

TÉRDPROTÉZIS KINEMATIKÁJÁNAK JAVÍTÁSA EVOLÚCIÓS ALGORITMUS ALKALMAZÁSÁVAL

Kopcsányi Gergő, Balassa Gábor Péter, Oldal István

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

oldal.istvan@gek.szie.hu

DOI: 10.17489/biohun/2017/1/07

Absztrakt

A térdprotéziseknek számos követelménynek meg kell felelniük, amelyek a szilárdsági, funkcionális, gyárthatósági, tartóssági és kompatibilitási szempontok. A gyártóknak ezeket a – sokszor egymásnak ellentmondó – feltételeket kell kielégíteni. A fejlesztés alapja a megfelelő geometria kiválasztása, amelyben az eredeti térdgeometriát nem lehet alapul venni, mert olyan bonyolultságú, annyi elemből álló és olyan anyagtulajdonságú protézis nem gyártható. Ezért a protézisek a valós térdnél egyszerűbbek, a mozgást két egymáson elmozduló elemmel biztosítják.¹ A megfelelő geometria kiválasztása kulcsfontosságú, mert a tibia mozgását ezen két elem felületével kell biztosítani. A mozgást ismertnek feltételezzük (mérhető), és keressük az ezt létrehozó felületeket. Az ilyen jellegű problémák megoldására jól alkalmazható az evolúciós algoritmus valamelyik típusa. A munkánk során kidolgoztunk egy eljárást, amely genetikai algoritmus segítségével a térdprotézisek, mint egyedek „virtuális tenyésztését” teszi lehetővé. A tenyésztést bármelyik tulajdonság fejlesztésének céljából elvégezhetjük, jelen tanulmányban az említett mozgásfüggvény ismeretéből indulunk ki.

Kulcsszavak: biomechanika, térd, térdprotézis, 3D nyomtatás, evolúciós algoritmus

Improving the knee prosthesis kinematics with the use of the evolutionary algorithm

Abstract

The knee prostheses have to meet lots of requirements, which are: strength, function, manufacturability, durability and compatibility. The manufacturers have to meet with these - often contradictory conditions. The basis for the development of knee prosthesis is the choice of the appropriate geometry. The original human knee geometry cannot be taken as a base for the prosthesis development because a prosthesis with so complexity, so many components and materials cannot be manufactured. Therefore the prostheses are simpler than the real knee joint. They can realize the movement with two on each other movable components.¹ The movement of the tibia must be ensured by the two prosthesis components therefore it is really important to choose the right geometry. We are hypothesizing the motion (measurable) and we are looking for the surfaces that create it. For those tasks to solve one of the evolutionary algorithm types is a good choice. During our work we elaborated a process that allows the „virtual breeding” of knee prostheses as individuals with the use of genetically algorithm. The breeding can be carried out for the development for either of the properties. In this study we are starting from the knowledge of the so called motion function.

Keywords: biomechanics, knee, knee prosthesis, 3D printing, evolutionary algorithm

1. Bevezetés

Jelenleg nem ismerjük az optimális térdprotézist, fejlesztésük folyamatos, egyre több problémát sikerül megoldani az idők folyamán. Egyik lehetséges problémája a mai térdprotéziseknek, hogy esetenként velőüreg-gyulladás okoznak. Ennek kiváltó oka lehet a nem megfelelő mozgás, pontosabban a járáshoz nem igazodó mozgás. Egészséges térd esetében a járás és a térd mozgása összehangolt módon történik.^{2,3} Ha a protézis által létrehozott mozgás nem közelíti eléggé az egészséges térd mozgását, járás közben, akkor is erre a mozgásra van kényszerítve az ideg- és izomrendszer által. A kényszer többletterhelést okoz a protézisen, és – ami a problémát okozza – a protézis-csontkapcsolatokon is. Ez minden lépésnél jelentkező ismétlődő terhelés, ami hosszabb távon problémákat okozhat. A megfelelő geometriájú térdprotézissel ezt a többletterhelést minimalisra tudjuk csökkenteni.

