



UNIUNEA EUROPEANĂ



GUVERNUL ROMÂNIE
MINISTERUL MUNCII,
FAMILIEI ȘI PROTECȚIEI
SOCIALE
AMPOSDRU



Fondul Social European
POS DRU
2007-2013



Instrumente Structurale
2007 - 2013



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
CERCETĂRII
TINERETULUI
ȘI SPORTULUI

OIPOSDRU



GALATIENSIS

Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați
ȘCOALA DOCTORALĂ DE INGINERIE



TEZĂ DE DOCTORAT

STUDIUL DINAMICII LANȚULUI CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN CU SISTEM DE CAMERE KINECT

Ing. Daniel GANEA

**Conducător științific,
Referenți științifici**

Prof univ.dr.ing. Elena MEREUȚĂ
Prof univ.dr.ing.Cezar OPRIȘAN
Prof univ.dr.ing.Nicolae BUZBUCHI
Prof. univ. dr. ing. Eugen Victor Cristian RUSU
Prof univ.dr. Carmina Liana MUȘAT

Seria I6: Inginerie mecanică Nr.4
GALAȚI
2013



ROMÂNIA
Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați



MINISTERUL
EDUCAȚIEI
NAȚIONALE

C7396/2.10.2013

Către _____

Universitatea “Dunărea de Jos” din Galați vă face cunoscut că, în data de 01.11.2013, ora 12.00, în _____ SALA D12 _____, va avea loc susținerea publică a tezei de doctorat intitulată: „STUDIUL DINAMICII LANȚULUI CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN CU SISTEM DE CAMERE KINECT”, elaborată de doamna/domnul **GANEA DANIEL**, în vederea conferirii titlului științific de doctor în domeniul de doctorat **Inginerie mecanică**.

Comisia de doctorat are următoarea componență :

- | | |
|----------------------------------|--|
| 1. Președinte | Prof.univ.dr.ing. Cătălin FETECĂU
Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați |
| 2. Conducător de doctorat | Prof.univ.dr.ing. Elena MEREUȚĂ
Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați |
| 3. Referent oficial | Prof.univ.dr.ing. Cezar OPRÎȘAN
Universitatea Tehnică „Gheorghe Asachi” din Iași |
| 4. Referent oficial | Prof.univ.dr.ing. Nicolae BUZBUCHI
Universitatea Maritimă din Constanța |
| 5. Referent oficial | Prof.univ.dr.ing. Eugen-Victor-Cristian RUSU
Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați |
| 6. Referent oficial | Prof.univ.dr. Carmina-Liana MUȘAT
Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați |

Cu această ocazie vă transmitem rezumatul tezei de doctorat, și vă invităm să participați la susținerea publică. În cazul în care doriți să faceți eventuale aprecieri sau observații asupra conținutului lucrării, vă rugăm să le transmiteți în scris pe adresa universității, str. Domnească nr.47, 800008 Galați, Fax: 0236 / 461353, e-mail: rectorat@ugal.ro.

Rect

Prof. univ. dr. ing. Iulian Mihail RUSU



REZUMAT

Prezenta lucrare intitulată ”Studiul dinamicii lanțului cinematic al membrului inferior uman cu sistem de camere Kinect” reprezintă activitatea principală a autorului din ultimii 3 ani desfășurată în cadrul Universității ”Dunărea de Jos” din Galați și a Universității Vrije din Bruxelles.

Teza de doctorat este structurată pe 7 capitole.

Capitolul 1 denumit ”INTRODUCERE” conține motivarea alegerii temei de cercetare, obiectivele cercetării precum și stadiul actual al cercetării în domeniul biomecanicii.

Obiectivele tezei de doctorat pot fi sintetizate astfel:

1. Elaborarea unei aplicații cu rolul de a prelua, analiza și prelucra datele provenite de la senzorul Kinect printr-o unitate de procesare.
2. Elaborarea unor aplicații de determinare cu precizie și rapiditate a spațiului activ descris în timpul mișcării de către lanțul cinematic ce stă la baza membrului inferior uman.
3. Crearea unui model dinamic virtual al membrului inferior uman, cu scopul de a realiza analize dinamice folosind informațiile provenite de la senzorul Kinect, organizate într-o formă dorită de utilizator.
4. Elaborarea unui model pentru estimarea forței dezvoltate de mușchi, pornind de la modelele deja existente în literatură și de la modelul dinamic.

În **Capitolul 2** intitulat ”STRUCTURA ȘI CARACTERISTICILE FIZICO-MECANICE ALE LANȚULUI CINEMATIC CE COMPUNE MEMBRUL INFERIOR UMAN” este descrisă structura anatomică a aparatului locomotor precum și caracteristicile mecanice ce-l definesc.

Metoda de determinare a spațiului activ descris de membrul inferior uman este prezentată în **Capitolul 3** intitulat ”MODEL ANALITIC PENTRU DETERMINAREA SPAȚIULUI ACTIV AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN”. Mișcarea unui corp este o acțiune relativă deoarece ea se raportează la un sistem de referință presupus fix. Pentru a determina poziția unui corp rigid în spațiu este necesară cunoașterea coordonatelor originii și a direcțiilor axelor unui sistem de referință atașat acestuia. Astfel, determinarea poziției unui punct atașat rigidului poate fi obținută printr-o matrice generală.

Convenția Denavit – Hartenberg reprezintă o metodă eficientă de definire a pozițiilor relative între două segmente alăturate ce sunt interconectate prin cuple de rotație simple.

Pentru studiul spațiului activ, membrul inferior a fost considerat în trei situații: un lanț cinematic deschis cu 10 grade de libertate, un lanț cinematic deschis cu 6 grade de libertate și cu 4 grade de libertate. Spațiul activ descris de membrul inferior uman a fost determinat cu ajutorul unor programe originale scrise în diferite limbaje de programare, folosindu-se date antropometrice din literatură sau date provenite de la senzorul Kinect.

În **Capitolul 4** intitulat ”SISTEM DE ANALIZĂ CINEMATICĂ CU SENZOR KINECT” este prezentată o soluție accesibilă și fiabilă de analiză a geometriei mișcării. Sistemul conceput are la bază senzorul Kinect și o aplicație de preluare, analiză și prelucrare a datelor obținute de la senzor. Aplicația a fost realizată în limbajele de programare C# și XML. Scopul acestui sistem este de a prelua coordonatele spațiale ale punctului urmărit, urmat de vectorizarea elementelor cinematice și determinarea cinematicii.

În **Capitolul 5** denumit ”MODELAREA MULTICORP A MEMBRELOR INFERIOARE ” am fost creat un model dinamic pe baza căruia a fost simulată locomoția umană bipedă. Modelul creat este compus din 7 elemente rigide și 6 articulații simple de rotație. Pornind de la legi de variație în timp a parametrilor unghiulari s-au scris 6 legi de mișcare ce oferă sistemului 1 grad de mobilitate. Astfel, folosind dinamica inversă s-au

determinat variațiile în timp ale reacțiunilor din cuplele cinematice ce se găsesc în componența membrilor inferioare pentru 3 cazuri de încărcare.

În **Capitolul 6** intitulat "CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND ACTIVITATEA MUSCULARĂ" a fost evidențiat modul în care se comportă mușchii biceps femural și triceps femural pe durata locomoției umane bipede. Pentru studiul activității electrice generate de sistemul muscular s-a folosit un sistem electromiografic.

Pentru estimarea forțelor dezvoltate de mușchii biceps femural și triceps femural s-au determinat, pe baza modelului multicorp, variațiile în timp ale lungimilor și ale vitezelor de contracție și pe baza modelului lui Hill s-a determinat forța musculară pentru cei doi mușchi, raportată la lungimea fibrei musculare și la variația acesteia în timp.

Capitolul 7 intitulat „CONCLUZII” conține concluziile finale ale prezentei teze de doctorat, contribuțiile personale și direcțiile viitoare de cercetare.

Contribuțiile originale ce au dus la atingerea obiectivelor personale, exprimate sintetic sunt următoarele:

1. Determinarea spațiului activ complet descris de membrul inferior uman. Pentru realizarea acestui scop a fost creat un algoritm în Matlab și un algoritm în limbajul de programare Java, ambele aparținând autorului. Scopul primului algoritm este de determina matricea generală de transfer sub formă simbolică. Această metodă a simplificat procesul de calcul conținut de algoritmul secundar. Prin fuziunea celor două programe s-a determinat cu precizie și rapiditate spațiul activ complet descris de membrul inferior uman.
2. Determinarea spațiului activ descris în timpul locomoției umane bipede. Pentru atingerea acestui scop s-au creat 2 programe similare cu cele precedente, dar caracterizate de un volum de calcul mai redus. Ca date de intrare în acest caz s-au folosit variațiile unghiulare preluate de la un model open source de la OpenSim Stanford.
3. Determinarea spațiului activ descris de membrul inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie. Pentru realizarea acestui obiectiv s-au elaborat 2 programe originale, caracterizate însă de un timp de procesare și un volum de calcul mai reduse.
4. Determinarea spațiului activ solid. Pentru a reprezenta spațiul activ solid s-au convertit datele provenite de la algoritmi de calcul în suprafețe triangulate, folosind un program scris în Matlab, de asemenea creația originală a autorului.
5. Validarea metodei de determinare a spațiului activ descris de membrul inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie. Pentru a valida metoda în cauză s-a realizat prin intermediul programului RoboAnalyzer o structură similară din punct de vedere cinematic cu lanțul cinematic al membrului inferior uman. Simularea acestui mecanism a condus la obținerea unei traiectorii similare ca formă cu cea obținută prin metoda analitică, dar situată la o distanță egală cu lungimea labei piciorului, ca urmare a faptului că nu a fost inclus în model și elementul cinematic corespunzător acestei părți anatomice.
6. Realizarea unei aplicații în limbajele de programare C# și XML ce are ca scop preluarea, analizarea și prelucrarea datelor provenite de la senzorul Kinect într-o unitate de procesare. Pe baza acestui sistem se preiau coordonatele punctelor de interes, se vectorizează elementele cinematice din componența aparatului locomotor și se determină variația parametrilor unghiulari din cuplele cinematice.
7. Modelarea fidelă a oaselor din componența membrilor inferioare umane.
8. Realizarea unui model dinamic multicorp pentru studiul locomoției umane bipede. Prin intermediul dinamicii inverse, acest model pune în evidență variația în timp a solicitărilor din cuple precum și energia cinetică a fiecărui element.
9. Modelarea originală a mușchilor studiați în cadrul analizei dinamice și folosirea deplasărilor și variației vitezelor ca punct de plecare în evaluarea forței musculare.

