Dr. Bíró István[*]

Térbeli mechanizmus alkalmazása az emberi térd kinematikai vizsgálatában

Összefoglaló: Az emberi térd mozgásviszonyait évtizedek óta számos biomechanikai kutatócsoport vizsgálja. Műszaki szempontból nézve rendkívül összetett, és sajátos jellemzőkkel bíró problémáról van szó. Ennek oka részben a szerkezet bonyolultsága, részben a szerkezeti elemek (csontok, porc és más lágy szövetek) jellegzetes reológiai tulajdonságai. Szerző, a SZIE GEK Biomechanikai Kutatócsoportjának tagjaként, az első ütemben a combcsont (femur) érintkező felületeihez (condylusaihoz) és a lábszárcsont (tíbia) platójához anatómiai jellemzők alapján koordináta-rendszereket rögzített, majd ezt követően a koordináta-rendszerek tengelyeihez három-hengeres mechanizmust illesztett.

A három-hengeres modell a Denavit-Hartenberg paraméterek felhasználásával lehetővé teszi a térd behajlítása során, a térden belül végbemenő (anatómiai szempontból lényeges) koordináta-tengely irányú elmozdulások és egyes tengely körüli szögelfordulások értelmezését, illetve meghatározását. A modell teszteléséhez Szerző kutatócsoport által végzett, a térd szabad mozgását megközelítő cadaver kísérletek mérési adatait használta fel.

Kulcsszavak: Térdízület, kinematikai modell, optikai helyzet-meghatározás, HD paraméterek

1. Bevezetés

A térdízület lényeges szerepet játszik az ember mozgásában. Az ember törzsfejlődése során a térd anatómiája a mindennapi élet kívánalmainak megfelelően alakult, a forma és a funkció kölcsönhatásának megfelelően. A térd kinematikai funkciójának, a ható külső és belső erők, a geometria és a kapcsolódó anatómiai részek mechanikai paramétereinek megismeréséhez a térdmozgás tanulmányozása, illetve ismerete alapvető fontosságú.

Az utóbbi bő egy évszázadban – a kor technikai színvonalának megfelelően – különböző módszerek alapján – számos kinematikai tanulmány született. Braune és Fischer (1891) kétfelületű (biplanar) fényképsorozatot készített a térdmozgásról; Zuppinger (1904) volt valószínűleg az első, aki az újonnan bevezetett radiografiás (röntgengráfiás) módszerrel ábrázolta a térdmozgást. A vizuális vizsgálatok marker techniká-

[*] *Dr. Bíró István, egyetemi docens, Szegedi Tudományegyetem, Mérnöki Kar, Műszaki Intézet, Szeged*

kon alapulnak, melynek során egyes pontok vagy végtagok tengelyeinek mozgását ábrázolják. Annak ellenére, hogy az utóbbi évtizedekben számos új technológiát fejlesztettek ki, (radiológia, fluoroszkópia, háromdimenziós CT, MRI, sztereo-fotogrammetria, ultrahang, stb.), a legtöbb eredmény megbízhatatlan és inkonzisztens más publikált adatokkal [1].

Más szerzők által publikált adatok alapján, a pillanatnyi forgástengelyek elhelyezkedésére vonatkozóan Hollister és társai (1993) egy összehasonlító tanulmányt készítettek. Azt találták, hogy „az eredmények széles változatossága alapján nehézséget okoz a térdmozgásra vonatkozóan határozott megállapításokat tenni”. A tíbiának a hajlítás során előálló külső és belső rotációjára vonatkozóan, különböző szerzők véleménye alapján 5-17°-os tartományt állapítottak meg [4,5].

Laboratóriumi körülmények között (in vitro) mechanikai szimulátorokkal végrehajtott vizsgálatok többségükben fantom modellek vagy hullatérdek passzív mozgását vizsgálják, vagy számítógépes szimulációk. Ennek a tanulmánynak a célja az emberi térd háromdimenziós, kinematikai modelljének pontosítása.