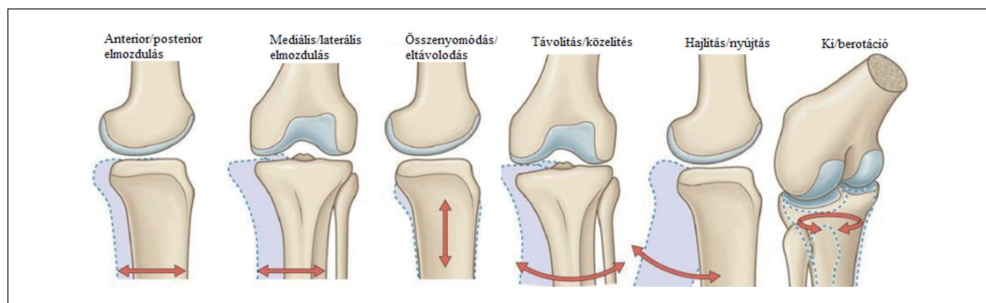
Mint ismert, a térdízület hat szabadságfokkal rendelkezik. Mozcáslehetőségeit az 1. ábra mutatja.

Ezek közül a flexió és a rotáció egymáshoz viszonyított értékei a legfontosabbak. A rotációs mozgást két részre lehet bontani, az akaratlagos, és a kényszerített rotációra. Ez utóbbi nem izomműködés eredménye. A kinyújtott lábszár hajlítása kismértékű befelé forgató rotációval kezdődik, ez önkéntelen rotáció. Az akaratla-

gos rotáció a behajlított térdízület sajátossága. A térdízület ekkor körülbelül 20° berotációt és 40° kirotációt enged.^{5,6} A 2. ábrán az egyes kutatók által meghatározott különböző rotáció-flexió függvények nagy szórása azt mutatja, hogy ezek a függvények jelenleg nem általánosíthatóak, sok tényező van rájuk hatással. Mérésükben nagy a bizonytalanság, valamint természetesen egyénenként változnak.

A két elemből álló térdprotézis esetében a megfelelő mozgást a lábszárcsontfej és/vagy combcsontfej geometriai módosításával tudjuk elérni. A későbbiekben a combcsonthoz rögzített protéziselem geometriáját tekintjük állandónak, és a lábszár sípcsontjába épülő elem geometriáját fogjuk optimalizálni a mozgásfüggvény megfelelő pontosságú közelítése érdekében.

Munkánk során bemutatjuk, hogy az evolúciós algoritmusok közül a genetikus algoritmust hogyan lehet használni a sípcsont enyhén homorú ízületi lapjainak geometriájának optimalizálására. Az algoritmus egy, már ismert és eddig jól alkalmazott protézis alapján generálja a kezdőpopulációt, melynek egyedei sajátos módon közelítik a szükséges mozgásfüggvényt (célfüggvény), majd elvégzi a szükséges evolúciós műveleteket (mutáció, keresztezés, stb.) az egyedeken. A létrehozott egyedek automatizált parametrikus tervezéssel Solid Edge ST9 környezetben 3D modellként készülnek, melyeket 3D nyomtatással legyártunk és egy protézisimi-



1. ábra. A térdízület mozgáslehetőségei⁴

nősítő berendezéssel minősítjük. A minősítés alapja, természetesen a produkált mozgásfüggvény és a későbbiekben bemutatott célfüggvény különbsége, minél jobban közelítjük a célfüggvényt, annál kisebb lesz a kilazulás és egyéb komplikációk veszélye.