10. Evidențierea comportamentului cinematic al mușchiului biceps femural și triceps femural în cadrul analizei de dinamică inversă.
11. Evidențierea fazelor contracțiilor musculare ale mușchilor biceps femural și triceps femural în timpul locomoției umane bipede în diferite situații de încărcare. Pentru a monitoriza activitatea musculară s-a folosit un sistem electromiografic de tip BIOPAC.
12. Procesarea datelor EMG pe baza unui algoritm de procesare realizat în Matlab.

Direcțiile viitoare de cercetare vor urmări:

1. Realizarea unui sistem de analiză cinematică mai complex din punct de vedere hardware și software, prin mărirea numărului de senzori Kinect, cumulara programelor de analiză a spațiului activ cu algoritmul creat pentru preluarea, analizarea și prelucrarea datelor provenite de la senzorul Kinect.
2. Realizarea unui model dinamic multicorp pentru simularea activităților sportive executate de aparatul locomotor.
3. Includerea în modelul dinamic a unui număr mai mare de actuatori.
4. Simularea modelului multicorp folosind dinamica directă.
5. Realizarea unui model dinamic multicorp complet care să includă toate lanțurile cinematice anatomice.
6. Etalonarea forțelor musculare generate de mușchii striati.
7. Realizarea unui sistem ce poate asista persoanele cu deficiențe motorii în procesul de reabilitare.

CUPRINS

CUPRINS	9
CAPITOLUL 1.....	11
INTRODUCERE.....	11
1.1. MOTIVAREA ALEGERII TEMEI DE CERCETARE	11
1.2. OBIECTIVELE CERCETĂRII	11
1.3. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII ÎN DOMENIUL MODELĂRII BIOMECANICE A MEMBRULUI INFERIOR UMAN.....	12
1.3.1. MODELE CINEMATICE.....	12
1.3.2. MODELE DINAMICE.....	12
1.3.3. SISTEME KINECT	13
CAPITOLUL 2.....	14
STRUCTURA ȘI CARACTERISTICILE FIZICO-MECANICE ALE LANȚULUI CINEMATIC CE COMPUNE MEMBRUL INFERIOR UMAN.....	14
2.1. ELEMENTELE CINEMATICE DIN COMPONENTA LANȚULUI CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN.....	14
2.1.1. SISTEMUL OSOS	14
2.1.2. SISTEMUL MUSCULAR.....	14
2.2. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE.....	14
2.2.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE	14
2.2.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE	15
2.2.3. ARTICULAȚIA COXOFEMURALĂ	15
2.3. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI	15
2.3.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI.....	15
2.3.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI.....	16
2.3.3. ARTICULAȚIA GENUNCHIULUI	16
2.4. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI GLEZNEI	17
2.4.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GLEZNEI	17
2.4.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GLEZNEI	17
2.4.3. ARTICULAȚIA GLEZNEI.....	17
2.5. LANȚUL CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN	17
2.6. CONCLUZII	18
CAPITOLUL 3.....	19
MODEL ANALITIC PENTRU DETERMINAREA SPAȚIULUI ACTIV AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN	19
3.1. SISTEME DE REFERINȚĂ PROPRII CORPULUI OMENESC	19
3.2. DATE ANTROPOMETRICE.....	19
3.3. TRANSFORMĂRI OMOGENE	19
3.4. CONVENȚIA DENAVIT – HARTENBERG.....	19
3.5. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV COMPLET.....	20
3.6. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL MERSULUI.....	22
3.7. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL FLEXIEI - EXTENSIEI.....	23
3.8. VALIDAREA METODEI ANALITICE DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL FLEXIEI – EXTENSIEI PRIN INTERMEDIUL SOFTULUI ROBOANALYZER	23
3.9. CONCLUZII	24
CAPITOLUL 4.....	26
SISTEM DE ANALIZĂ CINEMATICĂ CU SENZOR KINECT	26
4.1. SENZORUL KINECT	26
4.1.1. ELEMENTELE CONSTITUTIVE ALE SENZORULUI KINECT	26

4.2. PRINCIPIUL DE FUNCȚIONARE A SENZORULUI KINECT	27
4.3. PROGRAMUL DE ANALIZĂ POZIȚIONALĂ PE BAZA SENZORULUI KINECT	28
4.4. STUDII EXPERIMENTALE CE AU LA BAZĂ SENZORUL KINECT	28
4.4.1. ANALIZA CINEMATICĂ A MERSULUI UMAN	28
4.4.2. EVALUAREA PERCEPȚIEI VIZUALE PRIN INTERMEDIUL SENZORULUI KINECT.....	30
4.5. CONCLUZII	32
CAPITOLUL 5.....	33
MODELAREA MULTICORP A MEMBRULUI INFERIOR UMAN	33
5.1. BAZELE TEORETICE ALE MODELELOR MULTICORP	33
5.2. MODELAREA SISTEMULUI MULTIBODY (MBS).....	33
5.3. STUDIU EXPERIMENTAL PRIVIND DISTRIBUȚIA PRESIUNILOR DE CONTACT ÎN TIMPUL LOCOMOȚIEI.....	35
5.4. SIMULAREA MODELULUI MULTICORP.....	36
5.4.1. ANALIZA VITEZELOR ȘI A ACCELERĂȚILOR UNGHIULARE	36
5.4.2. ANALIZA REACȚIUNILOR DIN CUPLELE CINEMATICE	38
5.5. CONCLUZII	41
CAPITOLUL 6.....	44
CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND ACTIVITATEA MUSCULARĂ.....	44
6.1. ELECTROMIOGRAFIA	44
6.2. INSTRUMENTAȚIA TEHNICĂ FOLOSITĂ ÎN CADRUL EXPERIMENTULUI DE DETERMINARE A ACTIVITĂȚII MUSCULARE.....	44
6.3. PROTOCOLUL EXPERIMENTULUI EMG.....	44
6.4. DESFĂȘURAREA EXPERIMENTULUI EMG.....	45
6.4.1. EXPERIMENTELE A1 ȘI A2	45
6.4.2. EXPERIMENTELE B1 ȘI B2.....	46
6.4.3. EXPERIMENTELE C.1 ȘI C.2.....	46
6.4.4. EXPERIMENTELE D1 ȘI D2	47
6.4.5. EXPERIMENTELE E1 ȘI E2	47
6.5. FILTRAREA SEMNALULUI EMG.....	47
6.6. ESTIMAREA FORȚEI DEZVOLTATE DE MUȘCHI - MODELUL HILL	47
6.7. CONCLUZII	50
CAPITOLUL 7.....	51
CONCLUZII. CONTRIBUȚII ORIGINALE. DIRECȚII VIITOARE	51
7.1. CONCLUZII	51
7.2. CONTRIBUȚII ORIGINALE	52
7.3. DIRECȚII VIITOARE.....	53
BIBLIOGRAFIE	55

CAPITOLUL 1

INTRODUCERE

1.1. MOTIVAREA ALEGERII TEMEI DE CERCETARE

Biomecanica este un domeniu complex care se ocupă cu studiul țesuturilor vii ale căror proprietăți diferă de proprietățile materialelor folosite în alte domenii și care își pot modifica geometria și proprietățile mecanice prin creștere, regenerare sau resorbție.

Un aspect deosebit de important în studiul biomecanicii îl reprezintă lipsa de simetrie a mișcărilor. Orice acțiune a corpului uman este rezultatul interacțiunii dintre o multitudine de subsisteme la care se adaugă percepția voluntară sau involuntară. Printre aceste subsisteme putem identifica sistemul scheletic, sistemul muscular, sistemul neuronal etc.

Punctul de plecare în alegerea temei de cercetare a fost senzorul Kinect, pe care l-am descoperit ca și componentă a consolei Xbox 360. Curiozitatea m-a îndemnat să mă documentez asupra modului de funcționare a senzorului Kinect. O dată lămurit misterul funcționării senzorului s-a ivit ideea unei alte aplicații a acestuia, ca o nouă provocare.

M-am gândit să înlocuiesc consola cu o unitate de procesare și să colectez informațiile ce stau la baza interacțiunii dintre cameră și subiect, într-un alt format care să-mi permită prelucrarea ulterioară a acestora.

Am scris un algoritm prin care preiau și analizez informațiile furnizate de senzor, pe care le-am utilizat ulterior într-un program complex de analiză dinamică. Am creat astfel un instrument de lucru eficient, accesibil și practic în studierea mișcării corpului omenesc.

Totuși, complexitatea aparatului locomotor și a interacțiunilor care au loc în timpul oricărei activități umane care implică mișcare m-au determinat să restrâng aria de cercetare la nivelul locomoției și să studiez dinamica membrului inferior în timpul mersului.

Sper ca rezultatele acestui studiu să contribuie la dezvoltarea cercetărilor în domeniul biomecanicii și să ofere soluții simple, accesibile și fiabile specialiștilor în domeniile ce implică mișcarea corpului omenesc.

În lucrarea de față am combinat cunoștințe din inginerie, informatică și biomecanică pentru a oferi instrumente ce pot ușura munca specialiștilor în analiza, monitorizarea, diagnosticarea și reabilitarea organismului uman.

1.2. OBIECTIVELE CERCETĂRII

Într-o formă sintetică, obiectivele tezei de doctorat intitulată "Studiul dinamicii lanțului cinematic al membrului inferior uman cu sistem de camere Kinect" sunt următoarele:

1. Elaborarea unei aplicații cu rolul de a prelua, analiza și prelucra datele provenite de la senzorul Kinect într-o unitate de procesare.
2. Elaborarea unor aplicații de determinare cu precizie și rapiditate a spațiului activ descris în timpul mișcării de către lanțul cinematic ce stă la baza membrului inferior uman. Aplicațiile au la bază metoda analitică pentru descrierea spațiului activ sau metoda video-analitică. Metoda analitică presupune rezolvarea matricei generale ce caracterizează pozițiile efectorului pe baza limitelor anatomice impuse de către utilizator, iar metoda video – analitică presupune determinarea pozițiilor efectorului pe baza datelor provenite de la senzorul Kinect.
3. Crearea unui model dinamic virtual al membrului inferior uman, cu scopul de a realiza analize dinamice folosind informațiile provenite de la senzorul Kinect, organizate într-o formă dorită de utilizator.

