez azt jelenti, hogy a beültetett combcsonti protézis komponens milyen mértékben van elforgatva laterális irányba az úgynevezett mechanikai tengelyhez képest. A mechanikai

tengely a combfejet a felső ugróízület közép-pontjával összekötő tengelyvonal.

A tibia hátrahajlása (4. ábra): a lábszárcsonti ízfelszín hátrafelé megdöntésének mértéke. Ennek legfőbb célja: a beteg be tudja hajlítani a lábát (90° flexió) és ki tudja azt nyújtani (0° flexió).

Quadriceps hatásvonala (4. ábra): emberenként eltérő lehet, a femoralis protézis komponens megfelelő helyzetben történő beültetésével lehet befolyásolni. A quadriceps izomerő hatásvonala combcsont velőúr tengelyirányú, a térdprotézist azonban az említett mechanikai tengely irányához illesztik.

Korábban a gyártók által javasolt beültetési paraméterekkel végeztünk méréseket, amelyeket korábban publikáltunk.⁷ Jelen tanulmány az egyes faktorok teljes tartományában vizsgálja a jelenséget, keresve az optimális értéket



4. ábra. A térdprotézis beültetési faktorok értelmezése (balról-jobbra):⁸ femoralis komponens kirottációja (α); tibia hátrahajlása (β); quadriceps izomerő hatásvonala (γ)

meghatározási módszerét és annak eredményét.

3.2 A függvénykapcsolat megállapítási módszere

A mérések megkezdése előtt egy kísérleti tervet készítettünk. Ezt a teljes faktoriális kísérlet tervezési módszer alapján határoztuk meg.⁹

Ez alapján minden protézis mérését nyolcnyolc kísérleti beállítással végeztük el a flexió-rotáció függvényt befolyásoló három, korábban ismertetett faktor különböző értékei mellett. A faktorok hatásának meghatározásához, azaz a fejezet elején megfogalmazott első cél érdekében, vizsgálati paraméterül a 40°-os flexiós tartományig, azaz az akaratlagos forgatás határáig, létrejövő átlagos rotációt választottuk ($Q_{\text{átl}}$) (5. ábra). Mivel a célfüggvény trilineáris függvény, így az itt kapott eredményekre is azonos határokkal rendelkező trilineáris függvényt illesztettünk. Az eredményeket egyszerű hányados képzéssel vetettük össze. Az ún. teljes faktoriális kísérlettel a több változós nem lineáris jelenség egy faktorokban lineáris matematikai modellel közelíthető. Ez a módszer a többváltozós függvények empirikus felírására ad lehetőséget. Segítségével minden térdprotézisre felírható az adott jelenséget közelítő matematikai modell. Ezáltal további mérések nélkül analitikusan meghatározhatók

az egyes faktorok optimális beállításai a célfüggvényt legjobban közelítő eredmények elérése érdekében.

A jelenséget közelítő matematikai modell három faktor esetén (1. egyenlet):

$$\rho_{\text{átl}} = b_0 + b_\alpha \cdot \alpha + b_\beta \cdot \beta + b_\gamma \cdot \gamma + b_{\alpha\beta} \cdot \alpha\beta + b_{\alpha\gamma} \cdot \alpha\gamma + b_{\beta\gamma} \cdot \beta\gamma + b_{\alpha\beta\gamma} \cdot \alpha\beta\gamma \quad (1)$$

A faktortér középpontjába helyezett koordináta-rendszerben a transzformált faktorok értelmezése (2., 3., 4. egyenlet):

$$\alpha^* = \frac{\alpha - \bar{\alpha}}{\alpha_{\text{max}} - \bar{\alpha}} = \frac{\alpha - 2,5}{5 - 2,5} = 0,4\alpha - 1 \quad (2)$$

$$\beta^* = \frac{\beta - \bar{\beta}}{\beta_{\text{max}} - \bar{\beta}} = \frac{\beta - 5}{10 - 5} = 0,2\beta - 1 \quad (3)$$

$$\gamma^* = \frac{\gamma - \bar{\gamma}}{\gamma_{\text{max}} - \bar{\gamma}} = \frac{\gamma - 5}{7 - 5} = 0,5\gamma - 2,5 \quad (4)$$

Faktorokban lineáris közelítő matematikai modell a transzformált koordináta-rendszerben (5. egyenlet):

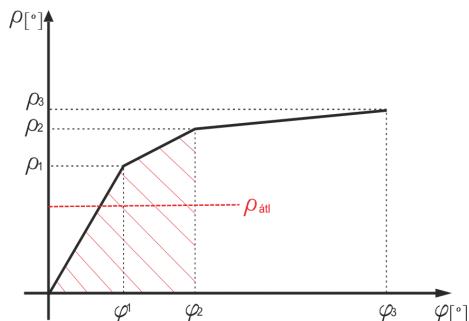
$$\rho_{\text{átl}} = b_0 + b_\alpha \cdot \alpha^* + b_\beta \cdot \beta^* + b_\gamma \cdot \gamma^* + b_{\alpha\beta} \cdot \alpha^* \beta^* + b_{\alpha\gamma} \cdot \alpha^* \gamma^* + b_{\beta\gamma} \cdot \beta^* \gamma^* + b_{\alpha\beta\gamma} \cdot \alpha^* \beta^* \gamma^* \quad (5)$$

A kísérletsorozat részletes értékelését a továbbiakban mellőzzük, a kapott empirikus függvényt a 4. pontban közöljük.

4. A vizsgálatok eredményei

A protézis vizsgálókészülék segítségével öt különböző méretű, valódi, cadaverekből eltávolított térdprotézisen végeztünk flexió-rotáció méréseket (1. táblázat). Méréseinket 0-120° flexió mellett 120-330 N-os quadriceps izomerő terhelési tartományban végeztük el.

A hibahatárok meghatározása, a szórásnégyzetek megegyezőségének vizsgálata és az



5. ábra. Átlagos rotáció ($Q_{\text{átl}}$), mint vizsgálati paraméter

együtthatók szignifikancia vizsgálatának elvégzése után a vizsgálati paraméterre az alábbi függvény adódott (6. egyenlet):

$$\rho_{ul} = 0,32\alpha - 0,274\beta + 0,19\gamma + 1,02 \quad (6)$$

Jel	Femur méret	Tibia méret	Láb	Típus
0	L-Large	XLGE 12	bal	Keresztszalag megtartó
1	Medium Right B140	B105 M10	jobb	
3	B102 XL-L	B106 L10	bal	
4	M-Large	MED 10	bal	
5	Medium Right B146	B104 S10	jobb	

1. táblázat. Vizsgált térdprotézisek

A 2. táblázat utolsó oszlopában láthatóak az empirikus függvénnyel kiszámított rotáció értékek az egyes kísérleti beállításokra.

Mérési eredményeinkből egyet kiragadva, a 6. ábrán látható egy térdprotézis teljes faktoriális kísérlettel való vizsgálata 8 kísérleti beállítással.

Megállapítható, hogy az 5-8-as kísérleti beállításoknál a rotáció értéke megközelítőleg nulla. Ez a 0° -os femur kiroatációs értékkel indokolható, vagyis az eredményeket legjobban befolyásoló faktor a femur kiroatációja.

A faktoriális kísérlettel meghatározott legkedvezőbb beültetési faktorok az adott protézisre a következők voltak:

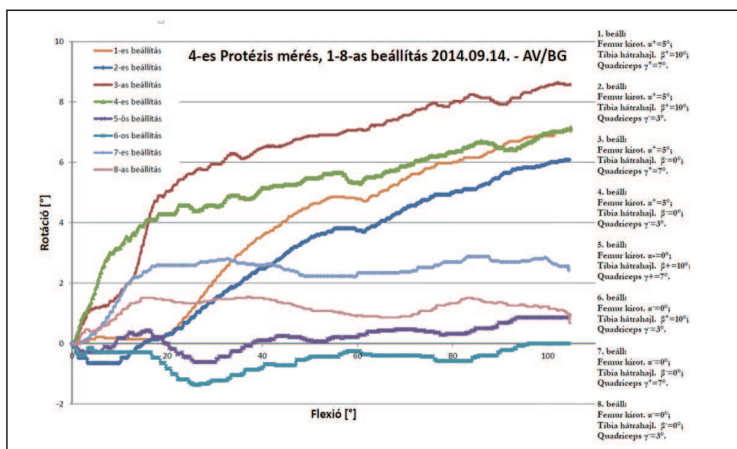
- Femur kiroatáció: $\alpha = 5^\circ$,
- Tibia hátrahajlás: $\beta = 0^\circ$,
- Quadriceps hatásvonala: $\gamma = 7^\circ$.

A 3. pont bevezetésében meghatározott második cél érdekében az optimális beültetési faktorokkal elvégzett mérések eredményeit a 7. ábrán közöltük (2. táblázatban is jelölve), amely a célfüggvényt a legjobban megközelíti.

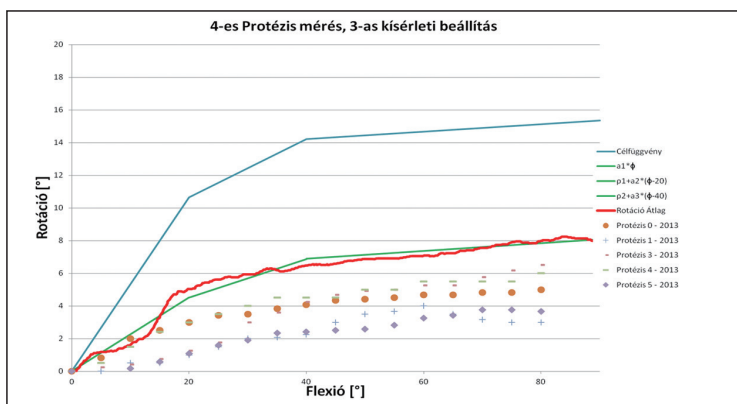
A 7. ábrán látható továbbá a korábban publikált⁴ kísérleti beállítás mérési eredményei, ahol a méréseket a gyártók által javasolt faktorértékekkel végeztük el. Látható, hogy az előzőekben meghatározott optimális beültetési faktorok alkalmazásával a rotáció jelentősen javítható.

S.sz	b_α	b_β	b_γ	b_0	$b_{\alpha\beta}$	$b_{\alpha\gamma}$	$b_{\beta\gamma}$	$b_{\alpha\beta\gamma}$	$Q_{\text{átlag}}$	Q_{emp}
	α^*	β^*	γ^*	-	$\alpha^*\beta^*$	$\alpha^*\gamma^*$	$\beta^*\gamma^*$	$\alpha^*\beta^*\gamma^*$		
1	+	+	+	+	+	+	+	+	1,0735	1,23
2	+	+	-	+	+	-	-	-	0,0000	0,47
3	+	-	+	+	-	+	-	-	3,9858	3,93
4	+	-	-	+	-	-	+	+	3,8042	3,17
5	-	+	+	+	-	-	+	-	0,0000	-0,40
6	-	+	-	+	-	+	-	+	-0,9488	-1,10
7	-	-	+	+	+	-	-	+	2,0959	1,33
8	-	-	-	+	+	+	+	-	1,2368	0,57
Σ	0,8099	-1,3747	0,3829	1,4059	-0,3044	-0,0691	0,1227	0,1003		
Célf.									9,4563	

2. táblázat. Vizsgálati eredmények egy adott térdprotézisre (4. protézis)



6. ábra. Egy térdprotézis 8 kísérleti beállításainak átlagai



7. ábra. Egy térdprotézis 8 kísérleti beállításainak átlagai

5. Megbeszélés

A térdprotézis minősítés – jelenlegi álláspont szerinti – sarkalatos pontjai:

- a protézissel létrejött rotáció értéke a rendelkezésre álló célfüggvényhez⁶ képest,
- a protézisek csúszás-gördülési viszonya a behajlítás során a valós emberi térdhez képest.

Jelen tanulmányban az első kérdés egy részleteivel foglalkoztunk, és megállapítottuk, hogy a térdprotézis műtéti beültetési módjának jelentős hatása van a rotációra. Ezt a hatást, a femur kirotációjának (α), a tibia döntési szö-

gének (β) és a quadriceps irányszögének (γ) nagysága fejezi ki. A rotáció nagyságának több mint a felét adja a beültetési mód, a másik felét a tibia plató geometriája adhatja. A jövőben a vizsgálati tényezők kibővíthetők, mivel a protézist gyártók folyamatosan fejlesztenek, ami további méréseket tesz szükségessé.

Kifejlesztettünk egy rotáció-flexió mérésére alkalmas berendezést, alkalmazhatóságát kísérleti mérésekkel igazoltuk. A kapott eredményeket összehasonlítva a cadaver térden mért – az emberi térdízület mozgását leképező – eredményekkel a vizsgált protézis a teljes mozgástartományában minősíthető flexió-rotáció szempontjából.

IRODALOM

1. Ostermeier S, Hurschler C, Stukenborg-Colsman C. Quadriceps function after TKA – an in vitro study in a knee kinematic simulator. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon) 2004 Mar;19(3):270-6. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.11.006.
2. Standring S. *Gray's Anatomy. The anatomical basis of clinical practice.* New York: Churchill-Livingstone: Elsevier Press; 2008. p. 4300-54.
3. Miltényi M. *A sportmozgások anatómiai alapjai.* Budapest: Sport; 1980. p. 164-85.
4. Szendrői M. *Ortopédia.* Budapest: Semmelweis Kiadó; 2009. p. 355-82.
5. M. Csizmadia B, Katona G, Szakál Z, Bíró I. Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. *Gödöllő; 2005.*
6. Katona G, M. Csizmadia B, Andrónyi K. Determination of reference function to knee prosthesis rating. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):293-301.
7. M. Csizmadia B, Balassa GP, Katona G. The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. *Biomechanica Hungarica* 2013;6(1):39-45.
8. *Biotech.* Total Knee Minimal Invasive (and classic) Surgical technique. Garbsen-Berenbostel: Biotech; 2015.
9. M. Csizmadia B. Kísérletek tervezése. In: Csorba László (editor). *Bevezetés a kutatásba (Módszerek, etika, publikáció).* Gödöllő: Gödöllői Agrártudományi Egyetem Mezőgazdasági Gépészmérnöki Kar, Tudományos Diákköri Tanács; 1998. p. 54-88.

Balassa Gábor Péter

Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet

2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.