Eljárás a protézisgeometria fejlesztésére

A protézisfejlesztést a következő lépésekben valósítjuk meg (3. ábra):

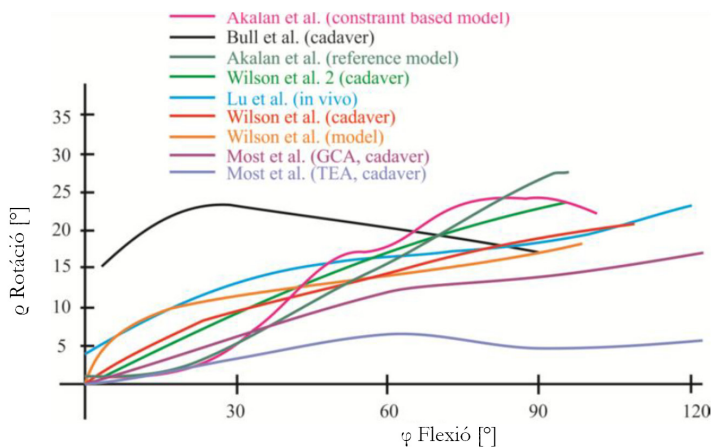
- célfüggvény meghatározása emberi térdmozgás alapján,
- egy jelenleg használt protézis vizsgálata és digitalizálása,
- evolúciós (azon belül genetikus) algoritmus alkalmazása új protézisgeometria létrehozására,

- a geometria szerinti protézis gyártása 3D nyomtatással,
- az új geometria minősítése,
- a minősítés alapján a geometria elfogadása vagy újabb evolúciós ciklus indítása.

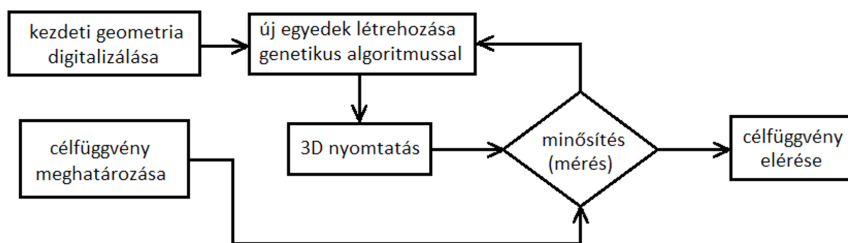
A fejlesztés során alkalmazott eszközök, eljárások

Térdvizsgáló berendezés

A Szent István Egyetem Biomechanikai Kutatócsoportja által kifejlesztett térdvizsgáló berendezést használtuk,⁸ amely alkalmas cadaver térden rotáció-flexió függvény – a vizsgálatunkban célfüggvény – mérésére. A berendezések különbségeiből adódó hibákat elkerülhetjük, ha a célfüggvényt és a vizsgált protéziseket is ugyanazon készüléken mérjük.



2. ábra. Különböző rotáció-flexió függvények⁷



3. ábra. Az eljárás blokkvázlata

Ennek érdekében az eszközhöz készült egy ki-gészítő protézisminősítő berendezés.^{9,10}

Evolúciós algoritmus – genetikus algoritmus

Az evolúciós algoritmusok az mesterséges intelligencia (MI) jellegzetes problémamegoldó eljárásai. Az evolúció – Darwin által leírt – mechanizmusára épülő problémamegoldó rendszer. Az MI-re épülő algoritmusokban a megoldások mindig közelítőek, pontos megoldást csak a probléma összes tényezőjének figyelembe vételével kaphatnánk, ami a legtöbb esetben a vizsgált paraméterekre ható befolyásoló tényezők sokasága miatt nem lehetséges.¹¹ Ezen algoritmusok megoldásai az „egyedek”, minden egyed egy-egy megoldást jelent az adott problémára. Az egyedek mindegyike a környezetükkel szemben sajátos viselkedést mutatnak, és populációkat alkotnak, viselkedésük szerint hasonlóak az állatokhoz, populáción belül szaporodnak és kereszteződnek egymással, mutálódnak és meghalnak.^{12,13} Az MI-ket akkor szokták alkalmazni, amikor nem ismert a problémátér szabályrendszere, így a megoldás sem ismert. A mesterséges intelligencia kis hatósugarú, lokális szabályok segítségével, elemi lépésekből állítja fel a megoldó rendszert kereséssel.¹⁴

Az evolúciós algoritmusok egyik típusa a genetikus algoritmus. Az evolúciós algoritmusok közül ez hasonlít a legjobban az ivaros szaporodásra, mivel a populációkban egy-egy egyedet párosítunk szülőpárrá, minden szülőpár kettő utódot generál. Az új populációba kerülés itt a legegyszerűbb, mivel minden szülő meghal, az utódok pedig tovább élnek. A genetikus algoritmusokban nem közvetlenül az egyedeken végzünk műveleteket, hanem lekódozzuk őket, és a kódokon végezzük el a kívánt műveletet.