4. Elaborarea unui model pentru estimarea forței dezvoltate de mușchi, pornind de la modelele deja existente în literatură și de la modelul dinamic.

1.3. STADIUL ACTUAL AL CERCETĂRII ÎN DOMENIUL MODELĂRII BIOMECHANICE A MEMBRULUI INFERIOR UMAN

Modelarea biomecanică a membrului inferior uman a fost și este o problemă care a suscitat interesul cercetătorilor, fiind în mod constant o provocare pentru aceștia. Complexitatea problemelor ce se impuneau a fi rezolvate a făcut ca orice demers științific să se apropie de realitate într-o anumită măsură, lăsând însă loc pentru alte studii și cercetări. Nu se poate vorbi un de model fidel, pentru că mecanismele și procesele care au loc în corpul omenesc sunt complexe și diferite de la individ la individ.

1.3.1. MODELE CINEMATICE

Pornind de la o cinematică directă aplicată unui lanț cinematic caracterizat de 8 grade de libertate, 4 pentru fiecare membru inferior uman, Baluch T.H, Masood A, Iqbal J, Izhar U și Khan U.S, (2012) au rezolvat cinematica inversă cât și dinamica exoscheletului propus, demonstrând legătura de liniaritate dintre energia cinetică/potențială și masă/înălțime. Autorii consideră pentru articulațiile coxofemorale câte două grade de libertate, iar pentru genunchi și glezne câte un grad de libertate.

O disfuncționalitate cauzată de accidentări poate avea ca efect o desincronizare a aparatului locomotor. Pentru studiul locomoției bipede umane, Gouwanda D și Senanayake S.M.N.A., (2011) au realizat un sistem format din 4 giroscopae. Acest sistem a fost amplasat pe coapse și gambe. Cu acest sistem autorii au analizat un grup de 11 subiecți, fiecare subiect executând câte 5 probe de mers de câte 10 m. În prima probă subiecții au mers normal, în a doua și a treia au mers cu greutate de 2,5 Kg amplasate pe câte un picior. În probele patru și cinci subiecții au mers cu un braț de 20 mm amplasat sub piciorul stâng respectiv drept. Autorii au concluzionat că sistemul de 4 giroscopae este suficient de precis în determinarea unei cinematici disfuncționale.

1.3.2. MODELE DINAMICE

Simulările modelelor musculo-scheletice au devenit un instrument foarte important în analiza biomecanicii corpului uman, putând fi analizate activități și stări precum alergatul, mersul, poziția ortostatică etc. Datele rezultate pot avea ca efect elucidarea principiilor mecanicii [Zajac F.E, 2002]. Astfel, studiul locomoției umane poate avea implicații în diferite domenii precum ingineria, sportul, medicina, având ca scop principal determinarea asimetriilor rezultate în urma unor patologii [McDonough A.L., 2001, Karaharju-Huisman T., 2001, Gurney B., 2002] sau asimetriilor genetice [Gouwanda D., 2012]. Aceste asimetrii pot avea ca efect devierea fazelor mersului [Dewar M.E., 1980], pot afecta amplitudinile mișcărilor [Patterson K.K., 2010, Shorter K.A., 2008] sau pot genera reacțiuni diferite în elementele cinematice pereche.

Un astfel de model multicorp a fost folosit de către Modenese L și Phillips A.T.M., (2011) pentru estimarea forțelor de contact și a modului de activare a mușchilor în articulația coxofemurală. Modelul dezvoltat s-a demonstrat a fi destul de precis în estimarea forțelor de contact exercitate în articulația șoldului, cu un nivel scăzut al erorilor.

Modelul multicorp utilizat de către autori este un model *open source* de la OpenSim Stanford. Mișcarea simulată prin intermediul acestui model a fost mersul uman la viteză normală și viteză ridicată. Rezultatele obținute au arătat că acest model este mai eficient în a estima forțele dezvoltate în articulația șoldului în timpul mersului cu viteză normală.

Tot în anul 2011, autorii Modenese L, Phillips A.T.M și Bull A.M.J., (2011) au folosit pentru estimarea forțelor de contact din articulația coxofemurală un model dinamic al membrelor inferioare umane dezvoltat de către Horsman K.M.D (2007). Modelul utilizat este un model cu 20 de grade de libertate. Pe baza acestui model și pe baza funcției polinomiale interpolate, autorii au estimat tensiunea dezvoltată de musculatura articulației coxofemorale. Rezultatele activității musculare obținute pe baza modelului dinamic au fost comparate cu rezultatele EMG din literatură. Modelul dinamic obținut s-a dovedit a genera rezultate precise, cu aplicabilitate în diferite domenii.

1.3.3. SISTEME KINECT

Pentru o mai bună înțelegere a biomecanicii corpului uman se folosesc sisteme video ce conțin camere specializate de captură. O astfel de cameră este senzorul Kinect.

Acest tip de sisteme optice permite efectuarea de analize poziționale și cinematice. Datele obținute pot fi folosite pentru rezolvarea cinematicii corpului uman.

Senzorul Kinect a fost produs de corporațiile Microsoft și PrimeSense și are ca scop principal interacțiunea naturală cu subiectul. Datorită ușurinței cu care interacționează cu subiectul, al faptului că este din punct de vedere economic foarte accesibil și că nu este la fel de robust ca sistemele specializate, utilizarea acestui hardware reprezintă un trend ascendent, fiind folosit în studiul biomecanicii corpului uman [Ganea D., 2012] prin detecția subiectului fără markeri fluorescenți [Schwarz L.,2012] prin scanare 3D, reconstrucție 3D și descrierea 3D a traiectoriilor [Zhang H., 2011].

Analizele cinematice efectuate asupra corpului uman oferă informații deosebit de importante asupra modului de funcționare a lanțurilor cinematice ce compun organismul. Pentru efectuarea acestor analize cercetătorii folosesc sisteme specializate de captură optică ce permit efectuarea de analize pe imagini. Astfel, plecând de la concluzia că dacă activitățile efectuate de muncitori nu sunt realizate corespunzător pot provoca afecțiuni asupra sistemului muscular, tendoanelor, sistemului articular și sistemul nervos, Ray S.J și Teizer, J.,(2012) au realizat un sistem de analiză posturală în timp real. Sistemul are la bază o componentă hardware: cameră Kinect și un algoritm bazat pe librăriile de la OpenNi. Scopul acestui sistem este de a monitoriza și de a clasifica în timp real postura subiectului.

CAPITOLUL 2

STRUCTURA ȘI CARACTERISTICILE FIZICO-MECANICE ALE LANȚULUI CINEMATIC CE COMPUNE MEMBRUL INFERIOR UMAN

2.1. ELEMENTELE CINEMATICE DIN COMPONENTA LANȚULUI CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN

În structura lanțului cinematic al membrului inferior uman se regăsește sistemul osos ce poate fi considerat ca sistemul elementelor rigide și sistemul muscular ce poate fi considerat un sistem de natură electrică datorită capacității de a genera electricitate.

2.1.1. SISTEMUL OSOS

În structura sistemului osos al membrelor inferioare se află scheletul centurii pelviene și scheletul membrului inferior liber [Clemente, C. 1997].

Oasele sunt caracterizate de rezistență și elasticitate și datorită acestor proprietăți, nu se rup atunci când asupra lor acționează forțe de presiune sau de tracțiune. Rezistența la presiune este foarte mare apropiindu-se de cea a fierului. Aceasta este de 30 de ori mai mare pe mm^2 decât cea a cărămizilor și de 2,5 ori mai mare decât a granitului [Papilian V., 2003]. Din punct de vedere al rezistenței, elasticității, structurii macroscopice, microscopice și arhitecturale interne, doar betonul armat se poate compara cu osul. Osul este un compozit natural ce prezintă în structura sa o matrice flexibilă ce îi conferă elasticitate și o bază rigidă minerală ce îi oferă rigiditate [Ioiteșcu A.I., 2007].

2.1.2. SISTEMUL MUSCULAR

Sistemul muscular este compus din mușchi ce sunt considerați actuatorii corpului uman. Datorită capacității lor de a se contracta aceștia creează tensiuni care generează mișcarea.

2.1.2.1. Mușchii scheletici

Mușchiul poate fi caracterizat de starea de repaus sau de starea de contracție [Stuart I.F., 2006]. Trecerea de la starea pasivă la cea activă se realizează prin intermediul mecanismului de excitație – contracție, pe când trecerea de la starea activă la starea pasivă se realizează prin intermediul mecanismului relaxării.

2.2. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE

2.2.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE

Elementele cinematice rigide din structura articulației coxofemorale sunt bazinul și femurul.

Bazinul (Fig.2.1), denumit și centura pelviană reprezintă o structură anatomică complexă ce face legătura între coloana vertebrală și membrele inferioare. Rolul bazinului este de a transmite greutatea către lanțurile cinematice ale membrilor inferioare (Fig.2.2), de a oscila în caz de pendulare și de stabilizare în caz de propulsie, având astfel un rol prioritar în statică.

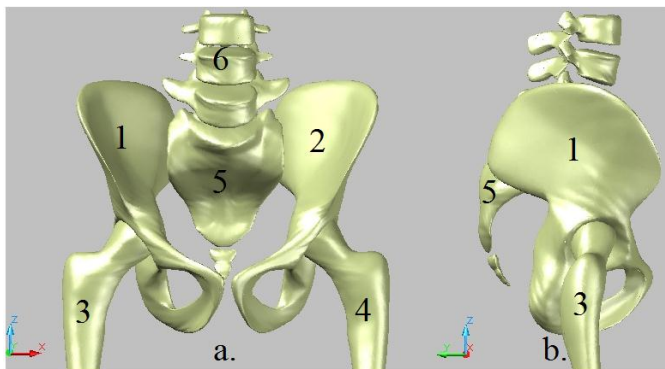


Fig.2.1 Centura pelviană

a. Vedere frontală a centurii pelviene, b. Vedere laterală a centurii pelviene, 1 osul coxal drept, 2 osul coxal stâng, 3 osul femural drept, 4 osul femural stâng, 5 osul sacru, 6 zona lombară a coloanei vertebrale



Fig.2.2 Modelul de distribuție a greutății corpului către lanțurile cinematice din componenta membrilor inferioare

2.2.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI COXOFEMURALE

În componenta articulației coxofemorale se află sistemul muscular al centurii pelviene. Mușchii centurii pelviene pot fi clasificați în funcție de rolul pe care îl îndeplinesc, viteză sau forță sau în funcție de tipul de mișcare principală la care iau parte, în: flexori, extensori, adductori, abductori. Mișcările de rotație internă și externă sunt neglijate datorită amplitudinilor scăzute.