Tel/fax: +36 (28) 522-080

A 6. MAGYAR BIOMECHANIKAI KONFERENCIA ABSZTRAKTJAI

A-0022	Fúrás által okozott intraossealis hőmérséklet-emelkedés nagyszámú csontfúrás után: in vitro vizsgálataink eredménye
A-0028	A térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára
A-0042	Az emberi térdízület kényszerített rotációs mozgásának elemzése
A-0045	Az ínhártyát érintő látásjavító lézeres szemműtétek numerikus biomechanikai elemzése
A-0081	Vertebroplasztika és kifoplasztika in vitro biomechanikai összehasonlító vizsgálata nyomókísérletek alapján
A-0086	Elektronsugaras megolvasztással gyártott gyorsprototípus implantátum struktúra vizsgálata
A-0087	Célzott gyógytorna hatása a futás paramétereire
A-0094	„Az idő majd mindent megold”. Négy éves utánkövetéses tartásvizsgálat gyermekkorban
A-0113	Retinafelvételek számítógépes kiértékelése
A-0116	Teljes térdízületi protézis hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre, hagyományos módszerrel operált betegek esetén
A-0118	A kétoldali nagyfokú térdízületi kopás hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre
A-0127	Kis szabadsági fokú mechanikai modell az emberi futás során fellépő ütközések elemzésére
A-0128	Hasi aneurizmák anyagjellemzőinek indirekt, in-vivo meghatározása
A-0135	A szivacsos csont mechanikai anizotrópiájának mérése mikroszerkezeti végelelemes szimuláció segítségével, a szerkezeti anizotrópia figyelembevételével
A-0161	Emberi állkapocs csont (mandibula) CT alapján épített modelljének pontossági vizsgálata összehasonlító mérések segítségével
A-0165	Patello-femorális fájdalom szindróma: Adaptált mozgásprogram kontrollcsoportos vizsgálata, járásanalízis, funkcionális teszt
A-0188	Algináttal modifikált UHMWPE vizsgálata
A-0205	Az elülső gyűrű sérülés rögzítésének fontossága C típusú medence sérüléseknél, végelelemes medence modellel vizsgálva
A-0211	Az implantátumok anyagválasztása
A-0229	A gerincimplantátumok rögzítésekor alkalmazott rögzítő erő meghatározása
A-0235	Egyedi csontpótló implantátumok készítése 3D nyomtatás segítségével
A-0247	Összefüggés a funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) eredményei és a járás paramétere között magyar élsportolók esetében
A-0266	Implantátum alapanyagaként alkalmazott titán Grade 2 elektropolírozása
A-0267	Titánkorongok felületének előkezelése kémiai maratással homogén nanocsöves felület kialakításának céljából
A-0271	Fogászati implantátumok primer stabilitását befolyásoló deformációs tartományok vizsgálata
A-0278	A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában végzett legutóbbi fejlesztéseink
A-0279	Ültető-fektető többfunkciós elektromos beteggyógy kifejlesztése
A-0280	Egy új tesztelési lehetőség az alsóvégtag és a törzs dinamikus stabilitásának vizsgálatára
A-0285	Gerincalak matematikai leírása in-vivo elektromágnes- és ultrahang-alapú mérési eredmények felhasználásával
A-0286	Ujj ízületek flexiójának mérése goniométerrel és motion-capture rendszer alkalmazásával

A 6. MAGYAR BIOMECHANIKAI KONFERENCIA ABSZTRAKTJAI

A-0022	Fúrás által okozott intraossealis hőmérséklet-emelkedés nagyszámú csontfúrás után: in vitro vizsgálataink eredménye
A-0028	A térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára
A-0042	Az emberi térdízület kényszerített rotációs mozgásának elemzése
A-0045	Az ínhártyát érintő látásjavító lézeres szemműtétek numerikus biomechanikai elemzése
A-0081	Vertebroplasztika és kifoplasztika in vitro biomechanikai összehasonlító vizsgálata nyomókísérletek alapján
A-0086	Elektronsugaras megolvasztással gyártott gyorsprototípus implantátum struktúra vizsgálata
A-0087	Célzott gyógytorna hatása a futás paramétereire
A-0094	„Az idő majd mindent megold”. Négy éves utánkövetéses tartásvizsgálat gyermekkorban
A-0113	Retinafelvételek számítógépes kiértékelése
A-0116	Teljes térdízületi protézis hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre, hagyományos módszerrel operált betegek esetén
A-0118	A kétoldali nagyfokú térdízületi kopás hatása a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességre
A-0127	Kis szabadsági fokú mechanikai modell az emberi futás során fellépő ütközések elemzésére
A-0128	Hasi aneurizmák anyagjellemzőinek indirekt, in-vivo meghatározása
A-0135	A szivacsos csont mechanikai anizotrópiájának mérése mikroszerkezeti végelelemes szimuláció segítségével, a szerkezeti anizotrópia figyelembevételével
A-0161	Emberi állkapocs csont (mandibula) CT alapján épített modelljének pontossági vizsgálata összehasonlító mérések segítségével
A-0165	Patello-femorális fájdalom szindróma: Adaptált mozgásprogram kontrollcsoportos vizsgálata, járásanalízis, funkcionális teszt
A-0188	Algináttal modifikált UHMWPE vizsgálata
A-0205	Az elülső gyűrű sérülés rögzítésének fontossága C típusú medence sérüléseknél, végelelemes medence modellel vizsgálva
A-0211	Az implantátumok anyagválasztása
A-0229	A gerincimplantátumok rögzítésekor alkalmazott rögzítő erő meghatározása
A-0235	Egyedi csontpótló implantátumok készítése 3D nyomtatás segítségével
A-0247	Összefüggés a funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) eredményei és a járás paramétere között magyar élsportolók esetében
A-0266	Implantátum alapanyagaként alkalmazott titán Grade 2 elektropolírozása
A-0267	Titánkorongok felületének előkezelése kémiai maratással homogén nanocsöves felület kialakításának céljából
A-0271	Fogászati implantátumok primer stabilitását befolyásoló deformációs tartományok vizsgálata
A-0278	A Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumában végzett legutóbbi fejlesztéseink
A-0279	Ültető-fektető többfunkciós elektromos beteggyógy kifejlesztése
A-0280	Egy új tesztelési lehetőség az alsóvégtag és a törzs dinamikus stabilitásának vizsgálatára
A-0285	Gerincalak matematikai leírása in-vivo elektromágnes- és ultrahang-alapú mérési eredmények felhasználásával
A-0286	Ujj ízületek flexiójának mérése goniométerrel és motion-capture rendszer alkalmazásával

FÚRÁS ÁLTAL OKOZOTT INTRAOSSEALIS HŐMÉRSÉKLET-EMELKEDÉS NAGYSZÁMÚ CSONTFÚRÁS UTÁN: IN VITRO VIZSGÁLATAINK EREDMÉNYE

Boa Kristóf¹, Pintér Gábor¹, Ifj. Varga Endre², Erdőhelyi Balázs², Varga Endre¹

¹ Szegedi Tudományegyetem, Traumatológiai Klinika

² DicomLab Kft.

boa.kristof@med.u-szeged.hu

BEVEZETÉS

A fúrás során fellépő, 47°C-ot meghaladó intraossealis hőmérséklet-emelkedés a csontszövet elhalását, illetve zsíros elfajulását okozhatja, mely a csontba ültetett implantátumok biomechanikai stabilitását ronthatja. Irodalmi tény és gyakorlati tapasztalat, hogy hosszú használat során a fúrók vágóélének minősége romlik. Vizsgálataink célja az volt, hogy meghatározzuk, extrém mennyiségű csontfúrás mellett mekkora fúrásszám után lép fel a megengedhetőt meghaladó hőmérséklet-emelkedés.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Egy fogászati implantációs fúrórendszer 3,0 mm, illetve a 3,5 mm átmérőjű fúrószárait vizsgáltuk. Modellcsontként szarvasmarha bordacsontokat használtunk. Minden 100 corticalis fúrás után 10 olyan csontfúrást végeztünk, amely során mértük a fellépő hőmérséklet-emelkedés maximumát a bordák lap szerinti megfelezésével, valamint a spongiosus csontállomány eltávolításával kapott corticalis csontmintákon, infravörös módszerrel, a fúrószárak hegyének „átbukási” pontján, a fúró belépési pontján alkalmazott külső hűtés mellett. Minden ciklus végétével mikroszkóp alatt megvizsgáltuk a fúrószárak állapotát.

EREDMÉNYEK

Egyik vizsgált fúrószár esetén sem tapasztaltuk az okozott hőmérséklet-emelkedés mértékének szignifikáns megnövekedését. A 980 fúrás után végzett hőmérséklet-mérési fázis során a 3,0 mm átmérőjű fúró esetén 3,55°C-os, míg a 3,5 mm átmérőjű fúró esetén 3,12°C-os átlagos hőmérséklet-emelkedést tapasztaltunk. A 10°C-os plafonértéket egy mért hőmérséklet-emelkedés sem haladta meg. A szubjektív mikroszkópos vizsgálatok nem mutatták a fúrók vágóélének számottevő fizikai sérülését még nagyszámú fúrás elvégzése után sem.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az irodalomban ismert a műtőkben excesszív használat alatt lévő, valamint rendszeres sterilizáláson áteső fúrók vágóélének számottevő sérülése, következményesen az általuk okozott hőmérséklet-emelkedés mértékének veszélyes megnövekedése. Eredményeink alapján az excesszív csontfúrás esetén ezen jelenségek nem tapasztalhatók, így következtetésünk szerint a jelenség hátterében az ismételt sterilizálás, illetve a fúrók perioperatív kezelése állhat, így a téma további vizsgálata szükséges. Ezen felül eredményeink felhívják a figyelmet a valós műtői használatban lévő fúrók vágóélei gondos vizsgálatának jelentőségére.

A TÉRDPROTÉZISEK BEÜLTETÉSI TÉNYEZŐINEK HATÁSA AZ ÍZÜLET KINEMATIKÁJÁRA

Balassa Gábor Péter, M. Csizmadia Béla

Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet

csizmadia.bela@gek.szie.hu

BEVEZETÉS

Napjainkban a térdprotézisek minősítése nem megoldott kérdés. A protézisek beépítésének száma egyre nő, azonban az operáló orvos csak a gyártót és a méretet választhatja meg. A jó protézis elvárt tulajdonsága, hogy jól beépíthető és tartós legyen, illetve javítsa a páciens életminőségét az által, hogy megfelelő rotációt biztosít a térd behajlítása során. Ennek eredményeként a protézis által létrehozott mozgás mindinkább megfeleljen a térd természetes kinematikájának. Az operáló orvos számára a protézis beültetési protokoll az egyes beültetési beállításokra tartományokat, és adott esetben javasolt értékeket ajánl. Kutatásunk célja, hogy az egyes protézis beültetési faktoroknak a térdízületi kinematikára gyakorolt hatását megvizsgálja, és azokat értékelje.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A protézis minősítésének egyik mérőszáma lehet a tibia rotációs mozgásának mértéke, amelyet mi is vizsgáltunk. A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja cadaver térdek vizsgálata nyomán meghatározott egy úgynevezett célfüggvényt, amely segítségével leírható az egészséges emberi térd rotáció-flexió mozgása. Ez egy trilineáris függvény, amely a flexió-rotáció mozgást három tartományra bontva vizsgálja az anatómiai flexiós határok figyelembevételével. A célfüggvényt, mint viszonyítási pontot felhasználva, az alkalmas a térdprotézisek által létrehozott mozgással való összevetésre. A protézisek vizsgálatához a Kutatócsoport egy protézis vizsgáló berendezést fejlesztett ki, amely a létrejövő flexió-rotáció mozgásokat digitális úton képes rögzíteni.

EREDMÉNYEK

A protézis vizsgálókészülék segítségével öt különböző méretű, valódi, emberi alsó végtagból kioperált térdprotézisen végeztünk rotáció-flexió méréseket. Méréseinket egy kísérleti terv készítése előzte meg. Ennek kapcsán a vizsgálatainkat segítő orvos kollégákkal közösen meghatároztuk a vizsgálati paramétert befolyásoló tényezőket. Vizsgálati paraméterül a 40°-os flexiós tartományig létrejövő átlagos rotációt választottuk. Három vizsgálati paramétert befolyásoló faktort választottuk ki, ez alapján minden protézis mérését 8-8 kísérleti beállítással végeztük el. Méréseink során az úgynevezett teljes faktoriális kísérlet szerint jártunk el, amely segítségével a nem lineáris jelenség egy faktorokban lineáris matematikai modellel közelíthető. Ez a módszer a többváltozós függvények empirikus felírására ad lehetőséget. Segítségével minden térdprotézisre felírható az adott jelenséget közelítő matematikai modell. Ezáltal további mérések nélkül analitikusan meghatározhatók az egyes faktorok optimális beállításai a célfüggvényt legjobban közelítő eredmények elérése érdekében.

KÖVETKEZTETÉSEK

Megállapítottuk, hogy a térdprotézis műteti beültetési módjának jelentős hatása van a rotációra. Ezt a hatást, a femur kirotaíójának (α), a tibia döntési szögének (β) és a quadriceps irányszögének (γ) nagysága fejezi ki. A rotáció nagyságának több, mint a felét adja a beépítési mód, a másik felét a tibia plató geometriája adhatja. Kutatásunk célja egy egzakt protézis minősítési módszer kifejlesztése, amely segítségével a térdprotézisek összehasonlíthatóak. Ennek egyik lépcsőfoka a protézis által létrehozott rotáció mértéke.

AZ EMBERI TÉRDÍZÜLET KÉNYSZERÍTETT ROTÁCIÓS MOZGÁSÁNAK ELEMZÉSE

Katona Gábor

Szent István Egyetem, Mechanikai és Géptani Intézet

katona.gabor@gek.szie.hu

BEVEZETÉS

Az emberi térdízület a flexiós mozgása során térbeli mozgást végez. Az orvosi gyakorlatban legnagyobb jelentősége a térdízület rotációs mozgásának van. A flexiós mozgás során létrejövő mozgás szakaszokra bontható, amelynek a behajlítás kezdetén kialakuló része akaratlagosan nem befolyásolható. Ezt nevezük kényszerített végrotációnak. Ezen behajlítási tartományt a szakirodalom 10-30°-os flexiós tartományba teszi. Az alap kutatások tekintetében ezen érték pontos meghatározásának nagy jelentősége van, így a kutatás célja a mozgás jellemző szakaszhatárainak meghatározása.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Kutatásom során 10 cadaver ízületen végeztem kísérleti vizsgálatokat. A kísérleteket hat férfi (életkor: 40-68 év, átlag: 54,5 év) cadaver alany összesen tíz ízületén (6 db jobb, 4 db bal térdízület) végeztem, amely kísérleteket megelőzte a tetemek szakorvos általi standard fizikális vizsgálata. Ezen vizsgálatok alapján mind a hat alany ízülete alkalmas volt a kísérletekre. A kísérleti vizsgálatok során kapott rotáció-flexió adatok egy trilineáris görbével közelíthetők, amelynek szakaszhatárai a kényszerített végrotáció és a szabad mozgás kezdeti értéke. Ezen értékek a szakirodalomban nem állnak rendelkezésre, így azok pontos értékét az elvégzett kísérleti vizsgálatok rotáció-flexió értékeiből kell meghatározni. Ehhez trilineáris függvényt illeszttem minden adatsorra. A szakaszhatárokat 10-30°, és 35-70° között kerestem fokenként. Minden egyes lehetséges szakaszhatár adatpár tekintetében meghatároztam az illesztés globális szórását, így rendelkezésre állt a szórás kétváltozós függvénye. Ezen függvény minimumhelyét kerestem meg minden illesztés tekintetében. Így rendelkezésre állt minden elvégzett kísérleti vizsgálat tekintetében a lehetséges kényszerített végrotáció - szabad mozgás kezdeti értéke adatpár.

EREDMÉNYEK

A meghatározott minimumhely adatpárok átlagaként, a durva hibák kizárása után megállapítottam, hogy a kényszerített végrotáció határa $17,75^\circ \pm 1,075^\circ$, míg a szabad mozgás kezdeti értéke $42,28^\circ \pm 4,8^\circ$. Az egészséges emberi térdízület rotációs-flexiós mozgását leíró matematikai modellt célfüggvénynek nevezem. Meghatároztam ezen célfüggvény együtthatóit a számított középértékekkel a kerekített értékek mellett. Ennek eredményeként megállapítottam, hogy a kényszerített végrotáció szakaszán a 10% kerekítés átlagosan 2,6%. Ezért – az anatómiai különbségek és a mintaszám miatt – célszerű a határokat kerek számban megadni. Ezen illesztések alapján mérési eredményekkel igazoltam a kényszerített végrotáció határára a 20°-ot, valamint a szabad mozgás határára a 40°-ot, amely kerekítések az anatómiai különbségek és a mintaszámok miatt célszerűek.

AZ ÍNHÁRTYÁT ÉRINTŐ LÁTÁSJAVÍTÓ LÉZERES SZEMMŰTÉTEK NUMERIKUS BIOMECHANIKAI ELEMZÉSE

Bocskai Zoltán Imre, Bojtár Imre

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
zbocskai@mail.bmc.hu

BEVEZETÉS

A szaruhártyát érintő látásjavító szemműtéteken kívül léteznek az ínhártya szerkezetét megváltoztató lézeres beavatkozások is. Az előbbivel ellentétben az utóbbi nem a közvetlen, hanem a közvetett fénytörési képességnek a javítását célozza meg. Ez azt jelenti, hogy az ínhártya szerkezetének megváltoztatásával a szemlencse alkalmazkodóképességének hatékonyságát növeli meg ez a műtéti beavatkozás.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A kor előrehaladtával az ínhártya és az éles látásban, fénytörésben résztvevő részek (lencsetok, lencsekéreg, lencsemag) rugalmassági modulusa növekszik, tehát anyaguk merevedik. Ebből az okból a lencse deformációját (alkalmazkodását) előidéző sugárizom mozgás, illetve ebből kifolyólag az erőátadás a szemlencsére kevésbé hatékonyan történik meg, így a szem alkalmazkodóképessége csökken. Az ínhártya lézeres lágyításával, a szerkezetében szemészeti lézerrel létrehozott lukakkal visszaadható a sugárizom hatékony működése, erőátadási képessége és ezáltal a lencse akkomodációjának aktívabb szerepe. Végsőelem módszerre alapuló numerikus modell segítségével vizsgáltam és elemeztem ezen lézeres beavatkozás biomechanikai viselkedését és használhatóságát. Az ínhártyát érintő eredeti geometriai módosításokon kívül elemeztem további geometriai kialakításokat az esetleges hatékonyabb elrendezés lehetőségének reményében, amivel a műtéti eljárás kedvezőbbé tehető.

EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A numerikus modell alátámasztja a műtéti eljárás elvi működésének alapját, továbbá az eredmények segítségével az eredeti műtéti geometria kedvezőbb kialakítása érhető el az alkalmazkodási képesség szempontjából.

VERTEBROPLASZTIKA ÉS KIFOPLASZTIKA IN VITRO BIOMECHANIKAI ÖSSZEHAJONLÍTÓ VIZSGÁLATA NYOMÓKÍSÉRLETEK ALAPJÁN

Jakab Gábor¹, Kurutzné Kovács Márta², Varga Péter³

¹ Országos Gerincgyógyászati Központ

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék

³ Julius Wolff Institute and Charité Universitätsmedizin

gabor.jakab@bhc.hu

BEVEZETÉS

A csonttrikulással társult degeneratív gerincbetegségek kezelése kiemelt jelentőségű népegészségügyi feladat. Csontritkulásban összeroppant csigolyák megerősítése a csigolyatest cementezése útján történik. Vertebroplasztikánál (VP) a cementet a csigolyákba injektálják, a kifoplasztikánál (KP) egy felfújt és kihúzott ballonnal előkészített üregbe nyomják, így a cement az üregben marad, és nem jut a környező szövetekbe. E két cementezési módszer széleskörű in vitro biomechanikai összehasonlító vizsgálatát végeztük el OTKA-kutatás keretében.

ANYAG ÉS MÓDSZER

24 cadaver lumbális gerincből kipreparáltunk 101 csigolyát, ezeket 3 csoportba soroltuk: 7 natív, 48 VP és 46 KP csigolya. Az operációt egy-egy gerincből felváltva VP és KP technikával végeztük, hogy a statisztikai elemzésnél a leghatékonyabb páros t-próbát alkalmazhassuk: 41-41 párt, 17-17 férfi és 24-24 női csigolyapárt vizsgáltunk. A csigolyákat műtét előtt, műtét után és a töréstezt után QCT vizsgálatnak vetettük alá. Egy-egy csigolya CT-képein mintegy 50 mérést végeztünk a csontminőség, a morfológiai adatok, valamint a törésképek elemzése céljából. A csigolyákat elmozdulás-vezérelt nyomásnak vetettük alá a törésig. Az erő-elmozdulás görbék alapján megállapítottuk a legfontosabb mechanikai jellemzőket. Statisztikai elemzéssel megállapítottuk, hogy az egyes mechanikai jellemzők milyen összefüggésben állnak a csigolyák biomechanikai adataival. A vizsgálatot kiterjesztettük a nemek, a felső és alsó lumbális gerincszakasz, valamint a fiatalabb és idősebb korcsoportok megkülönböztetésére is.

EREDMÉNYEK

A törőerő nem szignifikánsan kisebb, a merevség szignifikánsan kisebb, míg az össze-nyomódás szignifikánsan nagyobb KP technika esetén. Az energiaelnyelő képesség közel azonos a kétféle műtési eljárásnál. A törőerő és a merevség mindkét csoportnál mérsékelten csökken az életkorral; férfiaknál szignifikánsan függ a csigolyák csontjának minőségétől mindkét csoportban, kivéve a nőket. A törőerő és a merevség mindkét műtési eljárásnál szignifikánsan arányos a csigolyák geometriai adataival. A véglemezek lejtésének nincs hatása a teherbírásra.

KÖVETKEZTETÉSEK

A KP csigolyák nagyobb deformációjának oka, hogy itt kisebb a csigolyákban a cementréteg magassága, így a fennmaradó vastagabb csonttéregben repedések keletkezhetnek. A VP csigolyáknál gyakori a teljes cementhíd a két véglemez között, ami a teherbírást és a merevséget növeli, a deformációt csökkenti. Másrészt VP esetén folytonos az érintkezés a csont és a cement között, ami az egyenletes teherátadást segíti. Megállapítottuk, hogy a VP technika szignifikánsan nagyobb nyomószilárdságot eredményez, viszont a KP technikánál a rugalmas nyomási deformációk nagyobbak. Tudni kell azonban, hogy a túlságosan elmerévített csigolyáknál megindulhat a szomszédos porckorongok degenerációja, amely újabb problémát vethet fel.

ELEKTRONSUGARAS MEGOLVASZTÁSSAL GYÁRTOTT GYORSPROTO-TÍPUS IMPLANTÁTUM STRUKTÚRA VIZSGÁLATA

Simonovics János¹, Bujtár Péter², Andrey Koptyug³, Váradi Károly¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gép- és Terméktervezés Tanszék

² University Hospitals of Oulu, Department of Oral and Maxillofacial Surgery

³ Department of Engineering and Sustainable Development, Mid Sweden University

janos@simonovics.hu

BEVEZETÉS

A mandibula tumorosodása során, annak rezekálása szinte elkerülhetetlen a túlélés tekintetében. A napjainkban gold standardként alkalmazott általános rekonstrukciós lemezek mellett egyre nagyobb figyelem irányul a gyorsprototípus gyártási technológiák által nyújtott implantátum készítési lehetőségekre. Ennek köszönhetően nem kizárólag páciens specifikus, személyre szabott implantátum alakítható ki, hanem a szerkezet irányított tervezésével elérhető a csontnövekedés serkentése. A megfelelően kialakított implantátum felépítés nagymértékben hozzájárul a gyorsabb és eredményesebb felépüléshez.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Elektron sugaras megolvasztásos gyorsprototípus gyártási technikával a csont szerkezetéhez közel álló struktúrát alakítottunk ki. A szerkezet kialakításának alapját a korábban általunk elvégzett roncsolásos mandibula csontra vonatkozó biomechanikai vizsgálatok képezték. A leggyártott implantátumok esetében, azok gyártástól és geometriától függő mechanikai paramétereit vizsgáltuk.

EREDMÉNYEK

A leggyártott implantátumok mechanikai tulajdonságait tekintve jól közelítik a human mandibulára kapott roncsolásos vizsgálataink eredményeit. A gyártási irány befolyásolja a darab mechanikai paramétereit. A gyártással a kialakított pórus és oszlop méretek eltérhetnek a tervezett geometriától.

KÖVETKEZTETÉSEK

A leggyártott implantátum struktúra, mechanikai tulajdonságainál fogva közelebb áll a csont tulajdonságaihoz, mint az általánosan használt rekonstrukciós lemezek. A kialakított pórusméretek elősegítik a csontosodás serkentését.

CÉLZOTT GYÓGYTORNA HATÁSA A FUTÁS PARAMÉTEREIRE

Szabó Krisztina¹, Kiss Rita M.², Kiss-Polauf Marianna³, Grósz Gábor⁴

¹ Semmelweis Egyetem

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

³ Magyar Atlétikai Szövetség

⁴ Semmelweis Egyetem Ortopédiai Klinika

csimbi3@gmail.com

BEVEZETÉS

A versenyatléták sérüléseit elemezve megállapítható, hogy a sérülések egyik oka az izomegyensúly felborulása, a felborult csípő-extenziós mozgássztereotípiá. A kutatás célja, hogy a versenyatléták edzésterhelését figyelembe vevő speciális gyógytorna gyakorlatok hatását a futás különböző paraméterei segítségével elemezzük.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A vizsgálatba a magyar atlétikai válogatott 3 férfi (átlag életkor 20,3 év, testsúly átlag: 70,25 kg, magasság átlag: $179,75 \pm 16$ cm); és egy lány (20 év, testmagasság 155 cm, testsúly 55 kg) atlétáját vontuk be, akik közül hárman gátfutók, egy hármas ugró és sprinter. A speciális 6 hétig tartó, gyógytorna elemeket tartalmazó, első sorban a csípő körüli izmok egyensúlyát javító edzés megkezdése előtt, majd után részletes sportorvosi és fizioterápiás vizsgálatot követően 10 km/h sebességű futószalagon történő egy perces mezítlás futás biomechanikai paramétereit határoztuk meg a Zebris egyszerűsített járásvizsgálatával (Zebris, Isny Németország). A vizsgálatban a távolság- és időjellegű változók mellett a reakcióerő egyes jellemzőinek változását elemeztük és hasonlítottuk össze.

EREDMÉNYEK

Az edzés hatására a lépésszélesség, a láb rotációs szöge csökkent, a lépéshossz és a reakcióerő függőleges komponense elrugaskodáskor nőtt. Az edzés hatására a két oldal közötti szimmetria javult. A futás szabályosságát leíró változékonysági paraméterek (relatív szórások) az edzés hatására általában csökkentek, azaz a mozgás megismétlési pontossága javult. A speciális gyakorlatok a sarok és a középláb alatti eloszlást javították, de az előláb alatti erőeloszlás relatív szórása nem csökkent, azaz bizonytalansága megmaradt.

KÖVETKEZTETÉSEK

A mérési eredmények alapján megállapítható, hogy a speciális gyakorlatok hatására a futás stabilabbá vált, amelyet a lépések pontosabb megismétlése mellett, a hosszabb lépéshossz és csökkent lépésszélesség is mutat. A futás dinamikájának növekedését az elrugaskodási erő növekedése jelzi.

Az atléták szubjektív és az edzők véleménye szerint a technikai edzések hatékonysága javult, melyet az egyéni csúcsok megdöntése is jelez. A megmaradt előláb instabilitás miatt további speciális gyakorlatok kidolgozása, bevezetése szükséges.

„AZ IDŐ MAJD MINDENT MEGOLD”. NÉGY ÉVES UTÁNKÖVETÉSES TARTÁSVIZSGÁLAT GYERMEKKORBAN

Takács Mária¹, Rudner Ervin¹, Kovács Attila², Orlovits Zsanett³, Kiss Rita M.⁴

¹ MÁV Kórház és Rendelőintézet, Ortopédiai Osztály

² MÁV Kórház és Rendelőintézet, Reumatológia Osztály

³ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Differenciálegyenletek Tanszék

⁴ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

drtakacsmaria@freemail.hu

BEVEZETÉS

A célkitűzésünk iskoláskorú gyermekek sagittalis síkú gerincvizsgálata non-invazív vizsgáló módszerrel. Minden résztvevő az aktuális mozgásszervi státuszának megfelelő tartásjavító gyógytorna kezelésben részesült. Előadásunkban a helyes testtartású, a hanyag testtartású és a lúdtalpas gyermekek gerincvizsgálati adatait mutatjuk be lineáris obszerváció alapján, a mozgásszervi státuszuknak megfelelő torna eredményességét figyelembe véve.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Első alkalommal 207, 6 és 15 év közötti gyermek vizsgálatát végeztük el, akiket négy éven át követünk. Félévente a gerinc alakját egyenes, természetes állás közben ultrahang-alapú, Zebris CMS-HS mozgásvizsgáló rendszerrel rögzítettük. A mért adatokból a gerinc alakját jellemző kyphosis, lordosis szögét, valamint a testtartást jellemző törzs dőlés és lateralis dőlés mértékét számítottuk. A nyolc mérés során mindig az aktuális fizikális státusz alapján állítottuk fel a mozgásszervi diagnózist.

EREDMÉNYEK

A négy vizsgált paraméter időbeni változásának statisztikai elemzését nemek, testmagasság és kor szerinti bontásban végeztük. Megállapítható, hogy helyes testtartás esetén a tartásjavító torna szignifikánsan csökkentette a testtartást jellemző törzs dőlés és lateralis dőlés mértékét. A hanyag testtartású csoport esetén e két paraméter szignifikáns csökkenése mellett a gerinc alakja a helyes testtartású csoport adataihoz közelített.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az eredmények megmutatták, hogy a nem és a testmagasság figyelembevételével a tartásjavító torna eredménye jól követhető, és mindhárom csoport esetén szignifikáns javulás figyelhető meg a paraméterek változásában. A legjelentősebb javulás a hanyag testtartású csoport esetén látható.

RETINAFELVÉTELEK SZÁMÍTÓGÉPES KIÉRTÉKELÉSE

Potó Vivien¹, Kapitány Kristóf¹, Szepessy Zsuzsanna², Barsi Árpád¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Fotogrammetria és Térinformatika Tsz.

² Semmelweis Egyetem, Szemészeti Klinika

potovivien@gmail.com

BEVEZETÉS

A szemészeti gyakorlatban számos felvétel készül szemfenéki erekről, melyeknek kiértékelése manuálisan történik, nincs kialakított automatikus feldolgozó eljárás. A vizsgálatokat funduskamerával és fluoreszcein angiográfiával végzik. A cikk célja egy olyan módszer bemutatása, mely ezen felvételeket képfeldolgozó eszközökkel vizsgálva, előre beállított paraméterek mellett értékeli ki.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Az ismertett eljárás többlépcsős szegmentálási folyamat útján nyeri ki a vizsgált felvételre leképzett érhálózatot, majd kialakítja annak topológiai modelljét. A retinafelvételeken megtalálható szemfenéki erek kiemelése céljából alkalmazott szegmentálási technikák eredményeként bináris képként az erek feltételezett lefutását kaptuk meg. A bináris állományt képmorfológiai műveletekkel még tisztítani és pontosítani lehet. A pixeles (raszteres) érhálózati képből vektorizálás útján előáll a topológiai alap, amely további elemzéseket is lehetővé tesz.

EREDMÉNYEK

Az eljárás végrehajtása során a detektált érhálózat elemei megjeleníthetők és mérőszámokkal jellemezhetők. Egészséges és szemfenéki vénás elzáródásban szenvedő beteg retinafelvételeinek kiértékelése történt meg. Megjelenítjük az érhálózat szegmenseit, valamint megadjuk azok metrikus adatait.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az egészséges és beteg retina érhálózatára levezetett jellemzők lehetőséget biztosítanak arra, hogy a felvételek alapján támogassuk a szemfenék pontosabb diagnosztizálását.

TELJES TÉRDÍZÜLETI PROTÉZIS HATÁSA A HIRTELEN IRÁNYVÁLTOZTATÁS UTÁNI EGYENSÚLYOZÓ KÉPESSÉGRE, HAGYOMÁNYOS MÓDSZERREL OPERÁLT BETEGEK ESETÉN

Szabó Gréta¹, Pethes Ákos², Kiss Rita M.¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

² Szent János Kórház

szabgret@gmail.com

BEVEZETÉS

A térdízületi kopás lényegesen megváltoztatja az egyensúlyozó képességet nemcsak állás, hanem hirtelen irányváltoztatás után is. Az irodalmi adatok egyértelműsítik, hogy a teljes térdízületi protézis beültetést követően az állás közbeni egyensúlyozó képesség javul, de nem éri el a kontrollcsoport értékeit. A kutatásunk célja volt megnézni, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség hogyan változik hagyományos feltárású teljes térdízületi protézis (TKA) beültetésén átesett betegeknél a posztoperatív időszak első három hónapjában.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet az ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszt mérési eredményeiből számítható Lehr-féle csillapítási számmal (D) jellemeztük. A 9 férfiből és 8 nőből álló betegcsoport értékeit 22 nőből és 23 férfiből álló kontrollcsoport értékeivel hasonlítottuk össze. A betegek hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességét preoperatív és a posztoperatív időszak 6. és 12. hetében vizsgáltuk.