Jelen kutatásunk célja, hogy olyan genetikus algoritmust hozzunk létre, amely alkalmas térdprotézis geometriájának fejlesztésére.

Munkánk eredménye egy-egy protézisgeometria egyedként való kódolása, amely alkalmas az algoritmus alkalmazásával szaporodásra és új populációk létrehozására, amelyek evolúciója egyre jobb egyedeket (protézis geometriákat) eredményez. Az egyes egyedek és populációk minősítését, azaz az evolúció irányát a fitnessfüggvény jelöli ki.

Fitnessfüggvény: Az optimalizálási feladatok során egy adott halmazon definiált függvény, amelynek szélsőértékét keressük.^{14,15} Esetünkben a célfüggvény megállapítása után az ettől való eltérést választjuk fitnessfüggvénynek, amely minimuma esetén az adott egyed (protézis) a legjobban közelíti a célunkat.

3D nyomtatás

A 3D nyomtatás a XXI. század egyik legújabb gyártástechnológiája. Használata igen elterjedt a prototípus modellek készítésében. A technológiát a Massachusetts Institute of Technology (MIT) fejlesztette. A legelső 3D nyomtató 1994-ben került forgalomba. Munkánk során a modelleket FDM (Fused Deposition Modeling) technológiával készítettük. Az FDM technológia alapanyaga tekerceselt, vékony, hőre lágyuló műanyag huzal, a legáltalánosabb huzalátmérő 1,75mm, a legáltalánosabban használt anyagok pedig az ABS- (akrinitril-butadién-sztírol) és a PLA-(politejsav). A gyártás során a léptetőmotor tengelyén lévő fogaskerék hajtja a polimerszálat. A polimerszál az extruderfejben ellenállásmelegítéssel felmelegszik, megolvad, majd az extruder végén kialakított injektor ad alakot a nyomtatott rétegnek.¹³ A teljes geometria az egyes rétegek összességéből épül fel.

Eredmények

Cadaver térd és protézis mozgása

A 2. ábrán bemutattuk, hogy a rotáció-flexió függvények mérésében nagyon nagy bizonytalanságok vannak. Ezek két fő okra vezethetők vissza. Egyik oka, hogy az emberi térdek nem

egyformák, így eleve különbözőek a mérendő függvények, a másik ok a feldolgozás különbözősége (mérőeszközök, beállítások és kiértékelés módszere).

Az emberi térdek különbözőségéből adódó hibát két módon küszöbölhetjük ki. Az egyik megoldás, hogy több térdet vizsgálunk és egy átlagos célfüggvényt állapítunk meg, a másik hogy egy adott térdet tekintünk célnak, így a térdprotézis egyénre szabott lesz. Jelenleg élő emberen nem lehet megfelelő pontosságú mérést végezni, így az egyedi protézis kifejlesztésének ez akadálya. Munkánk során cadaver térdeken mért az átlagolt célfüggvényt⁷ választottuk.

Az eszközök, beállítások, feldolgozás módszereiből adódó hibát úgy csökkentettük minimálisra, hogy ugyanazon gépen és beállítások mellett vizsgáltuk a cadaver térd és a protézis mozgását.

A 4. ábrán látható egy használt protézis rotáció-flexió függvénye és a cadaver térden mért célfüggvény. A két függvény különbségéből jól látszik, hogy az eddigiek során a térdprotézisek megfelelő mozgásfüggvényeivel keveset foglalkoztak. A protézis szinte semmilyen rotációt nem végez.