2.2.3. ARTICULAȚIA COXOFEMURALĂ

Articulația coxofemurală este o articulație spațială închisă, inferioară, de clasa a III-a ce permite trei mișcări (Fig.2.3). Mișcările permise de această articulație sunt flexia – extensia, adducția – abducția și rotirea internă – externă.

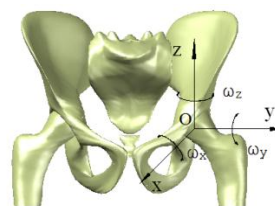


Fig.2.3 Articulația coxofemurală

2.3. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI

2.3.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI

În structura articulației coxofemorale se regăsesc următoarele elemente rigide (Fig.2.4): extremitatea inferioară a femurului, osul patela, extremitatea superioară a tibiei și extremitatea superioară a fibulei.

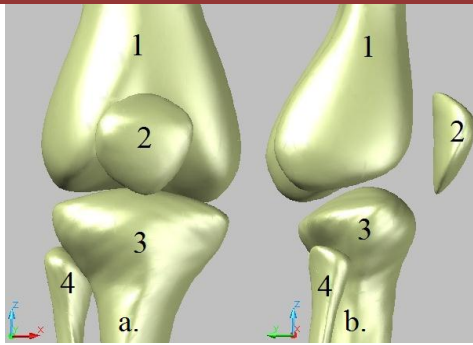


Fig.2.4 a. Vedere frontală a articulației genunchiului; b. Vedere laterală a articulației genunchiului; 1 Osul femural; 2 Osul rotula; 3 Osul tibie; 4 Osul fibula

Teoretic, în poziție ortostatică membrele inferioare umane preiau în mod egal greutatea corpului (Fig.2.5). Această condiție se aplică dacă se neglijează ipoteza că părțile anatomice pereche nu sunt omogene între ele.

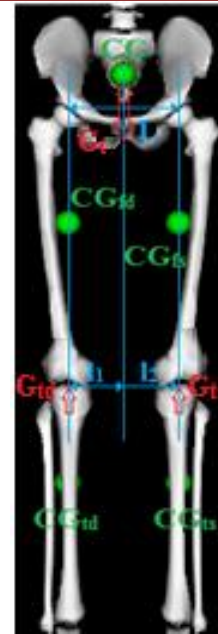


Fig.2.5 Modelul de distribuire a greutății corpului către lanțurile cinematice din componența membrilor inferioare

2.3.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI

Mușchii genunchiului pot fi clasificați în funcție de rolul pe care îl îndeplinesc (viteză, forță) sau în funcție de mișcările principale la care iau parte, în flexori și extensori. Mișcările de adducție, abducție, rotație internă și externă vor fi neglijate datorită amplitudinilor joase.

2.3.3. ARTICULAȚIA GENUNCHIULUI

Genunchiul reprezintă partea anatomică a lanțului cinematic uman ce face legătura între coapsă și gambă. Articulația genunchiului este cea mai mare articulație a lanțului cinematic al membrului inferior uman și poate fi considerată ca o articulație închisă, inferioară, elipsoidală, spațială, de clasa a IV-a. În cele mai multe cazuri această articulație este considerată ca având trei grade de libertate [Drăgulescu D.,2005] sau 2 grade de libertate [Cenciarini M.,2011].

În primul caz, lanțul cinematic compus din coapsă și gambă are următoarele posibilități de mișcare (Fig.2.6): flexie – extensie, rotație medială și laterală și înclinare medială și laterală.

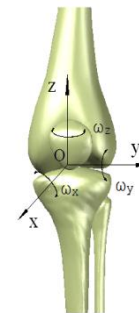


Fig.2.6 Gradele de libertate ale articulației genunchiului

2.4. BIOMECANICA ARTICULAȚIEI GLEZNEI

2.4.1. ELEMENTELE CINEMATICE RIGIDE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GLEZNEI

În structura articulației gleznei se regăsesc următoarele elemente cinematice rigide (Fig.2.7): extremitatea inferioară a tibiei, extremitatea inferioară a fibulei și oasele piciorului. Rolul acestei componente este de a transmite greutatea corpului (Fig.2.8) la cele 26 de oase din componenta piciorului [<http://www.healthcommunities.com/foot-anatomy/foot-anatomy-overview.shtml>].

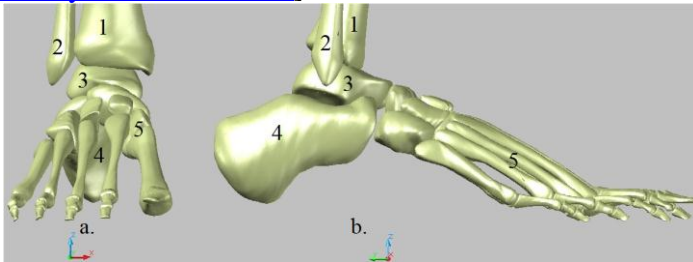


Fig.2.7 Articulatia gleznei; a. Vedere frontală; b. Vedere laterală; 1. Osul tibie; 2. Osul fibula; 3 Osul astragal; 4 Osul calcaneu; 5. Oasele degetelor



Fig.2.8 Modelul de distribuire a greutății corpului către lanțurile cinematice din componenta membrilor inferioare

2.4.2. ELEMENTELE CINEMATICE FLEXIBILE DIN COMPONENTA ARTICULAȚIEI GLEZNEI

Mușchii gleznei pot fi clasificați în funcție de rolul pe care îl îndeplinesc (viteză, forță) sau în funcție de mișcările la care iau parte: flexie - extensie, pronatie - supinație.

2.4.3. ARTICULAȚIA GLEZNEI

Biomecanica articulară a ansamblului gleznă picior poate fi considerată una din cele mai complexe.

Articulația gleznei oferă lanțului cinematic gambă – picior două grade de libertate (Fig.2.9). Mișcările permise sunt: flexie – extensie și supinație – pronatie.

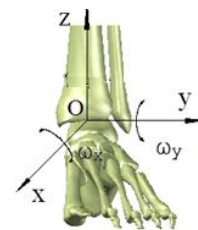


Fig.2.9 Cele 2 grade de libertate permise în articulația gleznei

2.5. LANȚUL CINEMATIC AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN

Datorită numărului mare de mișcări posibile, acest lanț cinematic poate fi considerat fie lanț cinematic deschis, fie închis. De exemplu, se poate considera lanțul cinematic al membrului inferior uman un lanț cinematic închis [Baciu C.C., 1977] atunci când: susține corpul în pozițiile stând (poziția ortostatică) pe genunchi și șezând, propulsează corpul și când amortizează căderea pe sol în picioare.

Lanțul cinematic al membrului inferior uman este considerat lanț cinematic deschis [Baciu C.C., 1977] în următoarele situații: când are loc depărtarea și apropierea picioarelor, când se execută o lovitură și când se execută mișcările de rotație interioară și exterioară.

2.6. CONCLUZII

Analizat din punct de vedere mecanic aparatul locomotor uman poate fi considerat o structură cinematică deosebit de complexă ce funcționează pe principiul pârgiilor de forță și viteză.

Din punct de vedere cinematic, la baza acestor subansamble se găsesc elemente rigide precum sistemul osos și elemente flexibile precum sistemul muscular conectate prin legături mecanice ce oferă complexitate și mobilitate sistemului.

CAPITOLUL 3

MODEL ANALITIC PENTRU DETERMINAREA SPAȚIULUI ACTIV AL MEMBRULUI INFERIOR UMAN

3.1. SISTEME DE REFERINȚĂ PROPRII CORPULUI OMENESC

Considerând un sistem de coordonate cartezian amplasat în mijlocul abdomenului unei persoane aflată într-o poziție ortostatică, se pot determina ca plane anatomice: planul transversal, planul frontal și planul sagital.

3.2. DATE ANTROPOMETRICE

Pentru realizarea analizelor biomecanice viabile este necesară cunoașterea datelor antropometrice ale oaselor din componența aparatului locomotor uman. Aceste date sunt proprii fiecărui individ. Principalele caracteristici anatomice sunt: lungimea coapsei, lungimea gambei, înălțimea bazinului și înălțimea membrului inferior liber.

3.3. TRANSFORMĂRI OMOGENE

Pentru a determina poziția unui corp rigid în spațiu este necesară cunoașterea coordonatelor originii și a direcțiilor axelor unui sistem de referință atașat acestuia. Astfel, determinarea poziției unui punct atașat rigidului poate fi obținută printr-o matrice generală G (3.1) [<http://thydzik.com/academic/robotics-315/chap4.pdf>].

$$G = \begin{bmatrix} R_0^n & P_0^n \\ 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n & o & a & P_0^n \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} n_x & o_x & a_x & p_x \\ n_y & o_y & a_y & p_y \\ n_z & o_z & a_z & p_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.1)$$

unde:

- Vectorii $N = (n_x, n_y, n_z)$, $O = (o_x, o_y, o_z)$ și $A = (a_x, a_y, a_z)$ conțin cosinusurile directoare ale versorilor formând astfel matricea de orientare;
- Vectorul $P = (p_x, p_y, p_z)$ este considerat vectorul de translație și conține proiecțiile originii în raport cu un sistem fix.

3.4. CONVENȚIA DENAVIT – HARTENBERG

Convenția Denavit – Hartenberg (Fig.3.1) reprezintă o metodă eficientă de definire a pozițiilor relative între două segmente alăturate ce sunt interconectate prin cuple de rotație simple.