EREDMÉNYEK

Az érintett végtagon mért D értékek a pre- és posztoperatív időszakban szignifikánsan kisebbek voltak, mint a mindkét lábon és az egészséges végtagon mért értékek. A műtét előtt mindhárom módon mért értékekből számított D érték szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. 6 héttel a műtét után mért értékekből számított D értékek nem tértek el szignifikánsan a műtét előtti értékektől. A műtétet követő 6. héttől kezdve a D értékek szignifikánsan növekedtek, de kontrollcsoport D értékeit nem érték el.

KÖVETKEZTETÉSEK

A páciensek esetén műtét után a nem-érintett láb lett a domináns. Az eredményekből látható, hogy az érintett oldal lecsökkent egyensúlyozó képességét a nem-érintett oldal nem tudta kompenzálni, és az ízületi tok teljes regenerációja még nem fejeződött be. Ezzel az esés kockázata is megnövekedhet. Ezt a rehabilitációs protokollok összeállítása során figyelembe kell venni.

A KÉTOLDALI NAGYFOKÚ TÉRDÍZÜLETI KOPÁS HATÁSA A HIRTELEN IRÁNYVÁLTOZTATÁS UTÁNI EGYENSÚLYOZÓ KÉPESSÉGRE

Szabó Gréta¹, Pethes Ákos², Kiss Rita M.¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

² Szent János Kórház

szabgret@gmail.com

BEVEZETÉS

A mindennapi orvosi gyakorlatban elég ritka az egyoldali térdízületi kopás, általában a betegek nagy részének kétoldali térdízületi kopása van. Az irodalomban kevés cikk foglalkozik a bilaterális térdízületi kopás hatásával mozgás és egyensúlyozás esetén. Kutatásunk célja annak vizsgálata, hogy a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség hogyan változik bilaterális térdízületi kopás esetén.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képességet az ultrahang-alapú hirtelen irányváltoztatási teszt mérési eredményeiből számítható Lehr-féle csillapítási számmal (D) jellemeztük. A vizsgálatokban 20 kontroll, 20 unilaterális és 20 bilaterális, nagyfokú térdízületi kopásban szenvedő beteg vett részt.

EREDMÉNYEK

Bilaterális térdízületi kopásban szenvedő betegeknél, az unilaterális térdízületi kopásban szenvedő betegekkel ellentétben nem volt szignifikáns különbség a két lábon, domináns lábon és nem-domináns lábon állva mért értékek között. A férfiak és a nők egyensúlyozó képessége között egyik betegcsoport esetén sem találtunk szignifikáns különbséget. A bilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegek esetén a két lábon állás közben mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási szám szignifikánsan kisebb, mint az unilaterális térdízületi artrózisban szenvedő betegek és a kontrollcsoport esetén.

KÖVETKEZTETÉSEK

Bilaterális, nagyfokú térdízületi kopásban szenvedő betegeknél a hirtelen irányváltoztatás utáni egyensúlyozó képesség szignifikánsan romlott a kontrollcsoportéhoz képest. Szignifikáns különbség mutatható ki az unilaterális és a bilaterális, nagyfokú térdízületi kopásban szenvedő betegek mindkét lábon és a domináns végtagon állva mért értékekből számított Lehr-féle csillapítási száma között is. Ez alapján feltételezhető, hogy a bilaterális, nagyfokú térdízületi kopásban szenvedő betegek dinamikus egyensúlyozó képessége rosszabb, azaz az elesés kockázata e betegcsoportnál a legnagyobb. Ezt a konzervatív terápiák összeállításánál, és a segédeszközök elrendelésénél is célszerű figyelembe venni.

KIS SZABADSÁGI FOKÚ MECHANIKAI MODELL AZ EMBERI FUTÁS SORÁN FELLÉPŐ ÜTKÖZÉSEK ELEMZÉSÉRE

Zelei Ambrus¹, Bencsik László²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Műszaki Mechanikai Tanszék

² Magyar Tudományos Akadémia- Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gépek és Járművek Dinamikája Kutatócsoport

zelei.ambrus@gmail.com

BEVEZETÉS

A futás könnyen elérhető közkedvelt sport, amelynek amatőr és profi szinten egyaránt rengeteg művelője van. Az emberi futás összetett folyamat és rengeteg paraméter jellemzi. A profi sportolók különös odafigyeléssel sajátítják el a megfelelő mozgásformát, azonban azok, akik saját kedvükre végzik ezt a sporttevékenységet, gyakran nem fordítanak kellő figyelmet saját mozgásuk elemzésére és megfelelő kialakítására. Helytelen mozgással a rendszeres futás és az ezzel járó túlzott terhelés káros következménye lehet az ízületek sérülése. Az ízületek károsodásának elkerülése mellett a jó mozgásforma kialakítása hozzájárul a gyorsabb fejlődéshez és ahhoz, hogy a futás élmény értéke megmaradjon.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A legjelentősebb energiavesztés a talaj és láb ütközésszerű érintkezése miatt lép fel, mellyel minden egyes lépésnél számolnunk kell. Ezeket az ütésszerű terheléseket vizsgáltuk különböző talajfogatások esetén. Célunk csak a talajjal való ütközés pillanatának, vagyis a repülő fázis befejeződésének az elemzése volt, ezért a legegyszerűbb esetben elegendő csak a talajra érkező láb modellezése. A láb három szegmensét, a combot, a lábszárat és a lábfejet három merev rúd modellezte. A test többi részét - beleértve a másik lábat is - egyetlen tömegpont jelképezte. A kis szabadsági fokú mechanikai modell pontossága nyilvánvalóan korlátozott. Jelentős előnye viszont a paraméterek kis száma illetve az, hogy az eredményeket jól átlátható formában kaptuk, melyek az egyes paraméterek változásának hatását és a különböző tendenciákat nagyon jól mutatták. További előny, hogy a modell mozgása könnyen generálható és nincs feltétlenül szükség laboratóriumi mérésekre a futómozgás paramétereinek vizsgálatához.

Két alapvető talaj-lábfej kapcsolatot vizsgáltunk: a) a talppárna érintkezik a talajjal b) a sarok érintkezik a talajjal. Talajfogáskor a megelőzőleg repülő fázisban lévő test szegmenseinek sebességállapota ugrásszerűen megváltozik. Ezzel együtt mozgási energiát veszít a rendszer, amelyet a többtest-dinamika területéről ismert egyszerű módszerrel számítottunk ki. Az elveszett mozgási energia nagysága függ az egyes szegmensek tehetetlenségi paramétereitől és sebességállapótól, illetve a szegmensek ütközés pillanatában érvényes helyzetétől. Erre vonatkozóan a lábszár helyzetének hatását vettük figyelembe két eset segítségével: i) függőlegeshez képest negatív szög, vagyis a talajfogás körülbelül a test súlypontja alatt történik ii) pozitív szög, a talajfogás jóval a test előtt történik.

EREDMÉNYEK

Az érintett végtagon mért D értékek a pre- és posztoperatív időszakban szignifikánsan kisebbek voltak, mint a mindkét lábon és az egészséges végtagon mért értékek. A műtét előtt mindhárom módon mért értékekből számított D érték szignifikánsan kisebb, mint a kontrollcsoport értékei. 6 héttel a műtét után mért értékekből számított D értékek nem tértek el szignifikánsan a műtét

előtti értékektől. A műtétet követő 6. héttől kezdve a D értékek szignifikánsan növekedtek, de kontrollcsoport D értékeit nem érték el.

KÖVETKEZTETÉSEK

A sarokkal történő érkezés nagyobb mértékben terheli az ízületeket, mint a talppárnával történő talajfogás. A valóságban a sarokkötkezés a pozitív lábszár szöggel a talppárnás talajfogás pedig a negatív lábszöggel párosul, ez is azt erősíti, hogy célszerű figyelni arra, hogy a talajfogás közel a súlypont alatt történjen.

HASI ANEURIZMÁK ANYAGJELLEMZŐINEK INDIREKT, IN-VIVO MEGHATÁROZÁSA

Nagy Róbert¹, Csobay-Novák Csaba², Lovas Attila¹, Sótonyi Péter², Bojtár Imre¹

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

² Semmelweis Egyetem

mail.robert.nagy@gmail.com

BEVEZETÉS

A hasi értágulatok (aneurizmák) kezelési módjának meghatározásakor a klinikai gyakorlat legfontosabb kritériumnak a táguulat maximális átmérőjét tekintik. 5,5 cm az a tapasztalati határ, ami felett már a felhasadás statisztikai veszélye nagyobb, mint a sebészeti beavatkozás kockázata, azonban az ennél kisebb táguulatok is rupturálnak.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A mi elsődleges célunk ez utóbbi tartományba eső, úgynevezett kis aneurizmák közül egyénre szabott módon kiválogatni azokat, amelyek felhasadása a kritikusanál nagyobb eséllyel következnek be. A világban ez irányban történő kutatások a statisztikai vizsgálatokat mechanikai kritériumokkal egészítik ki, melyeket modern képfeldolgozó eljárásokkal előállított páciens-specifikus geometrián végzett numerikus szimulációkkal határoznak meg. A módszer legnagyobb hiányossága hogy az érfal anyagjellemzőinek eloszlását nem ismerjük. Ez pedig nagyságrendi eltéréseket jelent nem csak emberenként, hanem az aorta hossza mentén is, jelentősen befolyásolva mind a hatás oldali tehereloszlást, mind az ellenállás oldali lokális teherbírást, mindkettőt a biztonság kárára.

EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

Eljárásunk ezt a problémát orvosolja. A szív vizsgálatánál széles körben alkalmazott, a statikus képalkotó eljárásokat kiváltó EKG-kapuzott CT adta lehetőségekkel nem invazív módon rögzítjük az érfal mozgását egy teljes stabilizálódott szív ciklus során. Az így kapott elmozdulásmezőt és az áramlási szimulációból adódó tehermezőt összekapcsoló anyagmodell paramétereinek inverz végeeselemes beállításával megbecsüljük azok lokális eloszlását, így képet kapunk a táguulás során végbemenő anyagi roncsolódás folyamatáról és pontosítjuk a falban ébredő feszültségek eloszlását.

A módszer validálására sebészeti beavatkozásokon átesett páciensekből kivett mintákon ellenőrizzük az anyagjellemzők aggregált értékét makroszintű kéttengelyű húzóvizsgálatokkal, a belső szerkezeti roncsolódást pedig mikroszintű fluoreszcens mikroszkóppal végzett rétegfelvételekkel.

A SZIVACSOS CSONT MECHANIKAI ANIZOTRÓPIÁJÁNAK MÉRÉSE MIKROSZERKEZETI VÉGESELEMES SZIMULÁCIÓ SEGÍTSÉGÉVEL, A SZERKEZETI ANIZOTRÓPIA FIGYELEMBEVÉTELÉVEL

Lakatos Éva

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Tartószerkezetek Mechanikája Tanszék
lakatoseva@mail.bme.hu

BEVEZETÉS

A szivacsos csont szerkezeti és mechanikai anizotrópiájának kérdése a csontmechanika aktívan kutatott területei. A szivacsos csont terheléshez igazodó gerendázatos szerkezete és a változó terhelési viszonyokhoz történő alkalmazkodása a nagyobb csöves csontok (pl. combcsont, lábszár-csont) végdarabjaiban szabad szemmel is megfigyelhető, míg egyes csontok (pl. állcsontok) esetén az összetett terhelési viszonyok miatt az irányítottság kevésbé szembevető. Az állcsontok – elsősorban mechanikai – anizotrópiájának ismerete, egyéb mechanikai tulajdonságok mellett fontos tényezőt jelent a fogászati implantátumok és különféle állcsontot érintő szájsebészeti beavatkozások tervezésében. A szerkezeti anizotrópia mérésének legelterjedtebb eszközei a CT vagy mikro-CT felvételeken alapuló módszerek, amelyek némelyikéhez fellelhető kísérleti úton validált, a mechanikai anizotrópia számítására alkalmas összefüggések. Ezek hiányában a mechanikai anizotrópia mérése jól megválasztott irányokban végzett törőkísérletekkel, vagy mikroszerkezeti végeselemes szimulációkkal lehetséges.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A foggyökér környezetében a terhelések hatására kialakuló anizotrópia méréséhez a Semmelweis Egyetem Fogorvostudományi Karának Önálló Radiológiai Részlege laborjában 10 különböző korú férfi és nő állcsontjából származó 10 darab mintát vetettünk alá mikro-CT vizsgálatnak. A szerkezeti anizotrópia mérésére – egy korábbi kutatás keretében – egy olyan eljárást fejlesztettünk ki, amely beillesztett ellipszoidok – a csontállomány belső pontjai környezetében a legnagyobb olyan ellipszoid, ami úgy írható a pont köré, hogy belsejében csak csontanyagot tartalmaz, és felülete érinti a velőüreget – segítségével alkalmas a szerkezeti anizotrópia leírására.

A minták nyérése, a mikro-CT felvételek kiértékelése és segítségükkel a csont irányultságának meghatározása a következő lépésekben történt: a csontminta kivétele orvosilag indokolt szájsebészeti beavatkozás során, majd a minta megjelölése röntgenárnyékot adó anyaggal (guttapercha); a csontminták mikro-CT vizsgálata; a mikro-CT által szolgáltatott képszeletek összefűzése, az anyag sugárgyengítésével arányos számértéket pontonként tartalmazó háromdimenziós mátrix létrehozása; az adatállomány binarizálása, a csonthoz és a lágyszövetekhez tartozó értékek szétválasztása; a röntgenárnyékot adó jelölő azonosítása az adatállományban; a szabálytalan alakú csontmintát reprezentáló mátrixban egy belső, tisztán szivacsos csontot tartalmazó tartomány kivágása; egyes csonton belüli pontokra jellemző irányultság meghatározása beillesztett ellipszoidok segítségével; a csontrészlet anizotrópiájának meghatározása az egyes pontokra meghatározott ellipszoidok összegzésével nyert eredő ellipszoid főtengelyeivel jellemezve és az ellipszoidok főtengelyei felhasználásával a csontrészletekre jellemző váztenzor számítása; a guttapercha jelölés elhelyezkedésének vizsgálata segítségével a domináns irányok transzformálása az anatómiai irányoknak megfelelő koordináta-rendszerbe (x tengely: infero-superior irány (függőleges), y tengely: mesio-distalis irány (vízszintesen a mandibula ívének irányában), z tengely: bucco-lingualis

irány (vízszintesen a mandibula ívére merőleges irányban) és a szerkezeti anizotrópia fokának meghatározása.

Feltételezve, hogy a szerkezeti és mechanikai anizotrópia főirányai megközelítőleg egybeesnek, a kapott váztenzorok sajátvektorainak megfelelő irányokban kivágott csontkockákra mikroszerkezeti végelelemes modellt generálva lehetővé vált a szivacsos állcsont mechanikai anizotrópiájának közelebbi megismerése.

EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A szerkezeti anizotrópia mérésére kidolgozott módszer a csontrészet mikro-CT felvételének feldolgozásán alapul, a csont kitüntetett irányait beillesztett ellipszoidok segítségével határozza meg. A kidolgozott eljárás segítségével élő fog környezetéből származó csontminták felhasználásával kimutatható volt, hogy az állcsont szivacsos állománya szabad szemmel nem megfigyelhető, de mikro-CT segítségével hatékonyan mérhető anizotrópiával rendelkezik. A mikroszerkezet végelelemes szimulációja segítségével mérhető volt a foggyökér környezetéből származó csontminták esetén a mechanikai anizotrópia foka és becsülhető a három domináns iránybeli rugalmassági modulus.

SAJTÓKÖZLEMÉNY



Az ASS BERENDEZÉSI RENDSZEREK Ipari Bt. 2013 szeptemberében 145,65 millió forint támogatást nyert a „Piacorientált kutatás-fejlesztési tevékenység támogatása” programban az Új Széchenyi Terv keretében. A 242,31 millió forint összköltségvetésű beruházásban egy speciális, elektromos működtetésű betegágy kifejlesztésére kerül sor a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumával történő együttműködés keretein belül.

A K+F projekt célja egy olyan, saját ötleten alapuló elektromos működtetésű betegágy kifejlesztése, amely a tartósan ágyhoz kötött betegek ápolási körülményeiben komoly változást eredményezve egyrészt az ágyhoz kötöttséggel járó kirekesztettség érzés csökkentésével a beteg pszichés állapotának javítása révén hatékonyan hozzájárulhat a gyógyulási folyamathoz, másrészt segíti a sokszor fizikailag is nagyon nehéz ápolási munkát.