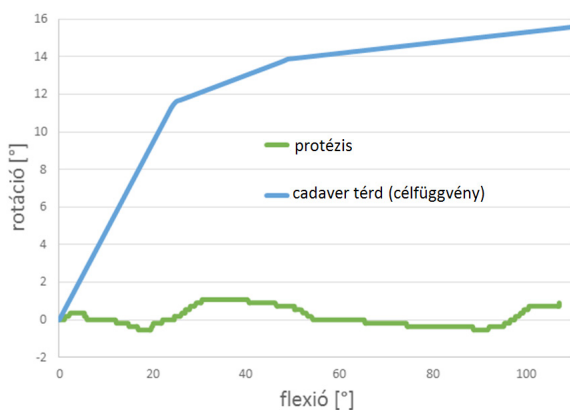
A tibia geometriájának genetikai kódolása

A genetikus algoritmus alkalmazásához a tibia paraméterezett modelljére van szükség. Egy használt, jobb láb szimmetrikus tibiális térdprotézis komponensét választottuk a modellezés kezdeti geometriájaként (a mérések során a hozzá tartozó femurt használtuk fel, amin nem volt használatból eredő kimutatható kopás).

A szkennelt felületeken látható az aszimmetrikus kopás, amely azt mutatja, hogy a térdprotézis ugyan szimmetrikus, de járás közben az eredeti, aszimmetrikus mozgás jön létre. Ha ez a geometriával is segítene, akkor csökkenhetne a kopás és kilazulás esélye.

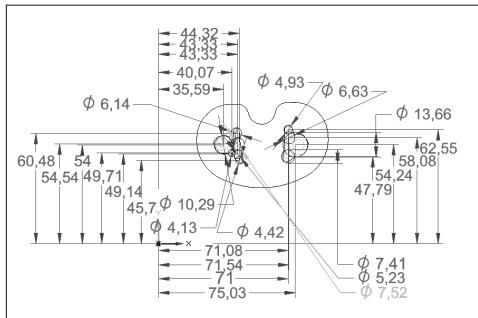
A szkennelt modell nem szerkeszthető, nem tartalmaz kijelölhető és módosítható felületeket, nem paraméterezhető, így közvetlenül a kapott modelleket nem tudtuk felhasználni a folytatáshoz.

A modell paraméterezésére több eljárást is kipróbáltunk, de csak egy módszer volt megfelelő, amely a 3D nyomtatás „layer by layer” technológiáján alapul. A virtuális paraméterezhető modellt 0,1 mm vastagságú rétegekből hoztuk létre, rétegenként körökkel közelítve a



4. ábra. A célfüggvény^{7,9} és az eredeti protézis mért mozgásfüggvénye

metszett kontúrt. (6. ábra) Az eljárás eredményeképp 68 réteggel és 1150 paraméterrel leírt modellt kaptunk. Az 1150 paraméter értékei, mint gének alkotják az adott geometria, mint egyed genomját.



6. ábra. Egy réteg paraméterezett metszete

A generált modell felületét, a kiugró rétegek miatt a az Autodesk Meshmixer nevű szoftver segítségével simítottuk el. Az elsimítás csupán a felületrétegek átfedését csökkenti, a modellezési felbontásból (0,1mm) adódó lépcsőket eltüntet, helyette egységesebb felületet ad. A

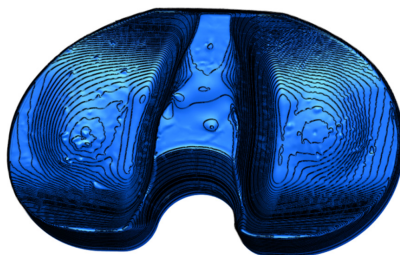
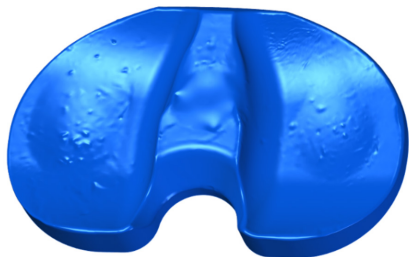
módosítatlan felület és az elsimított felület a 7. ábrán látható.