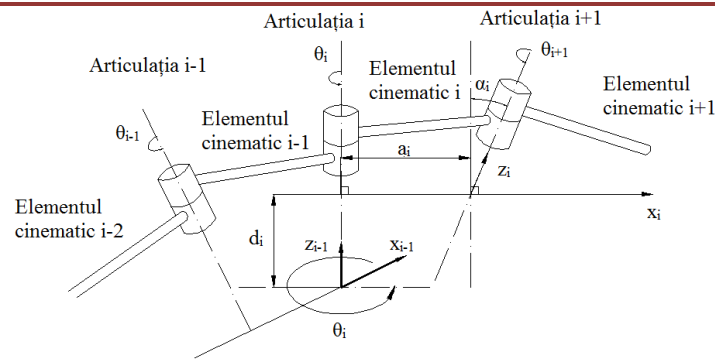


Fig.3.1 Convenția Denavit – Hartenberg

Ținându-se seama de aceste ipoteze, rezultă că sistemul S_i se obține din sistemul S_{i-1} de care este conectat prin intermediul cuplei cinematice de rotație simplă i .

Astfel, matricea de transfer (3.2) ce reprezintă sistemul S_i , se obține prin următoarele transformări succesive:

$${}^{i-1}T_i = \begin{bmatrix} \cos \theta_i & -\sin \theta_i \cos \alpha_i & \sin \theta_i \sin \alpha_i & L_i \cos \theta_i \\ \sin \theta_i & \cos \theta_i \cos \alpha_i & -\cos \theta_i \sin \alpha_i & L_i \sin \theta_i \\ 0 & \sin \alpha_i & \cos \alpha_i & d_i \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3.2)$$

Singurul parametru variabil în timp al matricei de transfer ${}^{i-1}T_i$ este unghiul de rotație θ_i . Ceilalți parametri geometrici d_i , L_i și a_i sunt mărimi constante.

Pe baza acestor relații a fost determinat spațiul activ descris de efector în timpul mișcărilor după cum se va vedea în cele ce urmează.

3.5. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV COMPLET

Pentru un studiu cinematic complet, lanțul cinematic al membrului inferior liber este considerat un lanț cinematic deschis cu 10 grade de libertate (Fig.3.2).

Pentru descrierea transformării de rotație s-a pornit de la matricele de transfer corespunzătoare fiecărei cuple cinematice [Drăgulescu D.,2005].

Determinarea spațiului activ descris de către lanțul cinematic al membrului inferior uman are ca punct inițial calculul matricei generale G (3.3) ce caracterizează poziția efectorului și orientarea față de un sistem de referință fix.

$$G_{10} = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \cdot {}^4T_5 \cdot {}^5T_6 \cdot {}^6T_7 \cdot {}^7T_8 \cdot {}^8T_9 \cdot {}^9T_{10} \quad (3.3)$$

Pentru determinarea matricei G am realizat în primă fază un calcul simbolic prin intermediul comenzii *syms* caracteristică programului Matlab, ce a avut ca rezultat determinarea simbolică a matricei generale, urmat de o rutină în limbajul de programare Java pentru determinarea pozițiilor succesive ale efectorului în timpul mișcării de flexie – extensie, adducție – abducție și rotire internă – externă.

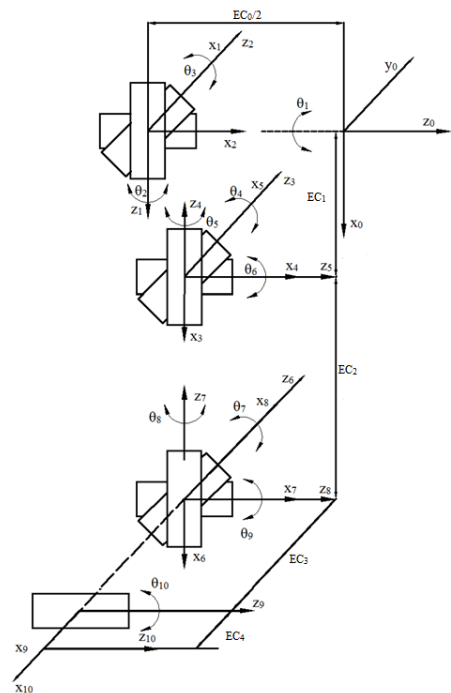


Fig.3.2 Lanțul cinematic cu 10 grade de libertate, al membrului inferior uman

Rutinele de calcul pe care le-am realizat au la bază schema logică prezentată în Fig. 3.3.

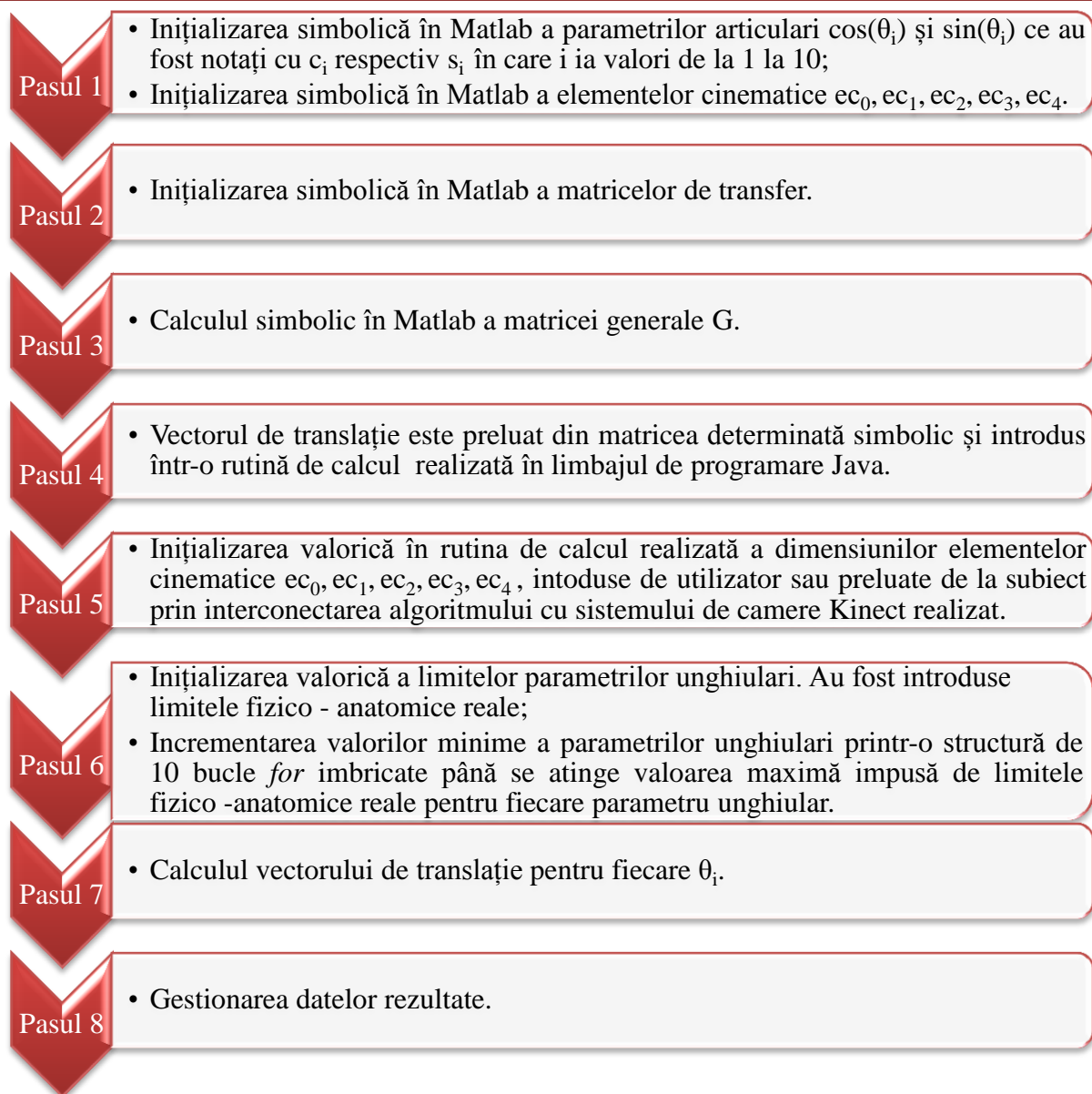


Fig.3.3 Schema logică pentru dezvoltarea programului de determinarea a spațiului activ scris în Java

Astfel, s-a obținut o hipersuprafață 3D formată din 547.750 de puncte (Fig.3.4). Limitele acestei hipersuprafețe pe axele x și y sunt de aproximativ $-1 \cdot 10^3$ mm și $1 \cdot 10^3$ și pe axa z de circa $-0,8 \cdot 10^3$ mm și $0,55 \cdot 10^3$ (Fig.3.5, 3.6, 3.7).

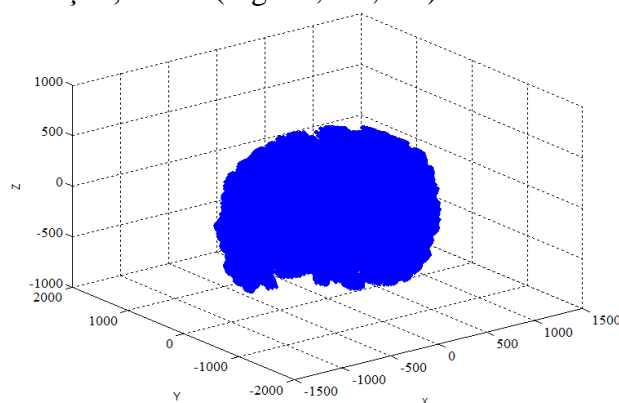


Fig.3.4 Hipersuprafața 3D descrisă de lanțul cinematic al membrului inferior uman în timpul mișcărilor de flexie – extensie, adducție – abducție, rotire internă – externă

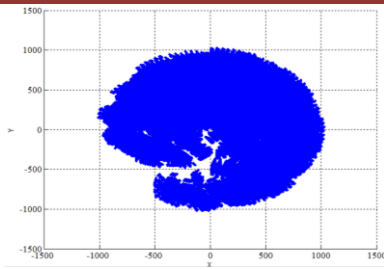


Fig.3.5 Proiecția spațiului activ pe planul X-Y

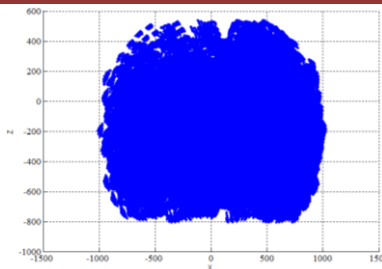


Fig.3.6 Proiecția spațiului activ pe planul X-Z

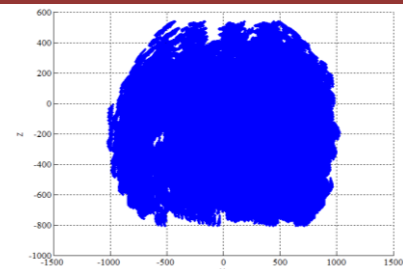


Fig.3.7 Proiecția spațiului activ pe planul Y-Z

3.6. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL MERSULUI

Mersul uman în cele mai multe cazuri este studiat ca o acțiune ce se desfășoară exclusiv în planul sagital. Această concepție a pornit de la faptul că locomoția umană este o alternanță flexie – extensie și că celelalte acțiuni se realizează sub un unghi nesemnificativ. Pentru a studia mersul uman sub o formă mai complexă am pornit de la un model virtual multicorp de la OpenSim Stanford. Pentru a determina spațiul descris pe durata locomoției am considerat lanțul cinematic al membrului inferior ca fiind o structură cinematică cu 6 grade de libertate. Astfel determinarea matricei generale de transfer G (3.4) presupune multiplicarea celor 6 matrici de transfer aferente celor 6 grade de libertate:

$$G_{10} = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \cdot {}^4T_5 \cdot {}^5T_6 \quad (3.4)$$

Pe baza rezultatului se poate observa că în timpul simulării modelului pasul simplu executat de lanțul cinematic al membrului inferior stâng al modelului de la OpenSim are limitele pe axa x de 299,19 mm respectiv 1.048,3mm , pe axa y de -505,3 mm respectiv 855,4 mm și pe axa z de -423,96 mm respectiv de 52,51 mm (Fig.3.8, 3.9, 3.10, 3.11).