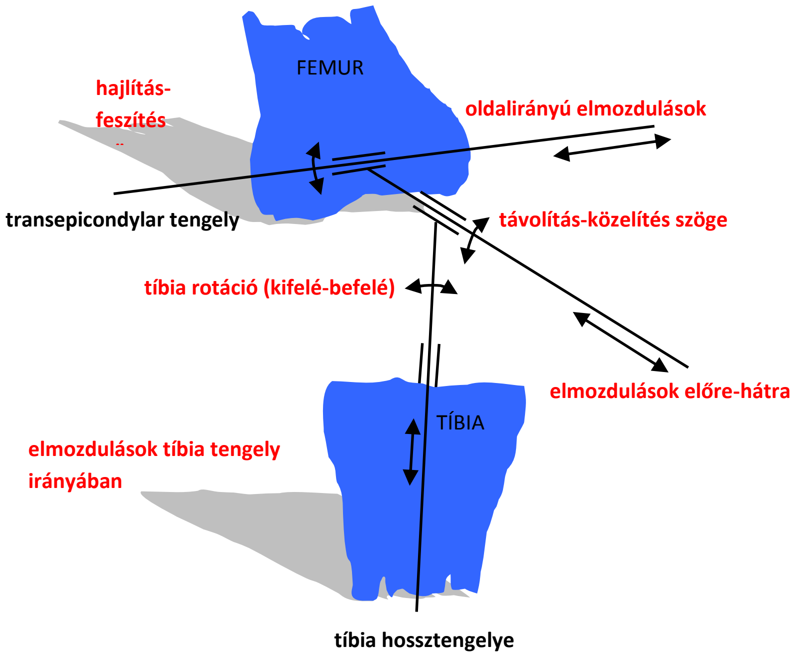
2. A térd kinematikai modellje, mint térbeli nyitott lánc

A három térbeli hengeres kinematikai párból álló modell alkalmas az 1. ábrán *pirossal* jelölt (mozgás közben) változó mennyiségek meghatározására. E mennyiségeket a *hajlítás-feszítés szöge* függvényében célszerű ábrázolni.

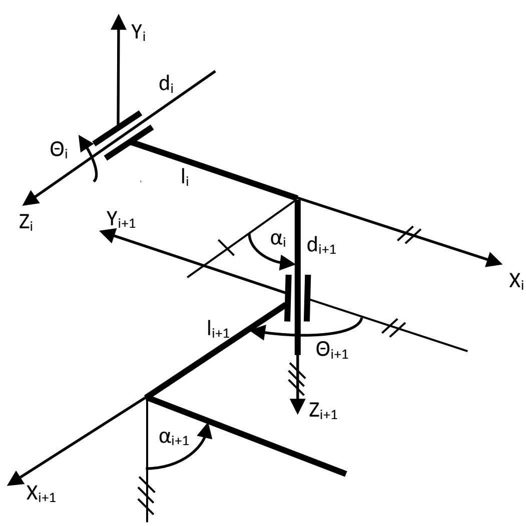
A modell a rögzített tengelyek (transepicondylar tengely, tíbia hossztengelye) és egyéb koordinátatengelyek helyzetétől függetlenül működőképes. Fontosnak tartom továbbra is, hogy valamilyen szempontrendszernek megfelelő anatómiai tengelyrendszereket alkalmazzunk. Hasonló térbeli szerkezetek esetén, ha a kinematikai párok hengeresek vagy (térben mozgó) síkcsuklók, előnyösen alkalmazhatók a *Denavit-Hartenberg* (HD) koordináták [2,3].

3. A Denavit-Hartenberg koordináták

A koordináta-rendszerek Z tengelyei egybeesnek a kinematikai párok tengelyeivel. Az i+1-edik taghoz rögzített ($X_{i+1}Y_{i+1}Z_{i+1}$ koordináta-rendszerből) az $X_iY_iZ_i$ rendszerbe az alábbi transzformációs mátrix segítségével kerülhetünk:



1. ábra
Térbeli nyitott kinematikai lánc, mint a térd modellje



2. ábra
Az i-edik és az i+1-edik tag kapcsolódása, a koordináta-tengelyek rögzítése