A következő lépés az egyes egyedek 3D nyomtatása. A protézisek egyenként FDM technológiával, 1,75 mm átmérőjű PLA anyagból készültek. A nyomtatást követően a felületi érdességet csiszolással csökkentettük (8. ábra).

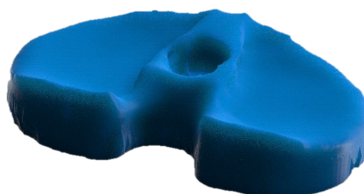
A szükséges szoftveres és mechanikus beavatkozásokkal a feladat céljaul megfogalmazott alakelemek alakjai nem változtak, csupán a méréshez szükséges felületi érdesség elérése volt a beavatkozások célja. A nyomtatást és felületkezelést követően a protézisek minősítése következett, a korábban bemutatott kísérleti mérőberendezésen.⁹

Tibiageometria-generáló genetikus algoritmus – tenyésztési program

A protézis geometriájának létrehozására alkalmas speciális algoritmust hoztunk létre. A program Visual Basic modulban készült,

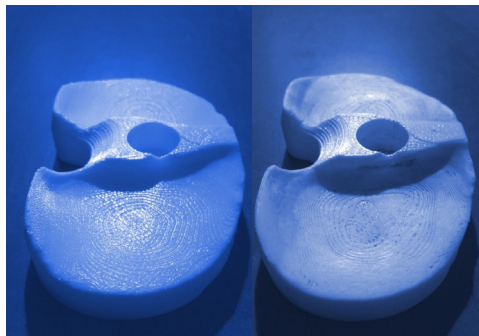


5. ábra. A 3D szkennelt modell és a létrehozott metszetgörbék



7. ábra. A létrehozott paraméterezhető virtuális modell eredeti és simított felületekkel

amely Microsoft Excel munkafüzetbe épült be.¹⁶ Az algoritmus megoldásai a generált virtuális modellek. Egy generálás esetén létrejött megoldások populációt alkotnak (populációként 4 egyed). A létrehozott program nem fut le felhasználói beavatkozás nélkül, hiszen az egyes protéziseket egy protézisminősítésre alkalmas mérőberendezésen szükséges lemérni, így félautomatikus.



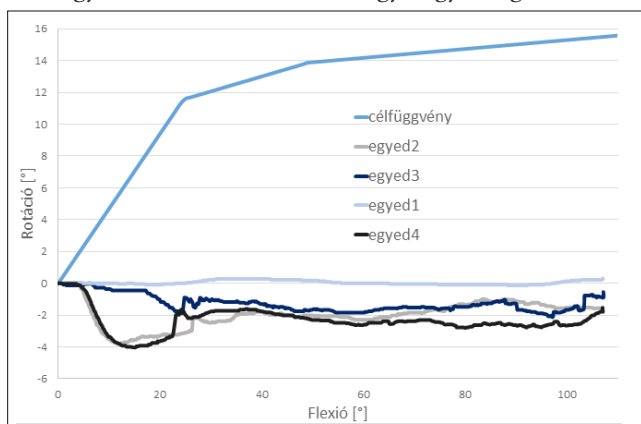
8. ábra. 3D nyomtatott protézis csiszolás előtt és után

A virtuális modellből a korábban ismertett módon elkészítjük az egyed valós geometriáját, majd következik a mérés. A mérés során minden egyes egyedet külön-külön minősítünk, a mérés eredménye pedig minden esetben a vizsgálókészülékkel mért – az egyes egyedekre jellemző – flexió-rotáció függvény. Programunk az adott egyed mért értékeit és

a célfüggvényként kiválasztott flexió-rotáció függvényt a legkisebb négyzetek elve alapján összehasonlítja, és az átlagos eltérésüket kiszámítja. Ezt – a genetikai algoritmusoknál szokásos módon – fitnessértéknek nevezünk. Minden egyed rendelkezik fitnessértékkel. A generáció egyedeinek minősítése után az új populáció létrehozása következik.