A 242.316.459 forint összköltségvetésű beruházásban több újdonság erejű funkció megvalósíthatóságának, műszaki, gazdasági és orvostechikai komplex vizsgálata történik: a beteg ülő helyzetbe emelése; az ülő helyzetben lévő betegnek az ágy síkjára merőleges pozícióba történő kifordítása; az ágytálasz körülményeinek javítása; az ágyra helyezett masszírozó rendszerrel a beteg vérkeringésének javítása; a lábszártartó ágyrész megosztása úgy, hogy a két lábszárat egymástól függetlenül lehessen mozgatni (pl. alsóvégtagi ízületi problémák esetén).

A fejlesztési folyamat során értékelemzés alkalmazásával kerül sor a végső változat funkcióinak meghatározására. A végső változat a modellezés és prototípus készítés valamint a nullszériás termékek klinikai tesztelése során jut el a piacra jutás fázisába. A beruházáshoz a vállalkozás 145.659.547 forint támogatást nyert el az Új Széchenyi Terv segítségével.

ASS BERENDEZÉSI RENDSZEREK Ipari Bt.

Cím: 6900 Makó, Rákosi út 4.

E-mail: ass@ass.hu

www.ujsechenyiterv.gov.hu



A projektek az Európai Unió támogatásával valósulnak meg.

EMBERI ÁLLKAPOCS CSONT (MANDIBULA) CT ALAPJÁN ÉPÍTETT MODELLJÉNEK PONTOSSÁGI VIZSGÁLATA ÖSSZEHASONLÍTÓ MÉRÉSEK SEGÍTSÉGÉVEL

Bihari Ádám¹, Simonovics János¹, Erdősné Sélley Csilla¹, Bujtár Péter²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem

² University Hospitals of Oulu

bihariadam@vipmail.hu

BEVEZETÉS

Az orvostudomány talán legnagyobb kihívása, hogy gyógyíthatatlan, vagy hiányzó emberi szerkezet, testrészeket pótoljon "idegen" anyagokkal, melyek egy alcsoportját az implantátumok alkotják. Ezek közül az egyik legjellemzőbb a csontimplantátum. Jelenleg az orvostudományban, ha egy csontrészt pótolni kell, akkor azt különböző lemezekkel, csavarokkal oldják meg az orvosok. Manapság egyre jobban elterjedtek és rohamosan fejlődnek a 3 dimenziós nyomtatási eljárások, melyek lehetőséget adnak az emberi csontozat bonyolult formáinak pontos elkészítéséhez. A munkám során azt vizsgálom meg, hogy a szájsébeszetben gyakran alkalmazott CBCT készülékkel megfelelő minőségű CAD modell hozható-e létre.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A CBCT felvétel készítését Simonovics János végezte, az ebből származó adatokat Dr. Bujtár Péter dolgozta fel orvosi képkalkotó szoftver segítségével, melyet követően rendelkezésemre bocsátotta a csont 3 dimenziós modelljét. A csontról lézeres beolvasással szintén készítettem egy 3 dimenziós modellt, melyet összehasonlítottam a CBCT készülékkel készített modellel. A kiértékelés során a csont két felszálló ágát (proc. coronoideus) figyelmen kívül hagytam, hiszen ez a klinikai gyakorlatban sűrűbben előforduló tumoros eseteknél rezekció szempontjából nem sűrűn érintett részlet.

EREDMÉNYEK ÉS KÖVETKEZTETÉSEK

A csontról a lézeres beolvasóval összesen hat darab beolvasást készítettem. A vizsgálat végeredményeképpen megállapítható, hogy nincs számottevő eltérés az egyes beolvasások között, így a CBCT készülékkel készített felvétel alkalmas implantátumok készítéséhez szükséges CAD messtermodellek készítésére.

A vizsgálat jól mutatja, hogy a CBCT technológia alkalmas implantátumok készítésére, azonban érdemes további méréseket végezni, hogy pontosabb legyen a CBCT készülék kalibrálása. A későbbiekben egyszerű geometriájú mérőhasábbal próbálom meg ismét elvégezni a mérést.

PATELLO-FEMORALIS FÁJDALOM SZINDRÓMA: ADAPTÁLT MOZGÁSPROGRAM KONTROLLCSOPORTOS VIZSGÁLATA, JÁRÁSANALÍZIS, FUNKCIONÁLIS TESZT

Tóth Emese

Budai Mozgásszervi Magánrendelő

totemese@gmail.com

BEVEZETÉS

A patello-femorális fájdalom az egyik leggyakoribb mozgásszervi probléma. McConell szerint a patello-femorális fájdalom az összpopuláció negyedére jellemző. A versenysportolóknál gyakoribb az előfordulása. Cél: A patello-femorális fájdalommal bíró atlétákra adaptált mozgásprogram hatékonyságának kontrollcsoportos vizsgálata, funkcionális tesztekkel, értékelő skálával és objektív járás analízissel.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Pilot study kontroll csoportos vizsgálatban ($n=5$) az esetscsoport ($n=5$). A vizsgálat és a mozgásprogram 2013 december - 2014 február között zajlott a Semmelweis Egyetem Egészségtudományi Karán, a Fizioterápiai Tanszék mozgásvizsgáló laboratóriumában. Az esetscsoportnak a mozgásprogram 6 hétig, heti kétszer zajlott. Kezdetben tehermentesített gyakorlatsor CORE, m. gluteus medius, m. gluteus maximus és csípő kirotátorok erősítése zajlott. A gyakorlatsort a hatodik alkalomnál változtattuk.

A vizsgálat során a Patellofemoral joint Evaluation Scale, Step-down, Triple hop tesztet alkalmaztuk. 1 perces járásanalízishez Zebris FDM- T erőmérő platform, futópados (h/p/ cosmos) mozgáselemző rendszert használtunk és az ehhez tartozó szoftvert (Win FDM-T 2.1.X verio). Az eredményeket statisztikailag értékeltük, egymintás, kétmintás t-próbát ($p=0,05$), szórást és átlagot néztünk.

EREDMÉNYEK

Az esetscsoportnál Patellofemoral joint Evaluation Scale a mozgásprogram hatására szignifikánsan változott ($p=0,0002$). A funkcionális tesztek: Step-down teszt bal ($p=0,008$), jobb ($p=0,003$) és a Triple hop bal ($p=0,003$), jobb ($p=0,009$). A járáselemzésben a két oldal közt lépésciklus hossza között nincs jelentős eltérés, azonban a változékonyságban különbség van az esetscsoportnál 6 km/h-ás járássebességnél 2,3-ról 1,5 cm-re csökkent. A sarok és az előláb maximális erő értéke a program hatására nőtt. A kontrollcsoportnál hasonló arányú változás nem figyelhető meg.

KÖVETKEZTETÉSEK

A célzott mozgásprogram hatékonyak bizonyult. A kis esetszám miatt az eredmények csak jelzésértékűek, a megalapozott következtetést nagyobb esetszám után fogunk tudni levonni.

ALGINÁTTAL MODIFIKÁLT UHMWPE VIZSGÁLATA

Zsoldos Gabriella, Kollár Mariann, Szabó Tamás

Miskolci Egyetem, Kerámia- és Polimermérnöki Intézet

femzsgab@uni-miskolc.hu

BEVEZETÉS

Az ultra nagy molekulatömegű polietilént (UHMWPE) több, mint 45 éve elterjedten alkalmazzák az ortopéd protézisek gyártásában, többek között csípőprotézis vápa előállítására. A műanyag vápák élettartama speciális kérdés. A legnagyobb problémát a paciensek mozgása közben fellépő nyírás és a vápa kopása okozza. Az emberi szervezet oxidáló hatása és a nyírás következtében apró darabok - debrisek - válhatnak le a protézis belső felületéről. Ennek megakadályozására az alapanyagokhoz antioxidáns adagolnak. Ilyen antioxidáns az alfa-tokoferol, vagyis az E vitamin. Az E vitamin a legfontosabb antioxidáns az emberi testben, emellett gyulladáscsökkentő és megköti a szabadgyököket.

A nátrium-alginát az alginsav Na sója. Ezt az anyagot alkalmazzák a molekuláris főzés, a szferifikáció során, valamint élelmiszeripari adalékként. A „folyékony zöldborsó ravioli”, vagy az „alma kaviár” ma már réginek tekinthető találmányok. Ezekhez ugyanazt a nátrium-alginátot alkalmazzák, mint a gyorsétermek a forró almás süteményben, amely éppen az algináttól nyeri el meglepően kellemes, zselés állagát.

Manapság Kínában már tengeri farmokon is termesztik a barna algát. Ezekről a helyekről évente több mint 6 millió tonna nyers, feldolgozatlan növényt gyűjtenek be. Az alginátot emulgeáló és stabilizáló anyagként alkalmazzák, és főfelhasználási területe a textilipar, de egyes országokban a jégkrém-ipar és a tejipar is nagy mennyiségeket használ fel belőle, de más iparágak, a kozmetikai és gyógyszeripar is alkalmazza.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A nátrium-alginát természetes poliszacharid, amelyet a barna algából nyernek ki. A nátrium-alginát vízoldható, a Na^+ ionok Ca^{2+} ionnal helyettesíthetőek, az így keletkező kalcium-alginát már nem vízoldható.

Az alginát a Ca^{2+} ionokat csapdába ejti, ezt a reakciót „tojástartó” effektusnak is nevezik.

Az alapötlet ebből a tulajdonságból eredt. Az E vitaminnal történő módosításhoz hasonlóan az UHMWPE-t adalékoltuk, ezúttal algináttal. A vízoldható nátrium-alginátot az UHMWPE szemcsék felületére felvittük. A szemcsék felületén kétféle módszerrel vízoldhatatlan kalcium-algináttá alakítottuk, így a kalciumot az UHMWPE feldolgozása és a szervezetbe beültetés során is bent tudjuk tartani az alapanyagban. A kalciumnak a csontok szilárdságának biztosításán kívül meghatározó szerepe van az idegek és izmok ingerelhetőségében, az izom-összehúzódásban, sőt még a vérárvadásban is.

A kalcium bevitele kétféle módszerrel történt. Az első esetben a nátrium-alginát Na^+ ionjait CaCl_2 oldatból származó Ca^{2+} ionokkal cseréltük le, a második esetben pedig CaSO_4 oldatból származó Ca^{2+} ionokkal. Az így elkészített mintákon különböző kémiai analitikai vizsgálatokat végeztünk el.

EREDMÉNYEK

Első lépésben SEM Edax (mikroszondás) és FTIR vizsgálatokat végeztünk el úgy, hogy ellenőrizzük a Ca-alginát jelenlétét az UHMWPE por felületén. SEM vizsgálattal megállapítottuk, hogy a por felületén egy nem összefüggő hártya alakul ki, amelynek összetételét megvizsgálva

megállapítottuk, hogy nagy mennyiségű kalciumot tartalmaz. A FTIR módszer alkalmas szerves molekulák analízisére, így ennek segítségével az alginát jelenlétét tudtuk kimutatni a vizsgált mintákban. Minden vizsgálat vizes mosás után történt, tehát a mintákban jelenlévő alginát azt bizonyítja, hogy kalcium-alginát van jelen az UHMWPE porban, a nátrium-alginátot ugyanis ki lehetett volna mosni, mivel az vízoldható.

Az algináttal kezelt UHMWPE por feldolgozása magas hőmérsékleten történt (170°C). Azt is megvizsgáltuk, hogy a feldolgozás után a keverékekben az alginát jelenléte kimutatható-e.


Kerestük a különbséget a CaCl₂ oldattal és CaSO₄ oldattal kezelt alginátból származó minták között, valamint hogy az elkészített mintákból a kalcium kioldódik, távozik-e.

KÖVETKEZTETÉSEK

Vizsgálatainkkal megállapítottuk, hogy a Ca-alginát előállításra használt mindkét módszerrel készíthető egy bevonati réteg az UHMWPE felületén. További vizsgálatainkkal arra szeretnénk választ kapni, hogy ez a réteg a nagyenergiájú sugárzás után is megmarad-e a felületen, illetve, hogy a Ca tartalom képes-e kioldódni az anyagból.

ALFÖLDI NYOMDA

ZÁRTKÖRŰ RÉSZVÉNYTÁRSASÁG



4027 Debrecen, Bősörményi út 6. Tel.: (52) 515-715
Fax: (52) 325-227 · E-mail: info@anyrt.hu · www.anyrt.hu

ISO 9001:2008, 14001:2004
FSC-STD-40-004 V2-1



Szolgáltatások
Könyv-, folyóirat-, hetilap-,
prospektusgyártás
a tipográfiai tervezéstől
a csomagolásig
egy helyen,
egy kapcsolat keretében

Formakészítés
Hagyományos kéziratok,
képeredetik, PostScript-
és Pdf-fájlok feldolgozása,
proofok, oldal- és iv-
levilágítás, montírozás,
analog- és CTP-lemezkészítés

Nyomatás
Íves és tekercs ofszetnyomás,
1+1-től 5+5 színig,
B/1, illetve A/1 méretig,
lakkozás.
Digitális nyomtatás – fekete
és színes – A/3 méretig

Kötészet
Írka- és cérfűzés,
ragasztókötés, karton-,
flexibilis és keménykötés,
táblakészítés, vaknyomás,
aranyozás, domborítás,
fóliázás

Minden részmuvelet külön is
megrendelhető

*Több évszázados tapasztalat,
korszerű technológia, rövid határidő,
méltányos ár, megbízható minőség*

AZ ELÜLSŐ GYŰRŰ SÉRÜLÉS RÖGZÍTÉSÉNEK FONTOSSÁGA C TÍPUSÚ MEDENCE SÉRÜLÉSEKNÉL, VÉGESELEMES MEDENCE MODELLEL VIZSGÁLVA

Sztrinkai Gergely¹, Bodzay Tamás¹, Erdős Péter², Váradi Károly²

¹ Péterfy Sándor Utcai Kórház és Rendelőintézet, Baleseti Központ

² Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Gép-és Terméktervezés Tanszék

sztrinkai@gmail.com

BEVEZETÉS

C típusú medence sérülések esetében kívántuk vizsgálni az elülső gyűrű sérülés rögzítésének fontosságát, annak primer műtéti stabilitásra gyakorolt hatását.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Kísérleteinket anatómiai alakokkal, illetve a korábbiakhoz képest pontosított anyagjellemzőkkel rendelkező véges elemes modellel végeztük. Két lábbon állást szimulálva hátsó gyűrű sérülésként Denis I. típusú sacrum törést, elülső gyűrű sérülésként azonos oldali szeméremcsont törést vizsgáltunk. A hátsó gyűrű sérülés ellátására ventralis (direkt) lemezes, illetve transsacralis lemezes oszteoszintézist alkalmaztunk. A szeméremcsont törésének rögzítésére retrográd pubis csavart, illetve lemezes oszteoszintézist alkalmaztunk.

EREDMÉNYEK

Vizsgálataink során azt találtuk, hogy az elülső törés bármely módon való műtéti rögzítése a sacrum törésében kisebb elmozdulásokat, illetve a törés környezetében alacsonyabb feszültségeket eredményezett, összehasonlítva a rögzítés nélküli esetekkel.

A legstabilabb kombinációt a hátul direkt lemezes oszteoszintézis adta a szeméremcsont lemezes rögzítése mellett, míg a kevésbé stabil transsacralis lemeznél a sacrum törési részében való elmozdulás a szeméremcsonti csavarozás esetén volt kisebb.

KÖVETKEZTETÉSEK

Kijelenthetjük, hogy C típusú medence sérülések esetén az elülső gyűrű rögzítésének jelentős szerepe van a műtéti ellátás stabilitásának fokozásában, a hátsó szintézis tehermentesítésében, elősegítve így betegünknek a korai mobilizáció lehetőségét.