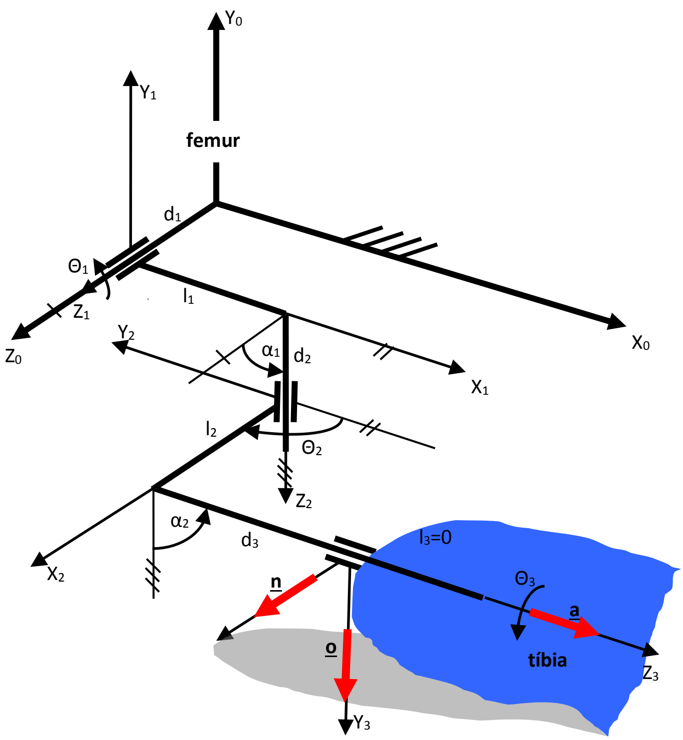
$$A_i = \begin{bmatrix} \cos\Theta_i & -\sin\Theta_i * \cos\alpha_i & \sin\Theta_i * \sin\alpha_i & l_i * \cos\Theta_i \\ \sin\Theta_i & \cos\Theta_i * \cos\alpha_i & -\cos\Theta_i * \sin\alpha_i & l_i * \sin\Theta_i \\ 0 & \sin\alpha_i & \cos\alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

A transzformáció elemei:

- Θ_i szögelfordulás a Z_i tengely körül,
- d_i elmozdulás a Z_i tengely mentén,
- l_i elmozdulás az X_i tengely mentén,
- α_i szögelfordulás a X_i tengely körül.

A HD koordináták alkalmazásának előnye, hogy a transzformáció 6 helyett 4 (Θ_i, d_i, l_i, α_i) olyan (változó) mennyiséggel történik, amelyek illeszkednek a tag és kinematikai párja geometriai sajátosságaihoz [7].

4. A térd 3-hengeres modellje



3. ábra
A modell a térd kiegyenesített helyzetében

A 3. ábrában láthatók a kiegyenesített helyzet mellett az egyes HD koordináták [6]. A szerkezetben α_i, l_i, (i=1,2,3) - a térd sajátos geometriájának megfelelően - tetszőlegesen beállíthatók. Irodalmi javaslatok alapján a következő értékek helyes megközelítések: $\alpha_1=\alpha_2=90^o$, $\alpha_3=0^o$, $l_1=l_2=l_3=0$. A későbbiekben ezek az értékek finomíthatók. A modell alkalmazása lehetővé teszi az alábbi mennyiségek számítását:

- Θ_1 – a hajlítás-feszítés szöge, az ábrázolt helyzetben nulla fok,
- Θ_2 – a távolítás-közelítés szöge, az ábrázolt helyzetben 90 fok,
- Θ_3 – a tíbia-rotáció szöge, az ábrázolt helyzetben nulla fok,
- d_1 – oldalirányú elmozdulás a femurhoz rögzített Z_0-Z_1 tengely mentén,
- d_2 – elmozdulás a változó helyzetű Z_2 tengely mentén,
- d_3 – elmozdulás a tíbia tengely (Z_3) irányában.

A transzformációs mátrix felhasználásával a 3. ábra kinematikai láncára a

$$\begin{bmatrix} \cos\Theta_1 & -\sin\Theta_1 * \cos\alpha_1 & \sin\Theta_1 * \sin\alpha_1 & l_1 * \cos\Theta_1 \\ \sin\Theta_1 & \cos\Theta_1 * \cos\alpha_1 & -\cos\Theta_1 * \sin\alpha_1 & l_1 * \sin\Theta_1 \\ 0 & \sin\alpha_1 & \cos\alpha_1 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos\Theta_2 & -\sin\Theta_2 * \cos\alpha_2 & \sin\Theta_2 * \sin\alpha_2 & l_2 * \cos\Theta_2 \\ \sin\Theta_2 & \cos\Theta_2 * \cos\alpha_2 & -\cos\Theta_2 * \sin\alpha_2 & l_2 * \sin\Theta_2 \\ 0 & \sin\alpha_2 & \cos\alpha_2 & d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$* \begin{bmatrix} \cos\Theta_3 & -\sin\Theta_3 * \cos\alpha_3 & \sin\Theta_3 * \sin\alpha_3 & l_3 * \cos\Theta_3 \\ \sin\Theta_3 & \cos\Theta_3 * \cos\alpha_3 & -\cos\Theta_3 * \sin\alpha_3 & l_3 * \sin\Theta_3 \\ 0 & \sin\alpha_3 & \cos\alpha_3 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & P_x \\ n_y & o_y & a_y & P_y \\ n_z & o_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

mátrix-egyenlet írható fel, amelyben **n, o, a** rendre az X_3, Y_3, Z_3 tengelyekkel egybeeső, az $X_0Y_0Z_0$ koordinátarendszerben értelmezett egységvektorok. P_x, P_y, P_z az $X_3Y_3Z_3$ koordináta-rendszer origójának koordinátái az $X_0Y_0Z_0$ rendszerben.