A következő populáció létrehozásához szülőpárokat kell választani a fitness értéküknek megfelelően a rulettkerék-módszert alkalmazva. A fitnesszek értékeit összeadjuk és egyesével leosztjuk az egyedek saját fitnessértékével, a kapott értékeket felkeresítjük egész számra, így meghatározott az egyedek fitnesszeinek egymástól való eltérése, vagyis, hogy az összes közül az egyes egyedeket mekkora eséllyel választjuk ki a következő generáció szülőválasztása esetén.

A szülőválasztás befejeztével szükséges a második populáció egyedeinek generálása. Az első szülő választott paraméterváltozóit és paramétereit a program kettévágja és vagy az első, vagy a második felét kijelöli, majd beilleszti az egyes egyed kromoszómájának választott helyére. A program ugyanezen lépéseket elvégzi a második választott szülőre is, ez esetben természetesen a szétvágott kromoszóma másik felét másolja át az egyes egyedek generált kromoszómaiba.



9. ábra. Az első populáció rotáció-flexió függvényei

Populációk vizsgálata

A fenti programmal létrehoztuk az első generációt. A populáció négy egyedből áll. Az egyes egyedek genomja alapján 3D nyomtatással létrehoztuk az egyedek valóságos modelljét, amelyeken a térdvizsgáló berendezéssel megmértük a rotáció-flexió értékeket behajlítás közben. A mért eredmények a 9. ábrán láthatók. A populáció genetikai változatossága és a célfüggvény távolsága alapján megállapíthatjuk, hogy sok generáció után várható, hogy elérjük a célt.

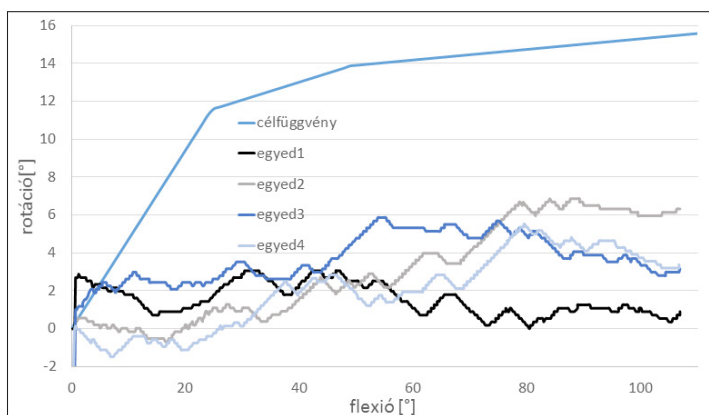
Az eljárást gyorsíthatjuk, ha az egyes populációk létrehozásakor génmódosítást alkalmazunk. Természetesen a génmódosítás ronthatja is az adott populáció tulajdonságait, de ha célzottan végezzük, akkor az evolúciós folyamatot gyorsíthatjuk. A második generáció esetében aszimmetriát^{17,18} hoztunk létre a geometriában, amely módosítás sikeres volt, a populáció tulajdonságai jó irányban és nagymértékben változtak az első generációhoz képest (10. ábra).

Az eredmények alapján megállapíthatjuk, hogy a virtuális tenyésztés adott tulajdonságok javítására alkalmas. Az eljáráshoz szükségesek a fizikai modellek, mert a minősítést azokon tudjuk elvégezni. Ez a módszer előnye és hátránya is egyben. Előny, mert így nem szükséges validáció, minden egyedet valóságban mérünk, a tulajdonságok biztonsággal leírhatók. Hátrány, mert a fizikai modellek létrehozása és mérése lassítja és költségesebbé teszi az eljárást egy tisztán virtuális eljáráshoz képest.

Továbblépési lehetőségek

Az első és legfontosabb továbblépés a következő generációk létrehozása, amellyel egy adott célfüggvényt elérünk, így derül ki, hogy mennyi idő és munka szükséges egy adott tulajdonság eléréséhez.