AZ IMPLANTÁTUMOK ANYAGVÁLASZTÁSA

Blaskovics Ferenc, Kotormán István

Metrimed Orvosi Műszergyártó Kft.

metrimed@metrimed.hu

BEVEZETÉS

A nagy igénybevételű csípő- és térdízületek minőségét döntően befolyásolja fém alapanyaguk megválasztása. Az igénybevételeknek megfelelő anyagválasztást segítik a rendelkezésre álló szabványban ajánlott alapanyagok összehasonlító vizsgálatait, illetve a termékeket összehasonlító vizsgálatok eredményei. Ismertetésre kerülnek az ajánlott, választható alapanyagok, az alapanyagokkal szemben támasztott általános követelmények, közülük meghatározó a mechanikai megfelelés.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Minden implantátumtól elvárás, hogy feleljen meg az emberi szervezetben fellépő igénybevételeknek, elsősorban a törést okozó ütősszerű, dinamikus terheléseknek, valamint a kifáradást okozó ismételt erőhatásoknak. Ezen hatások objektív vizsgálata körében ismertetésre kerülnek a vizsgálati módszerek, az ezekhez szükséges berendezések, eszközök, próbatestek.

Két vizsgálati módszer kerül bemutatásra: az alapanyagokon végzett összehasonlító ütőmunka vizsgálat és csípőízületi protézisszárok korróziós fárasztó vizsgálata, közölve a vizsgálati eredményeket, az ezekből levonható következtetéseket, ajánlásokat.

EREDMÉNYEK

A nagy terhelésnek kitett, hosszú időtartamú használatra ajánlott fémalapanyagokból készített próbatestek viszonylag kis költségű ütővizsgálatával a szívósságra jellemző ütőmunka értékek meghatározhatók. Az értékek táblázatos és diagramos összehasonlítása igazolja, hogy mely anyagok a legalkalmasabbak a dinamikus, ütősszerű terhelések elviselésére. A szívósabbnak bizonyult fémötvözetek a kifáradást is jobban elviselik. A csípőízületi protézisszárok korróziós kifáradása anyag- és alakfüggő. Alapanyaguk objektív összehasonlító vizsgálata azonos alakú, azonos technológiával készült termékeken, azonos vizsgálati körülmények között lehetséges. A hosszú idejű és igen magas költségű vizsgálattal kifáradási határ és biztonsági tényező határozható meg, melyekből a vizsgált fémalapanyagok alkalmassági sorrendje is megállapítható.

A megfelelő anyagválasztásról az implantátum beültetés utáni nyomon követése (felhasználói visszajelzés, klinikai nyomon követés) ad teljes körű igazolást.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az eddigi vizsgálati eredményekből következik, hogy az emberi testben lehetőleg életfogytig működő nagyízületi implantátumok ajánlott fém alapanyagai közül szilárdsági szempontból elsősorban a kobaltbázisú kovácsolt fémötvözet (ISO 5832-6; ISO 5832-12) felhasználása ajánlott. Alkalmazása különösen fontos ott, ahol szűk velőürben történik a kis keresztmetszetű implantátum rögzítése, mert ez esetben nincs más mód a törések megelőzésére, késleltetésére. Ezt a megállapítást a több évtizedes tapasztalat igazolja.

Az alkalmazható fémalapanyagok eltérő tulajdonságai mellett azok beszerzési árai is eltérőek. A költségkülönbséget azonban messze meghaladják az ismételt műtétek költségei, nem szólva a betegre gyakorolt negatív hatásokról, többek között az ismételt feltárás okozta kötőszöveti problémákról. Az ízületi implantátumok anyagválasztását a teherbíráson kívül más szempontok (például a fémérzékenység, kopástermékek, fémionok) is befolyásolják, ezért az orvosok számára összetett, körültekintő feladatot jelent a beteg számára optimális anyagú implantátum kiválasztása.

A GERINCIMPLANTÁTUMOK RÖGZÍTÉSEKOR ALKALMAZOTT RÖGZÍTŐ ERŐ MEGHATÁROZÁSA

Jónás Zoltán¹, Kiss László¹, Bakó Tamás², Manó Sándor¹, Csernátony Zoltán¹

¹ Debreceni Egyetem, Ortopédiai Klinika

² Debreceni Egyetem, Általános Orvostudományi Kar

zjonas@med.unideb.hu

BEVEZETÉS

Az emberi testbe beültetett gerincimplantátumok stabilitása a montázs alkotórészeit egymáshoz rögzítő erőtől és annak hosszú távú megbízhatóságától függ.

A fém alkotórészek közötti kapcsolat gyengülése a rendszer destabilizálódásához vezethet. Ennek egyik oka a nem megfelelő erővel összeállított montázs lehet. Számos gyártó nem bocsájt rendelkezésre nyomaték mérő csavarhúzó, a sebészre bízva a meghúzási erő nagyságát. Mivel az irodalomban nem találtunk adatot a gerincsebészek által a csavarok meghúzása során kifejtett erő nagyságáról, munkánk arra irányult, hogy ezt meghatározzuk, figyelembe véve a sebész kéztartását és azt, hogy a művelet során a beteg melyik oldalán áll.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Műanyag gerincmodell felhasználásával, 22 magyar gerincsebész közreműködésével meghatároztuk a pediculus csavart a rúdhoz rögzítő csavar meghúzása során kifejtett erő nagyságát.

EREDMÉNYEK

Az átlagolt meghúzási nyomaték 4,25 Nm volt, de a kapott eredmények nagy szóródást mutattak, még azon sebészek között is, akik napi rendszerességgel használnak nyomaték mérővel ellátott csavarhúzót.

KÖVETKEZTETÉSEK

Vizsgálatainkkal számszerűsítettük a gerincsebészek által a csavarok meghúzása során kifejtett erő nagyságát. Mivel ez nagy szóródást mutat, javasoljuk a nyomatékhatárolós csavarhúzó használatát, melynek segítségével a nem kellő erővel történő rögzítésből adódó problémák kiküszöbölhetőek.

EGYEDI CSONTPÓTLÓ IMPLANTÁTUMOK KÉSZÍTÉSE 3D NYOMTATÁS SEGÍTSÉGÉVEL

Manó Sándor, Csernátory Zoltán

Debreceni Egyetem Klinikai Központ, Ortopédiai Klinika, Biomechanikai Laboratórium
manos@med.unideb.hu

BEVEZETÉS

A Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinika Biomechanikai Laboratóriumában évek óta folyik egy speciális, egyedi csontpótlások esetére kidolgozott, 3D nyomtatáson alapuló intraoperatív öntési technika alkalmazása. A módszer segítségével cranioplastica és egyéb egyedi mozgásszervi spacerek, valamint a csontok tényleges méretéhez és alakjához illeszkedő különféle célzók előállítására válik lehetővé. A módszer elismerésének tekintjük, hogy az OTKA pályázati rendszerben 2015-től támogatást nyertünk az eljárás tökéletesítésére. Ennek keretében célunk a folyamat professzionális szolgáltatási egységgé fejlesztése.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Az általunk alkalmazott folyamat első mozzanata a CT felvétel alapján történő 3D rekonstrukció. Ehhez egy olyan speciális szoftvert használunk, amely segítségével a rekonstruált 3D modelleken el tudjuk végezni a szükséges változtatásokat, szerkesztéseket.

Az így kiszerkesztett pótlást 3D nyomtatóval kinyomatjuk, amely modellt mesterdarabként használva szilikon öntőformát készítünk. A formába sterilizálás után műtét közben csontcementet öntenek, amely felvéve a forma alakját már implantátumként használható.

A módszer előnyei a következők: szinte tökéletes alakpontosság, a 3D nyomtatásnak köszönhetően a pótlás tetszőleges bonyolultságú lehet, a formában megszilárduló csontcement hőfejlődése nem jár semmilyen káros hatással, a titán implantátumokhoz képest jóval olcsóbb megoldás, probléma esetén az implantátum többször is kiönthető. A pályázati projekt keretein belül az eljárás továbbfejlesztését a következő területeken tervezzük: az öntészeti módszer elemei (öntészeti technológia, a legmegfelelőbb szilikon és csontcement kiválasztása), logisztika, szervezés (átfutási idő csökkentése), kommunikáció, informatikai fejlesztések (kérdőíves felmérés, webportál, nyomkövetés, beteg-adatbázis létrehozása).

A 3D szerkesztés és nyomtatás további előnyeit kihasználva lehetőség nyílik egyedi célzók előállítására is különféle mozgásszervi műtétekhez, jelenleg ennek bevezetése klinikánkon folyamatban van.

EREDMÉNYEK

Eddigi tevékenységünk során 29 esetben kerül sor egyedi csontpótlásra a fenti módszerrel. Ezek közül 24 eset cranioplastica. Említésre méltó komplikáció, vagy probléma egyik esetben sem lépett fel. Az eddigi visszajelzések alapján az eljárás alkalmazásával, alkalmazhatóságával a felhasználó sebészek is elégedettek, a tőlük érkezett javaslatokat a fejlesztés során figyelembe vesszük.

KÖVETKEZTETÉSEK

A 3D nyomtatás alkalmazása egyedi csontpótlások készítéséhez a Debreceni Egyetem Biomechanikai Laboratóriumának olyan egyedi szolgáltatása, amely segítségével egyre többen részesülnek a defektusba pontosan illeszkedő csontpótlással és a visszajelzések alapján mindenképpen egy sikeres eljárásról beszélhetünk. Az eddig alkalmazott technológiát több ponton továbbfejlesztve úgy értékeljük, hogy hamarosan akár a nemzetközi porondra kilépvé is helyt tudunk állni a szolgáltatásunkkal.

ÖSSZEFÜGGÉS A FUNKCIONÁLIS MOZGÁSMINTA SZŰRÉS (FMS) EREDMÉNYEI ÉS A JÁRÁS PARAMÉTEREI KÖZÖTT MAGYAR ÉLSPORTOLÓK ESETÉBEN

Szakács Vivien^{1,2}, Magyarai Nóra¹, Magyar Olivér Mátyás¹, Négyesi János^{1,2}

¹ Fájdalom Ambulancia

² Testnevelési Egyetem, Biomechanika, Kineziológia és Informatika Tanszék

j.negyesi88@gmail.com

BEVEZETÉS

A funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) és a sportolók teljesítménye közötti összefüggésre kevés információt találunk az irodalomban. A járás az egyik legalapvetőbb mozgásformánk egyike, így a mozgás szervrendszer valamely fiziológiástól eltérő működése a járás paramétereiben is egyértelműen megmutatkozik. Ezek az elváltozások a funkcionális teljesítmény visszaesését eredményezhetik élsportolók esetében is. Jelen tanulmányban megvizsgáltuk az FMS (guggolás; átlépés; kitörés; váll mobilitás; lábemelés; törzs stabilitás fekvőtámasz során; törzsforgató izmok stabilitása) értékei és a járás paramétereit (láb kirojtáció, lépéshossz, nyomásközéppont vándorlása) közti összefüggést magyar élsportolók esetében.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Húsz magyar utánpótlás korú válogatott élsportoló (életkor = $17,9 \pm 1,77$ év; magasság = $1,75 \pm 0,09$ m; testtömeg = $73,75 \pm 15,42$ kg; 10 nő) vett részt a vizsgálatban. A minta kiválasztásánál fontos szempont volt, hogy kizárólag szimmetrikus sportágat űző sportolókat vonjunk be a vizsgálatba. A lábak közti különbség százalékos arányát minden járás paraméter esetében kiszámoltuk, azonban a bal és jobb láb adatait jelen absztrakt keretein belül együttesen közöljük. Spearman-féle korrelációs számítás segítségével meghatároztuk az elért FMS pontszám és a járás paramétereit közti összefüggést; a szignifikancia szintet $p \leq 0,05$ határoztuk meg.

EREDMÉNYEK

A funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) értékei összességében gyenge eredményt mutattak (maximálisan elérhető: 21 pont; elért pontszám: $14,05 \pm 1,93$ pont). Az FMS eredménye sem a láb kirojtációjának mértékével ($r = 0,255$, $p = 0,11$), sem a lépéshosszal ($r = -0,176$, $p = 0,28$) nem mutatott számottevő összefüggést. Ezzel szemben a nyomásközéppont vándorlása szignifikáns összefüggést mutatott az FMS értékeivel ($r = -0,427$, $p = 0,01$).

KÖVETKEZTETÉSEK

Eredményeink azt mutatják, hogy a járás során mért nyomásközéppont vándorlás szignifikáns összefüggést mutat a funkcionális mozgásminta szűrés (FMS) eredményével. Az FMS mögött húzódó tudományos irodalom számos olyan faktorra figyelmeztet, melyek figyelmen kívül hagyása invalid eredményekhez és következtetésekhez vezethet. Vizsgálataink során ezekre a faktorokra kifejezett figyelmet szenteltünk. A nyomásközéppont vándorlása információt szolgáltat számunkra az egylábás támasz vonaláról, a járásalapról továbbá arról is, hogy a lépésciklus fiziológiás tartományban zajlik-e le. Amennyiben a járás ezen paramétere a fiziológiástól eltérő értékeket mutat, úgy az mozgás szervrendszeri problémákhoz vezethet, amelyet az FMS értékei is alátámasztottak vizsgálatunkban. Eredményeink arra engednek következtetni, hogy a nyomásközéppont vándorlásában mért fiziológiástól eltérő mintázatok egyértelmű összefüggést mutatnak az FMS során vizsgált alapvető mozgásformákban fellelt mobilitási és stabilitási problémákkal.

IMPLANTÁTUM ALAPANYAGAKÉNT ALKALMAZOTT TITÁN GRADE 2 ELEKTROPOLÍROZÁSA

Nagy Péter¹, Pelyhe Liza¹, Weszl Miklós², Tóth Krisztián², Kientzl Imre¹, Ring Balázs³, Nihal Engin Vrana⁴, Szabadits Péter¹, Bognár Eszter^{1,5}

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

² Innovation and Technology Management Hungary Kft.

³ Ateknea Solutions

⁴ Protip Medical

⁵ Magyar Tudományos Akadémia, BME, Kompozittechnológiai Kutatócsoport

npeter@cik.bme.hu

BEVEZETÉS

Elektropolírozással célunk, hogy a kialakításra kerülő termék felületén ne legyen megmunkálásból származó anyagmaradvány, úgymint sorja, felülethez tapadt anyagrészek. A titán alapanyagból készülő implantátumokat leggyakrabban esztergálással vagy marással alakítják ki. Az implantátum felületén kialakuló makro- és mikrostruktúra módosításának egyik lehetséges módja az elektropolírozás. Kutatómunkánkban célul tűztük ki esztergálással készített korongok felületi morfológiájának elektropolírozással történő módosítását. Célként jelent meg az esztergáláskor kialakuló barázdák, sorja és a felületen megtapadt anyagrészek eltávolítása. Ennek elérése érdekében meghatároztuk az elektropolírozáshoz alkalmazható elektrolit kémiai összetételét és hőmérsékletét, valamint az elektropolírozáshoz szükséges feszültséget és a kezelés idejét.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Kutatómunkánkban implantátum alapanyagaként alkalmazott, 14 mm átmérőjű és 2 mm vastagságú titán Grade 2 korongokat használtunk. Az esztergálással elkészített korongok felületi morfológiáját elektropolírozással módosítottuk. Kísérleteinkhez $\text{CH}_3\text{OH} + \text{C}_2\text{H}_4(\text{OH})_2 + \text{HClO}_4$ (5:5:1) elektrolitot alkalmaztunk. Elektropolírozáshoz AISI 304 alapanyagból készített katódot választottunk. A kezelt korongot minden esetben 5 mm távolságban helyeztük el a katódtól. Az elektrolit hőmérséklete 0-(+)25°C, az alkalmazott feszültség 5-50 V. Elektropolírozást megelőzően és azt követően sztereo- és elektronmikroszkópos felvételeket készítettünk a korongok felületéről. Az egyes paraméterek hatását külön-külön vizsgáltuk, továbbá regisztráltuk az ezek változtatásával létrejövő felületeket. Akkor tekintettük sikeresnek az elektropolírozást, amikor a korong felületén nem láthatóak az esztergálás közben keletkező barázdák, továbbá nem figyelhető meg sorja és felülethez tapadt anyagréz.