Ha elfogadjuk, hogy $\alpha_1=\alpha_2=90^o$, $\alpha_3=0^o$, $l_1=l_2=l_3=0$, az előző mátrix-egyenlet a következő módon alakul:

$$\begin{bmatrix} \cos\Theta_1 & 0 & \sin\Theta_1 & 0 \\ \sin\Theta_1 & 0 & -\cos\Theta_1 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_1 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos\Theta_2 & 0 & \sin\Theta_2 & 0 \\ \sin\Theta_2 & 0 & -\cos\Theta_2 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & d_2 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} * \begin{bmatrix} \cos\Theta_3 & -\sin\Theta_3 & 0 & 0 \\ \sin\Theta_3 & \cos\Theta_3 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & d_3 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & P_x \\ n_y & o_y & a_y & P_y \\ n_z & o_z & a_z & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

amelyből az alábbi egyenletrendszer írható fel:

$n_x= \cos\Theta_1*\cos\Theta_2*\cos\Theta_3+\sin\Theta_1*\sin\Theta_3$,

$n_y= \sin\Theta_1*\cos\Theta_2*\cos\Theta_3-\cos\Theta_1*\sin\Theta_3$,

$n_z= \sin\Theta_2*\cos\Theta_3$,

$o_x= -\cos\Theta_1*\cos\Theta_2*\sin\Theta_3+\sin\Theta_1*\cos\Theta_3$,

$o_y= -\sin\Theta_1*\cos\Theta_2*\sin\Theta_3-\cos\Theta_1*\cos\Theta_3$,

$o_z= -\sin\Theta_2*\sin\Theta_3$,

$a_x = \cos\Theta_1 * \sin\Theta_2$, $a_y = \sin\Theta_1 * \sin\Theta_2$, $a_z = -\cos\Theta_2$,
$P_x = d_3 * \cos\Theta_1 * \sin\Theta_2 + d_2 * \sin\Theta_1$, $P_y = d_3 * \sin\Theta_1 * \sin\Theta_2 - d_2 * \cos\Theta_1$,
$P_z = -d_3 * \cos\Theta_2 + d_1$.

Az egyenletrendszer felírása, illetve megoldása feltételezi az $\underline{n}$, $\underline{o}$, $\underline{a}$ egységvektorok $X_0Y_0Z_0$ rendszerbeli komponenseinek, valamint a tíbiához kötött $X_3Y_3Z_3$ koordináta-rendszer origója (P) $X_0Y_0Z_0$ rendszerbeli koordinátáinak ismeretét.

Az egyenletrendszer gyökei: Θ_1, Θ_2, Θ_3, d_1, d_2, d_3

Felhasznált irodalom:

[1] *Zatsiorsky*, V. M.: Kinematics of Human Motion, Human Kinetics, 1998.

[2] G. R. *Pennock* & K. J. *Clark*, An anatomy based coordinate system for the description of the kinematic displacements in the human knee, J. Biomechanics 23(12) 1990, 1209-1218.

[3] E. S. *Grood* & W. J. *Suntay*, A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. J. Biomech. Engng 105, 1983, 136-144.

[4] *Bíró*, I., M. *Csizmadia*, B., *Szakál*, Z, *Katona*, G.: Motion analysis of the knee joint with experimental method, In: Proc. of the 21st DANUBIA-ADRIA Symposium ON EXPERIMENTAL METHODS IN SOLID MECHANICS, September 29-October 2, 2004, Brijuni/Pula, Croatia.

[5] *Bíró*, I.: Kinematical investigation of human knee joint. 21th Working Meeting of the IFToMM Permanent Commission for Standardization of Terminology, Proceedings of the sientific seminar, June 27-July 2, 2005. Bardejov Spa, Slovakia, 91-96. p.

[6] *Bíró*, I.; M. *Csizmadia*, B.; *Katona*, G.: Determination of instantaneous of rotation of tibia and its role in the kinematical investigation human knee joint. Proceedings of 3rd Hungarian Conference on Biomechanics, Budapest, July 4-5, 2008, p. 55-62.

[7] *Sályi*, B. et al., Kinematika és kinetika (Tankönyvkiadó, Budapest, 1991)