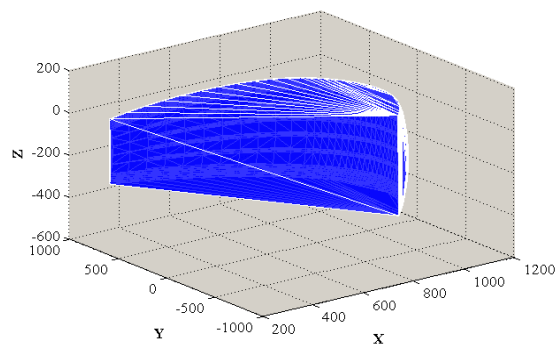


Fig.3.8 Reprezentare ca structură de tip TIN a spațiului descris în timpul mersului

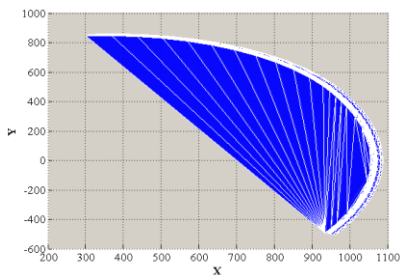


Fig.3.9 Spațiul activ total proiectat pe planul XY, reprezentat ca structură de tip TIN

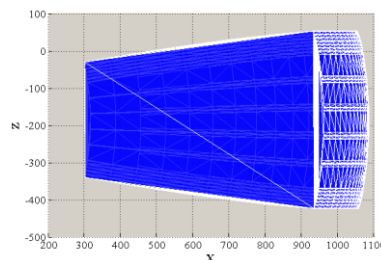


Fig.3.10 Spațiul activ total proiectat pe planul XZ, reprezentat ca structură de tip TIN

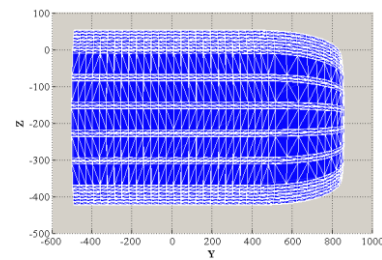


Fig.3.11 Spațiul activ total proiectat pe planul YZ, reprezentat ca structură de tip TIN

3.7. METODA ANALITICĂ DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL FLEXIEI - EXTENSIEI

Studiul spațiului activ determinat de lanțul cinematic din componența membrului inferior pe durata mișcării de flexie –extensie presupune simplificarea modelului cinematic. Pentru acest studiu am ales un lanț cinematic cu 4 grade de libertate permise de 4 cuple cinematice de rotație (Fig.3.12) a căror parametru unghiular este θ_i unde i ia valori de la 1 la 4.

Pentru determinarea transformării de rotație s-a pornit de la matricele de transfer corespunzătoare fiecărei cuple cinematice [Drăgulescu D.,2005].

Prin multiplicarea matricelor de transfer am obținut matricea G (3.5) ce caracterizează poziția și orientarea față de un sistem de referință fix a sistemului de referință atașat degetelor.

$$G_{10} = {}^0T_1 \cdot {}^1T_2 \cdot {}^2T_3 \cdot {}^3T_4 \quad (3.5)$$

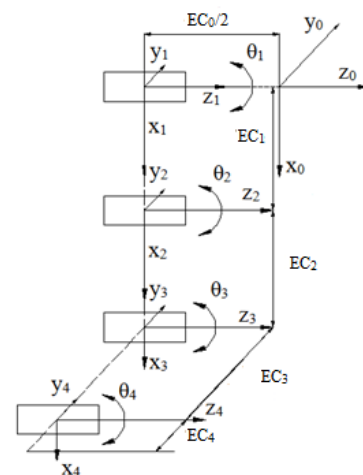


Fig.3.12 Representarea schematică a lanțului cinematic al membrului inferior uman

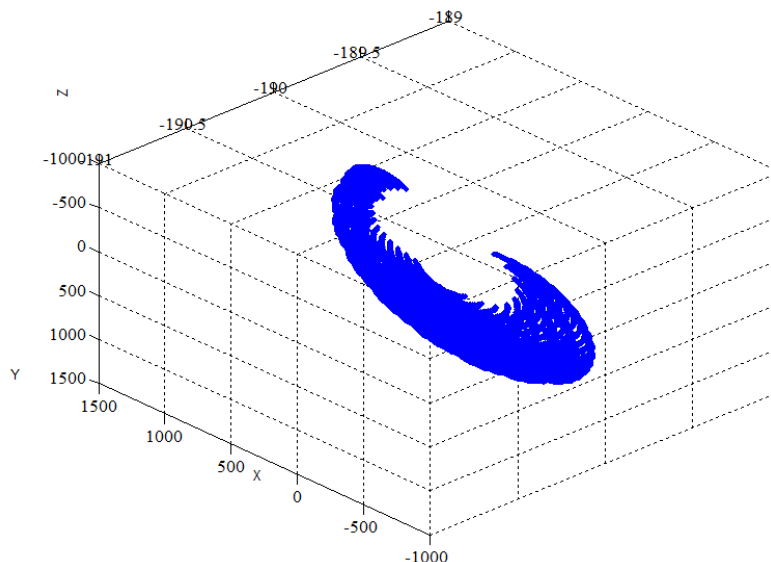


Fig.3.13 Spațiul activ descris de lanțul cinematic din componența membrului inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie

Astfel s-a obținut o hipersuprafață 2D în planul sagital, alcătuită din 132.480 puncte (Fig.3.13) Această hipersuprafață are pe axa x limitele $-907,9645$ mm și $1,0472 \cdot 10^3$ mm, pe axa y are limitele 660 mm și $1.0524 \cdot 10^3$ mm și axa z constantă cu valoarea de -190 mm.

3.8. VALIDAREA METODEI ANALITICE DE DETERMINARE A SPAȚIULUI ACTIV ÎN TIMPUL FLEXIEI – EXTENSIEI PRIN INTERMEDIUL SOFTULUI ROBOANALYZER

Pentru a valida metoda analitică de determinare a spațiului activ descris în timpul mișcării de flexiei - extensie am realizat o simulare prin intermediul programului *RoboAnalyzer*.

Pentru această simulare am considerat lanțul cinematic al membrului inferior uman alcătuit din 5 elemente cinematice și având 4 grade de libertate.

Variația parametrului articular este prezentată în figura.3.14.

Pentru analiza acestui lanț cinematic sunt valabile toate considerațiile convenției Denavit – Hartenberg.

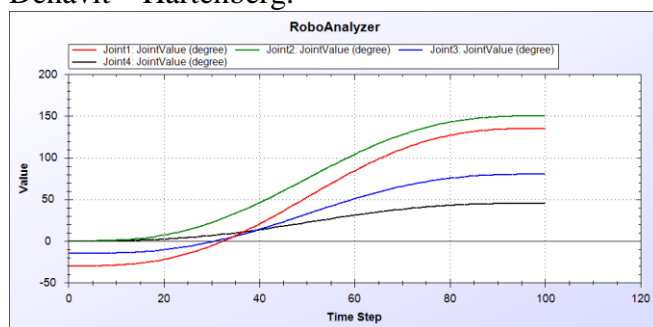


Fig.3.14 Variația parametrilor unghiulari

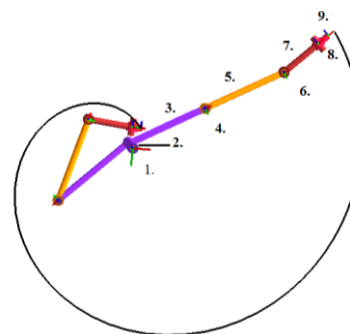


Fig.3.15 Curba descrisă de lanțul cinematic al membrului inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie

Se constată că suprafața descrisă de lanțul cinematic al membrului inferior uman obținută din rularea aplicației RoboAnalyzer este similară ca formă cu cea obținută prin metoda analitică, dar situată la o distanță egală cu lungimea labei piciorului, deoarece nu a fost inclus în model și elementul cinematic corespunzător acestei părți anatomice (Fig.3.15).

3.9. CONCLUZII

Pentru a studia din punct de vedere pozițional aparatul locomotor este necesară simplificarea sistemului la un număr convenabil de elemente și cuple cinematice. Astfel, în cazul unor acțiuni complexe precum alergatul, membrul inferior uman este considerat ca fiind un lanț cinematic cu 10 grade de libertate. În cazul acțiunilor cu grad de complexitate mai redus precum mersul, membrul inferior uman este considerat tot un lanț cinematic deschis, dar cu un număr mai mic de libertate. De obicei acest număr variază între 3 și 6 grade de libertate.

Pentru a determina spațiul în interiorul căruia se va găsi în permanență membrul inferior, indiferent de mișcarea executată, subsamblu cinematic studiat trebuie abordat din punct de vedere al convenției Denavit – Hartenberg. Astfel, toate elementele sunt considerate rigide și conectate prin legăturile mecanice simple de rotație. Singurul parametru variabil conform acestei convenții îl reprezintă parametrul articular.