Amennyiben sikerül kiváltani a mérést annak numerikus modellezésével, elhagyható a 3D nyomtatás és mérés, ami nagyban meggyorsítja a folyamatot, nagyobb egyedszám és több generáció alkalmazható. Ugyanakkor az eredmények méréssel történő ellenőrzése ekkor is szükséges.



10. ábra. A második populáció rotáció-flexió függvényei

IRODALOM

1. *Than P.* A gonarthrosis modern endoprotetikai kezelése különös tekintettel a patellofemorális ízületre és a szövődményekre Doktori (PhD) értekezés. 2000; p. 17-36.
2. *Fekete G, Csizmadia MB, Wahab MA, De Baets P, Katona G, Vanegas-Useche LV, Solanilla JA.* Sliding-rolling ratio during deep squat with regard to different knee prostheses. Acta Polytechnica Hungarica 2012; 9(5):5-24.
3. *Fekete G, Csizmadia MB, Wahab MA, De Baets P, Vanegas-Useche LV, Bíró I.* Patellofemoral model of the knee joint under non-standard squatting. Dyna Colombia 2014;81(183):60-7.
4. *Standring S.* Gray's Anatomy. The anatomical basis of clinical practice. New York: Churchill-Livingstone: Elsevier Press; 2008. p. 4300-54.
5. *Miltényi MA.* Sportmozgások anatómiai alapjai. Budapest: TF; 1980. p. 164-85.
6. *Donáth T.* Anatómia – Élettan. Budapest: Medicina Könyvkiadó Zrt; 2005. p. 57-71.
7. *Katona G, Csizmadia MB, Andrónyi K.* Determination of reference function to knee prosthesis rating. Biomechanica Hungarica 2013;6(1): 293-301.
8. *Csizmadia MB, Katona G, Szakál Z, Bíró I.* Kísérleti berendezés cadaver térdízület mozgásanalíziséhez, kísérleti mérésorozat értékelése. Gödöllő; 2005.
9. *Csizmadia MB, Balassa GP, Katona G.* The first steps to the development of the knee prosthesis rating method. Biomechanica Hungarica 2013;6(1): 39-45.
10. *Balassa GP, Csizmadia MB.* Térdprotézisek beültetési tényezőinek hatása az ízület kinematikájára. Biomechanica Hungarica 2015;8(1):17-26.
11. *Házy A, Nagy F.* Adatstruktúrák és algoritmusok. Miskolci Egyetem; 2009. p. 5-10.
12. *Sivanandam SN, et. al.* Introduction to Genetic Algorithms. Springer; 2008. p. 2-36.
13. *Kovács NK.* Prototípus fröccsöntő szerszámozás technológiájának fejlesztése [PhD értekezés]. 2004. p. 11-40.
14. *Salamon A.* Genetikus algoritmusok [Egyetemi jegyzet]. Budapest: ELTE TTK; 2003. p. 16-54.
15. *Haupt RL, Haupt SE.* Practical Genetic Algorithms. New Jersey: John Wiley & Sons; 2004. p. 1-65.
16. *Bártfai B.* Makróhasználat Excelben. Budapest: BBS-INFO Kiadó; 2010. p. 51-72.
17. *Walker PS, Arro S.* Characterising knee motion and laxity in a testing machine for application to total knee evaluation. Journal of Biomechanics. 2015;48:3551-8.
18. *Walker PS, Heller Y, Yildirim G, Immerman I.* Reference axes for comparing the motion of knee replacements with the anatomic knee. The Knee. 2010;18:312-6.

A 3D technológiát a Poly-D-Mérnöki Kft. biztosította a kutatáshoz..

A közlemény az Emberi Erőforrások Minisztériuma ÚNKP-17-4 kódszámú Új Nemzeti Kiválóság Programjának támogatásával készült.

Oldal István

Szent István Egyetem, Gépészmérnöki Kar, Mechanikai és Géptani Intézet

H-2100 Gödöllő, Páter Károly út 1.

Tel.: (+36) 30 475 0158