EREDMÉNYEK

A titán Grade 2 korongok elektropolírozásához alkalmazható $\text{CH}_3\text{OH} + \text{C}_2\text{H}_4(\text{OH})_2 + \text{HClO}_4$ (5:5:1) kémiai összetételű elektrolit. Az elektrolit hőmérsékletét 15°C-on szükséges tartani. 35 s kezelési időnél az esztergálási barázdák nem láthatóak. 30 V-nál kisebb feszültségnél egyetlen a kialakult felület, míg 40 V-nál nagyobb feszültségnél a korong felületén beégek láthatóak.

KÖVETKEZTETÉSEK

A kísérleti eredmények értékelését követően megállapítottuk, hogy az implantátumok alapanyagaként alkalmazott titán Grade 2 elektropolírozása a fenti kémiai összetételű elektrolitban 35 s ideig, 30 V feszültséggel elvégezhető. Ezekkel a paraméterekkel alakítható ki olyan felület, amely az esztergálási barázdáktól mentes és nem tartalmaz sorját, felületen megtapadt anyagrészeket.

TITÁNKORONGOK FELÜLETÉNEK ELŐKEZELÉSE KÉMIAI MARATÁSSAL HOMOGEN NANOCÖVES FELÜLET KIALAKÍTÁSÁNAK CÉLJÁBÓL

Pelyhe Liza¹, Nagy Péter¹, Weszl Miklós², Tóth Krisztián², Kientzl Imre¹, Ring Balázs³, Nihal Engin Vrana⁴, Ring György¹, Szabadits Péter¹, Bognár Eszter^{1,5}

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

² Innovation and Technology Management Hungary Kft.

³ Ateknea Solutions

⁴ Protip Medical

⁵ Magyar Tudományos Akadémia, BME, Kompozittechnológiai Kutatócsoport

liza@cik.bmc.hu

BEVEZETÉS

A kémiai maratást széles körben alkalmazzák az iparban felületkezelés céljából. Ennek alkalmazásával eltávolíthatóak az éles élek és a sorja a félkész- vagy végtermék felületéről. A kémiai maratás szintén alkalmas a fémek felületén lévő oxidréteg struktúrájának és kémiai összetétel módosítására. Célunk TiO₂ nanocsöves felület kialakítása anódos oxidációval, amelynek bevezető lépéseként az alapanyag felületét kémiai maratással előkezeljük. Célul tűztük ki a kémiai maratás azon paramétereinek meghatározását, amelyek elősegítik a homogén TiO₂ nanocsöves szerkezet kialakulását anódos oxidáció során. Előzetesen sorja és repedésmentes, felületet alakítottunk ki elektroplírozással a mintadarabokon azért, hogy a kémiai maratás hatását elemezzük a TiO₂ nanocsövek növekedése és a nanocsövek belsőátmérőjének függvényében.

ANYAG ÉS MÓDSZER

Grade 2 alapanyagú titánkorongokat (átmérőjük 14 mm, vastagáguk 2 mm) felületkezeltünk. A szakirodalmi protokollok és korábbi tapasztalataink alapján sósavat (HCl), foszforsav (H₃PO₄), oxálsav és hidrogénperoxid keverékét ((COOH)₂ × 2H₂O + H₂O₂), illetve hidrogénfluorid, foszforsav és desztillált víz kétféle keverékét (0,5 m/m% HF + 0,5 m/m% H₃PO₄ + (desztillált) H₂O; 0,1 m/m% HF + 1,0 m/m% H₃PO₄ + (desztillált) H₂O) alkalmaztuk maratópácként.

Az alkalmazott maratási idő 10, 600, 1800, 3600, 5400, 7200 másodperc, a maratás hőmérséklete 20, 40 és 60 °C volt a sósav, foszforsav, oxálsav és hidrogénperoxid keverékek esetében. A hidrogénfluoridot is tartalmazó savval csak 20°C-on; 30, 60, 180, 300, 600, 1200 másodperccig marattunk a mintadarabokat. A maratás hatékonyságának a megítéléséhez a titándioxid réteg szerkezeti változásait vizsgáltuk (sztereo- és pásztázó elektronmikroszkóppal), valamint a korongok tömegének csökkenését mértük. A megfelelő maratási beállítás meghatározása utólagosan történt az anódos oxidációval kialakított TiO₂ nanocsövek kialakulásának függvényében.

EREDMÉNYEK

Vizsgálataink során megállapítottuk, hogy az öt maratópác és a számos kezelési paraméter közül a következő beállítás a megfelelő a homogén nanocsöves felület kialakításához: a maratópác 0,1 m/m% hidrogénfluorid, 1,0 m/m% foszforsav és desztillált víz keveréke, a maratási idő 180 másodperc, a hőmérséklet 20°C. Pásztázó elektronmikroszkópokkal ellenőrizve a maratott felületünket, a meghatározott maratási paraméterek elősegítik a nanocsöves szerkezet kialakulását.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az anódos oxidációval kialakított TiO₂ nanocsövek megfelelő tapadásához szükséges a felület előzetes maratása. A nanocsövek növekedési hajlama, azok átmérője befolyásolható a maratópác és a maratási paraméterek változtatásával.

FOGÁSZATI IMPLANTÁTUMOK PRIMER STABILITÁSÁT BEFOLYÁSOLÓ DEFORMÁCIÓS TARTOMÁNYOK VIZSGÁLATA

Pammer Dávid¹, Farkasdi Sándor², Hriczó-Koperdák Gergely², Varga Gábor², Bognár Eszter^{1,3}

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Anyagtudomány és Technológia Tanszék

² Semmelweis Egyetem, Fogorvostudományi kar, Orálbiológia Tanszék

³ Magyar Tudományos Akadémia, BME, Kompozittechnológiai Kutatócsoport
dav.pammer@gmail.com

BEVEZETÉS

A fogászati implantátumok beültetésének sikerességét nagyban befolyásolja és meghatározza a primer és szekunder stabilitás. A primer stabilitást közvetlenül a beültetés után szokás mérni, amely megmutatja, hogy az implantátum milyen mértékben feszül az adott helyen. A primer stabilitást befolyásoló főbb tényezők: implantátum geometriai kialakítása, a csontállomány struktúrája-sűrűsége és az elkészített furat geometriai tulajdonságai. Az implantátumgyártóknak köszönhetően az adott implantátumgeometriához, protokoll szerinti fűrési útmutató tartozik, amelynek köszönhetően a gyártó elméletileg garantálja az adott csontállományhoz tartozó maximális primer stabilitást. A fűrési útmutató ellenére a különböző implantátumgeometriák eltérő primer stabilitást mutatnak, így nem lehet egyértelműen megállapítani az ideális geometriai kialakítást.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A vizsgálat során az implantátum geometriájából adódó, az implantátum környezetében létrejövő deformáció mértékét határoztuk meg. Három különböző geometriai kialakítású, de azonos méretű implantátumot ültettünk be a fűrési útmutató csontsűrűsége vonatkozó előírása alapján, három különböző sűrűségű (Sawbones: D1; D3; D5), szabványos (ASTM F1839) csontmodellező anyagba. A különböző sűrűségű csontmodellező anyagba beültetett implantátum primer stabilitását meghatároztuk a klinikumban elfogadott és alkalmazott, mágneses rezonancia frekvencia elven alapuló berendezéssel (Ostell-ISQ, Osstell AB, Göteborg, Sweden). A csontmodellező anyagból az implantátumot tartalmazó kb. 1,5 cm³ térfogatot kivágtuk, amelyből metszetet készítettünk. A metszetet sztereomikroszkóppal (Olympus SZX16, Olympus, Tokyo, Japan) vizsgáltuk és matematikai algoritmussal meghatároztuk az implantátum környezetében található deformációs tartomány térfogatát, az adott geometriára vonatkozó jelleget és a deformáció mélységét.

EREDMÉNYEK

Az adott sűrűségű csontmodellező anyagban egyértelműen megjelennek a különböző geometriájú implantátumok deformációs tartományainak eltérései, amelyek a primer stabilitás mértékével korrelációban vannak. A különböző sűrűségű csontmodellező anyagok közt nem egyértelműen jelennek meg az azonos geometriai kialakítású implantátumok primer stabilitásbeli különbségek. A fűrési útmutatónak megfelelően a legsűrűbb csontmodellező anyagban (D1) a furatátmérő a legnagyobb, amelynek következtében a deformációs tartomány, mind a három implantátum típus esetében a legkisebb. Ezzel szemben a kis sűrűségű (D5) csontmodellező anyagban a legnagyobb.

KÖVETKEZTETÉSEK

A vizsgálati eredmények kiértékelése alapján megállapítható, hogy az implantátum geometriai kialakítása meghatározza az implantátum primer stabilitását, és az implantátumra jellemző deformációs tartományt mutat. Ezért az implantátum primer stabilitása az ismert deformációs tartomány sajátosságai alapján az adott fűrési útmutató mellett és az adott csontstruktúra, illetve sűrűség alapján klinikai körülmények között is meghatározhatóvá válik.

A DEBRECENI EGYETEM BIOMECHANIKAI LABORATÓRIUMÁBAN VÉGZETT LEGUTÓBBI FEJLESZTÉSEINK

Csernátony Zoltán

Debreceni Egyetem, Ortopédiai Klinika, Biomechanikai Laboratórium

csz@med.unideb.hu

Az előadásban a Debreceni Egyetem Klinikai Központ Ortopédiai Klinikájához tartozó Biomechanikai Laboratóriumban az elmúlt években befejezett, illetve elkezdett projektekről szeretnénk röviden beszámolni. Többek között szó lesz az országban egyedülálló csontpótlási módszerünk továbbfejlesztéséről, egy speciális, számos új funkcióval rendelkező betegágy fejlesztéséről, egy, az alsóvégtag részleges tehermentesítését elősegítő rendszerről, valamint egy új csontpótló anyag kifejlesztéséről és alkalmazási lehetőségeiről.

A fejlesztéseken túl a laboratóriummal kapcsolatos aktuális változásokról, közép- és hosszú távú terveinkről, a kibontakozóban lévő és egyéb együttműködési lehetőségekről is említést teszünk.

EZ AZ ÖN HIRDETÉSÉNEK A HELYE

ÜLTETŐ-FEKTETŐ TÖBBFUNKCIÓS ELEKTROMOS BETEGÁGY KIFEJLESZTÉSE

Rybaltovszki Henrik, Manó Sándor, Csernátony Zoltán

Debreceni Egyetem, Ortopédiai Klinika

henrik.rybaltovszki@gmail.com

BEVEZETÉS

Intézetünk a makói ASS Berendezési Rendszerek Ipari Bt.-vel konzorciumban 145,65 millió forint támogatást nyert a „Piacorientált kutatás-fejlesztési tevékenység támogatása” programban az Új Széchenyi Terv keretében 2013 szeptemberében. A 242,31 millió forint összköltségvetésű beruházásban egy speciális, elektromos működtetésű betegágy kifejlesztésére került sor K+F projekt keretében. A projekt indulása 2013.10.14., zárása 2015.04.30. volt.

A cél egy olyan elektromos működtetésű betegágy kifejlesztése volt, amely a tartósan ágyhoz kötött betegek ápolási körülményeiben komoly változást eredményezve egyrészt az ágyhoz kötöttséggel járó kirekesztettség érzés csökkentésével a beteg pszichés állapotának javítása révén hatékonyan hozzájárulhat a gyógyulási folyamathoz, másrészt segíti a sokszor fizikailag is nagyon nehéz ápolási munkát.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A fejlesztés során több újdonság erejű funkciót valósítottunk meg. A beteg ülő helyzetbe emelése; az ülő helyzetben lévő betegnek az ágy síkjára merőleges pozícióba történő kifordítása; az ágytálasz körülményeinek javítása, a lábszártartó ágyrész megosztása úgy, hogy a két lábszárat egymástól függetlenül lehessen mozgatni (pl. alsóvégtagi ízületi problémák esetén).

A munka során megtörtént a lehetséges modellek definiálása, kidolgozásra kerültek a projekt által előírt/kívánt funkciók kivitelezésének alternatívái és az ezekhez szükséges rajzdokumentáció. A végeselemes modellezés módszerével a szerkezetet, jelen esetben a betegágy-konstrukciót, illetve annak csak számítógépes tervekben szereplő változatait közvetlenül a tervezési fázis után, jóval a prototípus gyártása előtt teszteltük és a számítások alapján a szerkezet teherbírása megfelelőnek bizonyult.

Bizonyos részegységek 3D-ben történő kinyomtatása és a prototípus megalkotása ez után következett. A modell alapján kapott eredményeket a prototípus szerkezetvizsgálatai is alátámasztották. Meghatározásra kerültek a kórházi / otthoni kivitelű betegágy funkciói és ezek megvalósításának költségei az értékelemzésekhez.

EREDMÉNYEK

A fejlesztési folyamat során került sor a végső változat funkcióinak meghatározására. A végső változat a nullszériás termékek klinikai tesztelése során érünk el a piacra jutás fázisába.

KÖVETKEZTETÉSEK

Jelenleg a nullszériás termékek klinikai kipróbálása során számos értékes adatot nyertünk, az eredmények biztatóak. A projekt során kifejlesztett betegágy nagy segítséget nyújt az ágyhoz kötött betegek napi ápolása során.

EGY ÚJ TESZTELÉSI LEHETŐSÉG AZ ALSÓVÉGTAG ÉS A TÖRZS DINAMIKUS STABILITÁSÁNAK VIZSGÁLATÁRA

Tóthné Steinhausz Viktória¹, Tóth Emese², Sió Eszter¹

¹ Pécsi Tudományegyetem, Zalaegerszegi Képzési Központ, Fizioterápiás Tanszék

² Budai Mozgásszervi Magánrendelő

viktorina.steinhausz@etk.pte.hu

BEVEZETÉS

Az alsóvégtag és törzs dinamikus stabilitásának felmérésére leggyakrabban a Csillag tesztet (Start Excursion Balance test, SEBT) alkalmazzák, amely során egy oldalra nyolcszor három mérést végeznek, a két oldalra összesen ez 48 mérést jelent. A kutatás célja egy ennél egyszerűbb, gyorsabb balance teszt kidolgozása, eredményeinek összehasonlítása validált balance tesztek értékeivel.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A vizsgálat 2014. augusztusában a PTE ETK Zalaegerszegi Képzési Központjában zajlott. A vizsgálatban 11 kosárlabdázó (ZTE KK felnőtt) és 28 labdarúgó (ZTE utánpótlás) vett részt (átlagéletkor: 14, 97 év, minimum 10 év, maximum 33 év). Az újonnan kidolgozott Lateralis balance tesztet (LBT) meghatározott metodika szerint végeztük, az értékek meghatározására mérő ru dat alkalmaztunk. Korrelációval összefüggést kerestünk a felmért Csillagteszt (Start Excursion Balance test, SEBT), a Flamingó teszt és a Lateralis balance teszt értékei között. A statisztikai feldolgozás SPSS 20.0 programmal történt, ($p < 0,05$).

EREDMÉNYEK

A LBT teszt eredménye és a testmagasság szignifikáns közepes összefüggésben állt egymással ($p < 0,001$), így a testmagasság arányában fejeztük ki a Lateralis balance teszt eredményeit (Lateralis balance teszt/ testmagasság x 100). A flamingó teszt eredménye szignifikáns közepesen erős negatív összefüggésben volt a LBT értékeivel (Bal LBT – Bal Flamingó: $r = -0,424$, $p = 0,006$; Jobb LBT – Jobb Flamingó: $r = -0,432$, $p = 0,005$). A LBT teszt és a csillagteszt legtöbb iránya között szignifikáns közepesen erős pozitív kapcsolat állt fenn, $p < 0,05$. (Pl.: Jobb LBT – jobb posteriomedial: $r = 0,480$, $p = 0,002$; Bal LBT – bal posteriomedial: $r = 0,491$, $p = 0,002$).

KÖVETKEZTETÉSEK

A pilot kutatásban a Lateralis balance teszt értékei összefüggtek validált balance tesztek értékeivel, így az általunk kidolgozott teszt egy gyors, egyszerű és informatív lehetőség lehet a dinamikus balance vizsgálatára. A vizsgálatot nagyobb elemszámmal és kiterjesztettebb életkorra is el kell végezni a végső következtetés levonásához.