În cadrul acestui capitol mișcările executate de aparatul locomotor le-am considerat a fi de rotații. Pe baza acestora au fost determinate matricele de transfer aferente fiecărei articulații considerate. Având astfel aceste componente am calculat matricea generală de transfer din care am preluat vectorul de translație ce caracterizează pozițiile succesive pe care le descrie un efector amplasat la capătul sistemului. Deoarece rezolvarea matricei generale presupune realizarea unui calcul elaborat am realizat pentru fiecare caz studiat secvențe de calcul în Matlab și Java. Calculul a fost realizat pe intervale unghiulare preluate din literatură sau de la senzorul Kinect.

În cazul de determinare al spațiului activ complet descris de efector am considerat membrul inferior uman un lanț cinematic deschis cu 10 grade de libertate. Astfel am definit simbolic cele 10 matrice de transfer aferente celor 10 grade de libertate. Spațiul activ în care se găsește efectorul indiferent de mișcarea executată este o hipersuprafață 3D formată din 547.750 de puncte. Limitele acestei hipersuprafețe pe axele x și y sunt de aproximativ $-1 \cdot 10^3$ mm și $1 \cdot 10^3$ și pe axa z de circa $-0,8 \cdot 10^3$ mm și $0,55 \cdot 10^3$.

Pentru a determina spațiul descris în timpul locomoției umane, am considerat membrul inferior a fi un lanț cu 6 grade de libertate. Hipersuprafața obținută este compusă din 217.728

de puncte. Pe baza rezultatului se poate observa că în timpul simulării modelului, pasul simplu executat de membru inferior are limitele pe axa x de 299,19 mm respectiv 1.048,3mm, pe axa y de -505,3 mm respectiv 855,4 mm și pe axa z de -423,96 mm respectiv de 52,51 mm.

Determinarea spațiului activ descris de membrul inferior uman în timpul mișcării de flexie extensie presupune reducerea lanțului cinematic la 4 grade de libertate. Rezolvarea matricei de transfer a dezvăluit o hipersuprafață 2D în planul sagital, în a cărei componență se regăsesc 132.480 de puncte. Această hipersuprafață are pe axa x limitele -907,9645 mm și 1,0472·103 mm, pe axa y are limitele 660 mm și 1.0524·103 mm și axa z constantă cu valoarea de -190 mm.

Metodele propuse oferă informații calitative și cantitative despre spațiul descris de membrul inferior uman. Rezultatele grafice obținute sunt caracterizate de precizie datorită numărului mare de puncte determinate.

Indiferent de gradul de mobilitate al mecanismului studiat, algoritmi pot fi remodelați cu ușurință.

Metoda propusă poate fi folosită pentru determinarea spațiului activ al persoanelor cu dizabilități prin punerea în evidență a spațiului inaccesibil. Rezultatele pot fi de utilitate pentru construcția ortezelor, în kinetoterapie sau în construcția de roboți.

CAPITOLUL 4

SISTEM DE ANALIZĂ CINEMATICĂ CU SENZOR KINECT

4.1. SENZORUL KINECT

Senzorul Kinect (Fig. 4.1) a fost dezvoltat cu scopul de a facilita prin imagini 3D interacțiunea dintre mediul virtual și corpul omenesc (Fig. 4.2) de către Microsoft și PrimeSense [<http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>] și [<http://www.primesense.com/>].

Interacțiunea cu corpul uman se realizează datorită unei camere color, unei camere de adâncime, unui microfon și unui motor de înclinare.

Până în prezent senzorul Kinect a fost folosit în studiul biomecanicii corpului uman [Ganea D., 2012] prin detecția subiecților fără marcheri fluorescenți [Schwarz L., 2012], prin scanare 3D, reconstrucție 3D și descrierea traiectoriilor spațiale [Zhang H., 2011], analizarea gesturilor unor subiecți în scopul determinării unor caracteristici fiziologice [Won A.S, Yu L, Janssen J.H și Bailenson J.N., 2012].

4.1.1. ELEMENTELE CONSTITUTIVE ALE SENZORULUI KINECT

Senzorul Kinect este componenta hardware a consolei Xbox 360 ce poate fi integrată și unui sistem de calcul. Conectarea la un astfel de sistem se poate face prin USB deoarece această componentă necesită un curent de 2,25W.

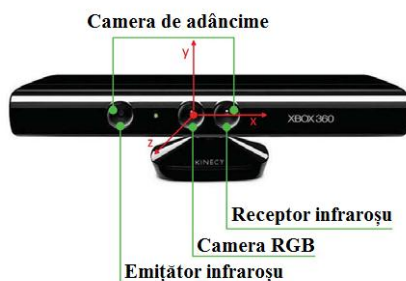


Fig.4.1 Componentele senzului Kinect

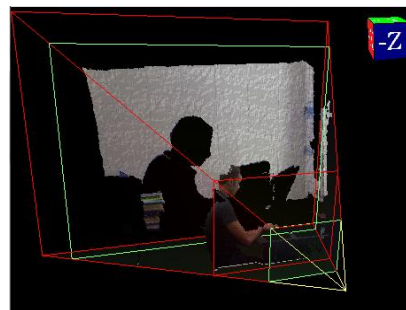


Fig.4.2 Imagine 3D captată prin intermediul senzului Kinect

Senzorul Kinect prezintă următoarea configurație:

1. O camera color sau RGB (Fig.4.1). Rezoluția acestei componente este cuprins între 320x240 pixeli și 1024x768 pixeli;
2. O camera de adâncime (Fig.4.1). Această cameră generează hărți de adâncime (Fig.4.4). Camera de adâncime este formată din două componente ce au ca scop analizarea imaginilor. Mai exact senzorul Kinect prezintă un emițător infraroșu și un receptor infraroșu (Fig.4.1). Pentru ca cele două camere să preia cât mai multe cadre/s este recomandat ca acestea să fie setate la o rezoluție de maxim 640x480 pixeli. Numărul maxim de cadre este de 30 cadre/s.
3. Un motor de înclinare. Datorită acestei componente senzorul Kinect poate fi înclinat între $\pm 27^{\circ}$.

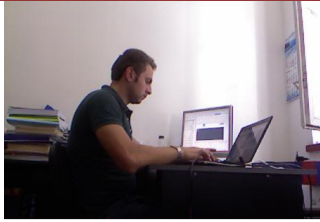


Fig.4.3 Imagine RGB captată prin intermediul senzorului Kinect

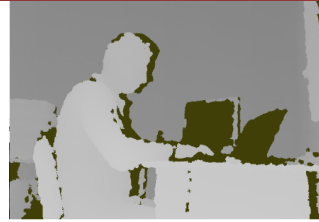


Fig.4.4 Imagine de adâncime captată prin intermediul senzorului Kinect

Senzorul Kinect prezintă un câmp vizual pe orizontală de 58° și 43° pe verticală. Lungimea razei de acțiune pe orizontală pentru acest senzor este cuprinsă între 1,4 m și 4 m [<http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973074.aspx>].

4.2. PRINCIPIUL DE FUNCȚIONARE A SENZORULUI KINECT

Componenta laser de clasa 1, adică emițătorul infraroșu, proiectează pe scena urmărită un tipar luminos cu o dimensiune prestabilită (rezoluția camerei de adâncime). Tiparul luminos dispersat este preluat de către camera de adâncime prin intermediul receptorului infraroșu. Scopul receptorului este de a identifica fiecare fascicul luminos dispersat și de a-l atribui pixelului original. Acest lucru este posibil deoarece fiecare pixel transmis prezintă un simbol distinctiv.

Unghiul de dispersie asociat fiecărui pixel poate fi calculat cu formula [Werber K., 2011]:

$$\gamma = 180^{\circ} - \alpha - \beta \quad (4.1)$$

în care: α este unghiul după care a fost recepționată raza;
 β este unghiul după care a fost emisă raza.

Deoarece distanța dintre emițătorul și receptorul infraroșu este mereu constantă, mai exact de 75mm, poate fi calculată lungimea unde dispersate:

$$s = b \cdot \frac{\sin \alpha}{\sin \gamma} \quad (4.2)$$

în care b reprezintă distanța dintre emițătorul și receptorul infraroșu.

Fiecare pixel prezintă în sistemul de coordonate carteziene $xOyz$ rezoluția de 3 mm pe axele x și y și de 3 cm pe axa de adâncime, adică axa z .

Pentru a obține coordonatele x, y, z asociate fiecărui pixel se folosesc următoarele formule:

$$z = s \cdot \sin \alpha \quad (4.3)$$

$$x = 2 \cdot \left(\frac{x_{pix}}{V_{xRez}} - \frac{1}{2} \right) \cdot \tan \left(\frac{57^{\circ}}{2} \right) \cdot z \quad (4.4)$$

$$y = 2 \cdot \left(\frac{1}{2} - \frac{y_{pix}}{H_{yRez}} \right) \cdot \tan \left(\frac{43^{\circ}}{2} \right) \cdot z \quad (4.5)$$

în care:

V_{xRez} și H_{yRez} reprezintă dimensiunea pe verticală respectiv orizontală a tiparului luminos;

x_{pix} și y_{pix} reprezintă coordonatele pixelului.

Pe baza calcului prezentat anterior și a funcției de interacțiune cu subiecții umani, senzorul Kinect poate să reconstruiască tiparul scheletic al acestora.

Tiparul este reconstruit pe baza a 20 de puncte și articulații (Fig.4.5).



Fig.4.5 Reconstrucția scheletului [Ganea D., 2012]

4.3. PROGRAMUL DE ANALIZĂ POZIȚIONALĂ PE BAZA SENZORULUI KINECT

Programul de analiză a geometriei mișcărilor cu ajutorul senzorului Kinect a fost dezvoltat pe platforma Visual Studio Express 2012 [Visual Studio Express] și a fost realizat în limbajele de programare C# și XML (Anexa 2).