GERINCALAK MATEMATIKAI LEÍRÁSA IN-VIVO ELEKTROMÁGNES- ÉS ULTRAHANG-ALAPÚ MÉRÉSI EREDMÉNYEK FELHASZNÁLÁSÁVAL

Jáger Bence¹, Kristóf Tamás², Takács Mária³, Tamás Péter², Kiss Rita M²

¹ Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Hidak és Szerkezetek Tanszék

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

³ Szolnoki MÁV Kórház és Rendelőintézet

jager.bence@epito.bme.hu

BEVEZETÉS

A gerincalak meghatározásának legrégebbi és legpontosabb módja a kétirányú röntgenfelvételek készítése, amely magas sugárterhelése miatt súlyos elváltozások esetén is csak évente egyszer végezhető el. A gerinc elváltozások konzervatív kezelése esetén elengedhetetlen a folyamatos ellenőrzés, így különböző optikai- (Moiré módszer), elektromágnes- (SpinalTouch), vagy ultrahang-alapú (Zebris) in-vivo mérőeszközök jelentek meg, amelyekkel a gerinc alakja megfelelő pontossággal felvehető sugárterhelés nélkül. A kutatás jelenlegi fázisában a cél az elektromágnes- és ultrahang-alapú mérőrendszerek eredményeinek felhasználásával a gerinc alakjának minél pontosabb matematikai leírása és a gerinc alakját jellemző háti kyphosis és ágyéki lordosis szögeinek meghatározására alkalmas matematikai módszerek vizsgálata.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A vizsgálatokhoz szükséges gerinckoordináták felvételére az elektromágnes- (SpinalTouch) és ultrahang-alapú (Zebris) mérőrendszereket alkalmaztuk. A vizsgálatok során összesen 73 páciens – 9 és 13 év közötti egészséges gyermek – térbeli gerinckoordinátái álltak rendelkezésünkre. A gerinckoordináták feldolgozására és a gerincalak térbeli matematikai vizsgálatára saját forráskódot hoztunk létre, az úgynevezett Processing Spinal Data (PSD) programot. A PSD segítségével a kutatások jelenlegi fázisában a gerincalak sagittális síkú vizsgálatát végeztük el Fourier-, spline- és polinom függvények illesztésével. A gerinc görbületek – a háti kyphosis és az ágyéki lordosis – jellemzésére a Cobb módszeren alapuló – a gerinc alakját leíró görbe inflexiós pontjaiba húzott érintő egyenesek által bezárt szögek pótszöge – eljárást vettük alapul. Az érintő egyenesek meghatározására numerikus deriválási eljárásokat és lineáris regressziót alkalmaztunk a programba implementált inflexiós pontokat kereső szűrő segítségével.

EREDMÉNYEK

Az eredmények értékelését a háti kyphosis és ágyéki lordosishoz tartozó pótszög értékek alapján végeztük el. Az eredmények azt mutatták, hogy a Fourier és polinom függvények alkalmazása esetén sok esetben radikálisan nagy vagy közel nulla szögértékeket kaptunk az inflexiós pontok hiánya vagy a görbe oszcillálása (mérési zaj) miatt, míg a természetes spline és a regressziós módszer együttes alkalmazása esetén minden esetben jó érintőket és jó szögértékeket kaptunk. A regressziós módszer esetén a kapott eredmények magas korrelációt (0,82 – 0,92) mutatnak a hagyományos módszerrel számított eredményekkel, ugyanakkor az átlagos eltérés háti kyphosis esetében 7 fokra, míg ágyéki lordosis esetében 11 fokra adódott. Az eredmények összehasonlítását nem csak a vizsgált matematikai módszerek, de a mérőrendszerek között is elvégeztük. A Zebris és SpinalTouch mérőrendszerek adataiból számított szögértékek 0,60 körüli korrelációt mutattak, mely adódhat a testtartás megváltozásából és a mérési berendezések eltérő kialakításából.

KÖVETKEZTETÉSEK

Az eredmények azt mutatták, hogy a gerincalak matematikai egyenlettel történő leírása jól használható

a gerincgörcbűletek jellemzésére. Ezért egy új számítógéppel támogatott (PSD) eljárást dolgoztunk ki a gerincalak és gerincgörcbűletek meghatározására. A kidolgozott módszer a gerinc görcbűletek jellemzésére megbízható, gyors és még inkább objektív eredményeket ad, mint a hagyományos módszer. A vizsgálatok azt mutatták, hogy a gerincalak meghatározására a természetes spline használata a legalkalmasabb, továbbá, hogy a gerincgörcbűletek jellemzésére a lineáris regressziós módszer alkalmazása ajánlott, mely minden esetben megfelelően pontos eredményeket szolgáltat. Továbbá az eredmények kimutatták, hogy a mérőberendezések eltérő kialakítása miatt érdemes ugyanazon mérőrendszert alkalmazni a rehabilitáció során, mint a szűrővizsgálat során.

UJJ ÍZÜLETEK FLEXIÓJÁNAK MÉRÉSE GONIOMÉTERREL ÉS MOTION-CAPTURE RENDSZER ALKALMAZÁSÁVAL

Lőrinczi Ottó Botond, Aradi Petra

Budapesti Műszaki és Gazdaságtudományi Egyetem, Mechatronika, Optika és Gépészeti Informatika Tanszék

lorinczi@mogi.bme.hu

BEVEZETÉS

A kutatás célja a kéz ujj-ízületeinek vizsgálata a teljes aktív, valamint a funkcionális mozgástartomány szempontjából. Másodlagos cél a saját fejlesztésű analóg és digitális goniométer használhatóságának validálása a már elterjedt Vicon mérőrendszeren kapott és szakirodalomban fellelhető eredmények összehasonlításával. A vizsgálat során jobb-domináns alanyokon került meghatározásra elsőként a teljes aktív, majd a funkcionális mozgástartomány az MCP, PIP és DIP ízületekre goniométerrel és optikai elvű mérőberendezéssel.

ANYAG ÉS MÓDSZER

A teljes aktív mozgástartomány mérése során az alanyoknak tíz periódusban kellett behajlítani majd kinyújtani a jobb kéz ujjait teljesen nyújtott állapot és teljesen behajlított állapot között. A mozgás mind goniométer alkalmazásával, mind a motion capture rendszerrel rögzítésre került. Ezek után a fentiekben meghatározott ízületek flexiója olyan tevékenységek végzése közben került regisztrálásra, amely alapján becsülhető az ízületek funkcionális mozgástartománya. A kialakított próbatetek a hat alapvető mozgástípus vizsgálatát célozták: csúcsfogás, palmaris fogás, lateralis fogás, gömb fogás, hengeres fogás, horog fogás. Az eredmények kiértékelésekor három kérdésre kerestük a választ; hogyan viszonyul egymáshoz az egyes ízületek teljes és funkcionális mozgástartománya, a friss mérési eredmények és a szakirodalomban fellelhető adatok milyen mértékben fedik egymást, illetve cél volt a goniométeres és optikai elvű mérések egymáshoz képest vizsgált megbízhatóságának meghatározása.

EREDMÉNYEK

Az eredmények alapján a teljes aktív mozgástartomány megegyezik a korábban mért értékekkel, míg a funkcionális tartomány 6% -al meghaladja a korábbi vizsgálatok eredményeit.

KÖVETKEZTETÉSEK

A kitűzött célok szempontjából a levonható következtetések: A goniométeres és a Vicon mérések alapján elmondható, hogy a kifejlesztett goniométer megbízható mérési adatokat szolgáltat; az ujjak teljes aktív mozgástartománya megegyezik az irodalomban már fellelhető adatokkal; a funkcionális mozgástartomány növekedése abból adódhat, hogy szubjektív módon határozható meg a „funkcionális” tevékenységek halmaza, valamint abból is, hogy napjainkra egyre terjednek a nyújtott ujjakkal végzett tevékenységek (pl. gépelés billentyűzeten, érintőképernyőn), ami a korábbi mérésekkor még nem jelentettek releváns szempontot.

A MAGYAR BIOMECHANIKAI TÁRSASÁG ÉLETÉVEL KAPCSOLATOS INFORMÁCIÓK

Tisztújítás

A Magyar Biomechanikai Társaság a 6. Magyar Biomechanikai Konferencia idején tartotta legutóbbi tisztújító közgyűlését, amelyen a következő elnökséget választotta a 2017-ben rendezendő 7. Magyar Biomechanikai Konferenciáig:

Elnök:	Borbás Lajos
Elnökhelyettes:	Csernátony Zoltán
Elnökségi tagok:	Kiss Rita Kurutzné Kovács Márta M. Csizmadia Béla
Titkár:	Manó Sándor

A továbbiakban ismertetjük a leköszönő elnök, Csernátony Zoltán beszámolójának legfontosabb részleteit.

Kapcsolatfelvétel más európai biomechanikai társaságokkal

- Német Biomechanikai Társaság: Chris Bourauel, a társaság elnöke nagyon pozitívan fogadta a kapcsolatfelvételi kezdeményezésünket, és Társaságunk elnökét meghívta 2015.05.06-án, Bonnban rendezett éves konferenciájukra. Az előadás címe *Options offered by 3D printing in bone surgery and related biomechanical research* volt. Az előadás elején röviden bemutatta Társaságunkat, illetve a magyar biomechanikai kutatóközpontokat. A látogatás végén Bourauel professzor úr biztosított bennünket a további együttműködési szándékáról.

- Dán Biomechanikai Társaság: azt ígérte a titkár, hogy beviszi a következő ülésükre az ügyet

- A bolgár és román társaságok: visszajeleztek, szívesen vették a kapcsolatfelvételt, további lépések várhatók az ügyben

A 6. Magyar Biomechanikai Konferencia tudományos mérlege

- 27 előadás
- 3 poszter
- 2 cikk a Biomechanica Hungarica különszámában
- 35 előzetesen regisztrált résztvevő (ebben nincsenek benne az MTT-MOT Kongresszusra regisztrált résztvevők, akik részt vettek a Biomechanikai Konferencián is)

Szervezési feladatok

2016. szeptemberében a János Kórház Traumatológiai Osztálya jubileumi rendezvényt tart, amelyen lesz egy *biomechanika* szekció is. A részvételhez a közgyűlés hozzájárult, a további szervezés az új elnökség feladata.

7. Magyar Biomechanikai Konferencia: 2017. júniusában várható, jelenleg még nem ismert a helyszín, és az sem, hogy az idei konferenciához hasonlóan együtt lesz-e szervezve a Magyar Ortopéd Társaság kongresszusával. Mindenesetre az idei tapasztalatok összességében elég kedvezőek voltak.

RENDEZVÉNYAJÁNLATUNK

Hazai rendezvények

Dátum	Rendezvény/Link	Helyszín
2015. szept. 3-4.	A Magyar Kézsebész Társaság 22. Kongresszusa és FialaKézsebészek Fóruma http://www.asszisztencia.hu/mkt	Hajdúszoboszló
2015. okt. 8.	XXII. Gyermektraumatológiai Vándorgyűlés http://www.asszisztencia.hu/gyt	Budapest
2015. okt. 9-10.	XXII. Gyermektraumatológiai Vándorgyűlés http://www.asszisztencia.hu/gyt/	Tokaj
2015. okt. 28-31.	A Magyar Gyógytornász-Fizioterapeuták Társasága X. Kongresszusa http://www.asszisztencia.hu/mgyft/kong/	Budapest
2015. dec. 04.	A Magyar Gerincgyógyászati Társaság 2015. évi Tudományos Ülése http://www.asszisztencia.hu/mgt/invitation_2015.png	Bükkfürdő
2016. aug. 29	EUSIPCO 2016 - 2016 European Signal Processing Conference http://www.eusipco2016.org/	Budapest

Külföldi rendezvények

Dátum	Rendezvény/Link	Helyszín
2015. szept. 1-5.	Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering 2015 http://cmbbe2015.com/	Montreal Kanada
2015. szept. 14-16.	6th International Conference on Computational Bioengineering, ICCB 2015 http://congress.cimne.com/ICCB2015/	Barcelona Spanyolország
2015. okt. 28-30.	International Conference on Biomedical Technology - ICBT 2015 http://www.icbt15.uni-hannover.de/	Hannover Németország
2015. nov. 17-20.	ICCB 2015 : XIII International Conference on Computational Biomechanics https://www.waset.org/conference/2015/11/paris/ICCB	Párizs Franciaország
2015. nov. 24-25.	ICBBE 2015: XIII International Conference on Biomechanics and Biomedical Engineering https://www.waset.org/conference/2015/11/dubai/ICBBE	Dubai Egyesült Arab Emírségek

SZERZŐI ÚTMUTATÓ

A Biomechanica Hungarica a Magyar Biomechanikai Társaság és a Debreceni Egyetem Ortopédiai Klinikájának 2008-ban indult közös tudományos folyóirata. A lap célja, hogy a hazai, biomechanika területén dolgozó orvosoknak, klinikusoknak és mérnököknek lehetőséget teremtsen kutatási eredményeik közzlésére, egymással való megosztására magyarul vagy akár angolul. A folyóirat rovatairól itt olvashat bővebben:

<http://biomechanica.hu/index.php/biomech/about/editorialPolicies#sectionPolicies>

A gyorsabb szerkesztői munka, illetve az alacsonyabb adminisztratív költségek érdekében csak online beküldött kéziratokat fogadunk. A kéziratot valamelyik szerzőnek kell beküldenie, aki vállalja a felelősséget a beküldött anyagért a bírálati és a szerkesztőségi fázisokban is. Ha valamilyen oknál fogva az online beküldés nem sikerül, kérjük, ezen az e-mail címen jelezzék: manos@med.unideb.hu

A beküldés feltételei

A kéziratot csak akkor szabad beküldeni, ha az nem volt még máshol lekötve (kivéve absztrakt formájában pl. disszertációban) és nem lett elküldve még más folyóiratnak. A beküldő szerző felelős azért, hogy a cikk közzétételéhez minden további szerző hozzájáruljon.

Az online felületen a rovat kiválasztása után kérjük, olvassa el minden pontját az ellenőrzőlistának és addig ne folytassa a kéziratbeküldést, amíg minden kérdésre igennel nem válaszol. Ezek az előzetes feltételei annak, hogy a cikk megjelenhessen a Biomechanica Hungaricában.

Peer Review

A folyóiratban megjelenő cikkeket előzőleg két bíráló értékeli anonim módon. A beküldött kéziratról először a szerkesztő/rovatvezető dönti el, hogy alkalmas-e a bírálatra, majd két, az adott szakterületen elismert bírálónak adja ki, akik előtt egymás és a szerző kiléte mindvégig ismeretlen marad.

Az anonim bírálat megvalósítása érdekében kérjük, hogy sem a nevét, sem más azonosító személyes adatot ne tüntessen fel sem a kéziratban, sem a kiegészítő fájlokban.

Szabad hozzáférés

A Biomechanica Hungarica online ingyenesen hozzáférhető folyóirat, így akár regisztráció nélkül is hozzáférhet bárki az újság tartalmához.

Kéziratbeküldés

Első lépésként szerzőként kell regisztrálnia a www.biomechanica.hu oldalon. Bejelentkezést követően a FELHASZNÁLÓ – SZERZŐ útvonal követésével juthat el a weboldal kéziratbeküldő moduljához. Fontos, hogy az elsődleges e-mail címét adja meg regisztrációkor, mert a szerkesztőségi munka minden fázisa e-mail alapú. A kéziratot valamelyik szerzőnek kell beküldenie. A folyamat elején űrlapon kell megadnia a társszerzőket, a kézirat címét, az absztraktot, valamint a kulcsszavakat. *Magyar nyelvű kézirat esetén az absztraktot és a kulcsszavakat angolul is adja meg.*

Kézirat

Magát a kéziratot fájlként kell beküldeni. Kérjük, hogy csak A/4 méretű, Microsoft Word formátumú (DOC, DOCX) vagy RTF fájl küldjön be.

Egyszeres sorközű, 12 pontos Garamond betűtípust használjon a kéziratban. Aláhúzást ne alkalmazzon a linkeknél sem, helyette *dőltre* formázza a karaktereket.