Rutina de analiză cinematică poate fi structurată astfel (Fig.4.6):

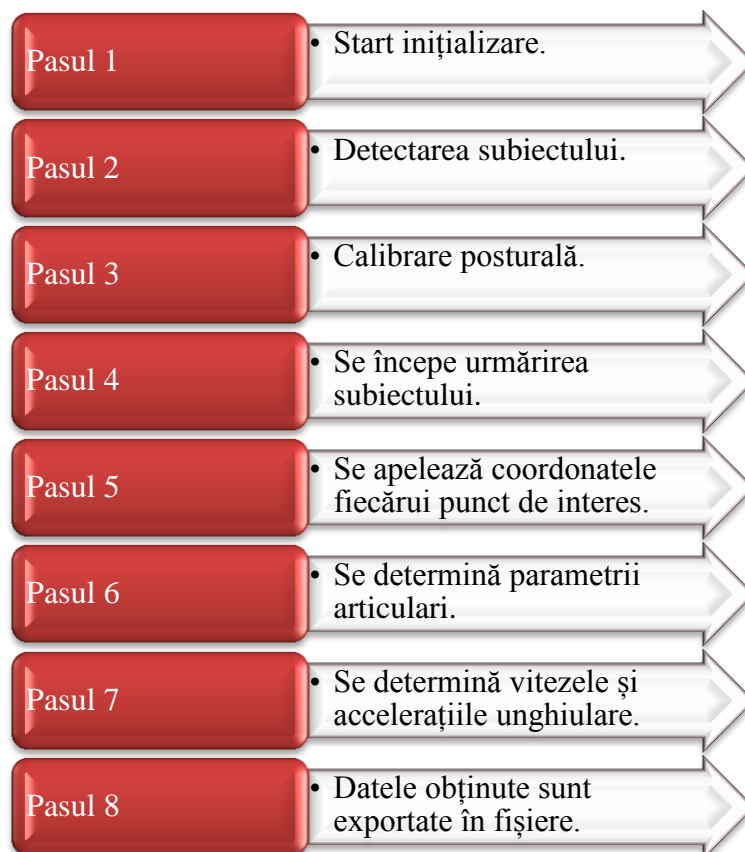


Fig.4.6 Schema bloc de analiză cinematică

4.4. STUDII EXPERIMENTALE CE AU LABAZĂ SENZORUL KINECT

4.4.1. ANALIZA CINEMATICĂ A MERSULUI UMAN

Analiza cinematică a mersului uman a fost realizată cu scopul de a determina precizia senzorului Kinect în determinarea asimetriilor aparatului locomotor [Ganea D.,2013].

Pentru a realiza acest experiment am utilizat următoarea infrastructură tehnică (Fig.4.7): un monitor de control, o unitate de procesare, un trepied, un senzor Kinect, o aplicație de analiză.

În cadrul acestui experiment am studiat variația parametrului articular al cuplei cinematice genunchi stâng în 3 cazuri:

- **Mers normal.** În acest caz au fost realizate 3 cicluri de mers fiecare cu o lungime de 1,68 m±0,1 m, din care ≈62% reprezintă faza de suport (1,12m±0,05m) și restul de ≈38% faza de balans (0.58 m± 0,05m).
- **Mers patologic (A).** În acest caz a fost studiată variația unghiului de flexie a genunchiului stâng în timpul mersului patologic, protocolul repetându-se de 3 ori. Mai exact, pentru a

simula mersul patologic, am modificat lungimea lanțului cinematic al membrului inferior uman stâng, aplicând un branț de 3 cm grosime sub piciorul stâng.

- **Mers patologic (B).** În acest caz a fost studiată variația unghiului de flexie a genunchiului stâng în timpul mersului patologic, pe durata a 3 repetări. Pentru a simula mersul patologic am modificat lungimea lanțului cinematic al membrului inferior drept prin aplicarea unui branț de 3 cm grosime sub piciorul drept.



Fig.4.7 Sistemul de analiză a cinematicii cu senzor Kinect [Ganea D.,2013]

Pe durata mersului normal se poate observa o simetrie relativă la începutul celor 3 determinări. Mai exact simetria relevantă se regăsește la începutul fazei și la mijlocul fazei de suport: sub-faza de inițiere suport, sub-faza mijlocie de suport (Fig.4.8). O diferență destul de semnificativă în amplitudinea unghiului de flexie poate fi observată la sfârșitul fazei de suport și începutul fazei de balans, mai precis, la tranziția dintre sub-faza de finalizare suport și sub-faza de inițiere balans. Se poate observa o diferență a amplitudinii de $27^{\circ} \pm 2^{\circ}$.

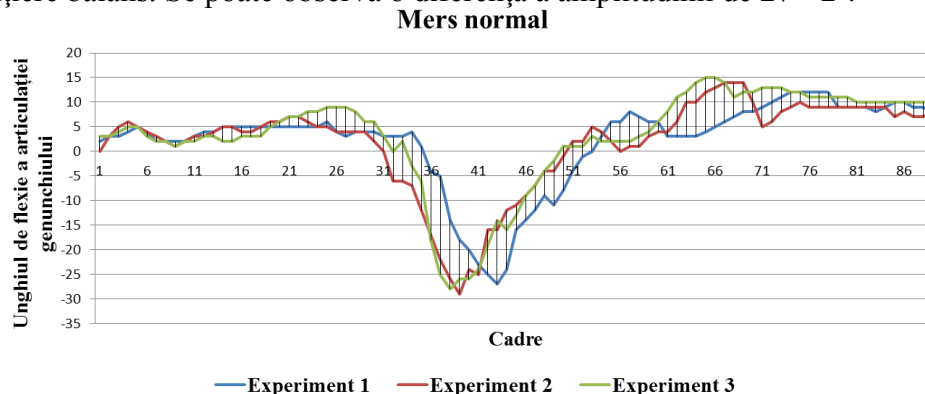


Fig.4.8 Variația parametrului articular al cuplei anatomice genunchi în timpul mersului normal [Ganea D., 2013]

Pe durata experimentului A am observat o asimetrie accentuată în timpul locomoției bipede, cauzată de branțul aplicat. Datorită faptului că lungimea lanțului cinematic studiat a fost modificată cu un aport de 3 cm, am observat o influență semnificativă a unghiului de flexie a genunchiului (descreștere cu 6° a unghiului de flexie).

Ca și în cazul experimentului A, datele rezultate pe durata celor 3 determinări din cadrul experimentului B, arată o asimetrie pronunțată. Datorită creșterii lungimii lanțului cinematic al membrului inferior drept, am observat o creștere a unghiului de flexie a genunchiului stâng. Creșterea rezultată a fost de 6° .

Analizând rezultatele obținute se poate concluziona că sistemul cu senzor Kinect construit este capabil să determine simetriile și asimetriile rezultate pe durata locomoției umane. Modificând geometria lanțurilor cinematice cu doar 3 cm, sistemul Kinect a fost capabil să determine fluctuațiile de $\pm 6^{\circ}$ a unghiului de flexie.

4.4.2. EVALUAREA PERCEPȚIEI VIZUALE PRIN INTERMEDIUL SENZORULUI KINECT

Forma și mărimea sunt percepute atât direct, pe baza explorării vizuale și tactilo kinestezice, dar mai ales indirect, pe baza experienței și prin raportare la etaloane de mărime și formă.

Pentru a studia abaterea de la postura verticală am realizat un experiment prin care am studiat cu ajutorul senzorului Kinect proiecția pe planul xOy a punctului aferent centrului bazinului. Experimentul a vizat evaluarea percepției vizuale și a folosit următorul sistem de analiză (Fig.4.9): un senzor Kinect, un monitor de control, o unitate de procesare.

Pentru a analiza abaterea de la poziția verticală am colectat datele de la 3 participanți care au respectat următorul protocol experimental:

- a) Au executat câte 45 de sărituri cu ochii deschiși, astfel:
 1. 15 sărituri pe ambele picioare;
 2. 15 sărituri pe piciorul drept;
 3. 15 sărituri pe piciorul stâng.
- b) Au executat câte 45 de sărituri uitându-se la un monitor de control, astfel:
 1. 15 sărituri pe ambele picioare;
 2. 15 sărituri pe piciorul drept;
 3. 15 sărituri pe piciorul stâng.
- c) Au executat câte 45 de sărituri cu ochii închiși, astfel:
 - 15 sărituri pe ambele picioare;
 - 15 sărituri pe piciorul drept;
 - 15 sărituri pe piciorul stâng.



Fig.4.9 Sistem cu senzor Kinect pentru determinarea abaterii posturale

Pentru desfășurarea experimentului și pentru colectarea datelor s-a conectat senzorul Kinect la monitorul de control, iar participanții și-au putut vedea execuțiile în timp real. Unitatea de procesare a preluat datele de la senzorul Kinect și cu ajutorul programului care asigură legătura dintre imaginea 3D a participantului și calculator s-au extras proiecțiile centrului bazinului pe planul xOy .



Fig.4.10 Imagine RGB a participantului

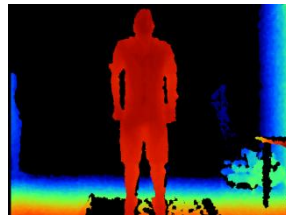


Fig.4.11 Imagine de adâncime a participantului

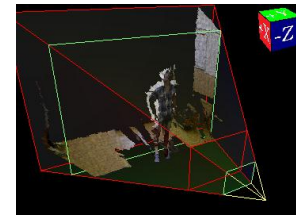


Fig.4.12 Imagine 3D a participantului

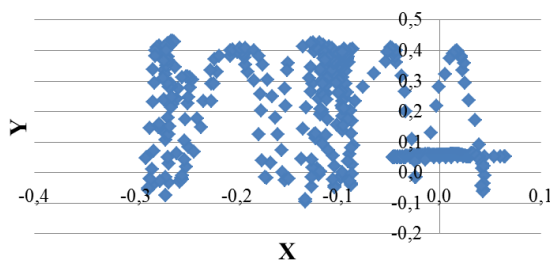


Fig.4.13 Săritură pe ambele picioare cu ochii deschiși

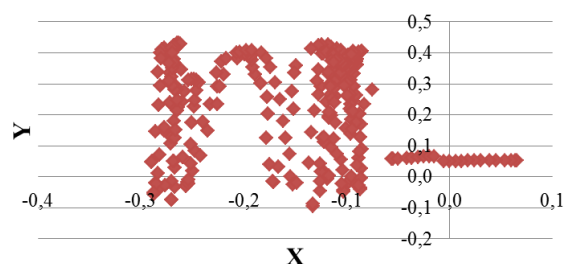


Fig.4.14 Săritură pe piciorul drept cu ochii deschiși

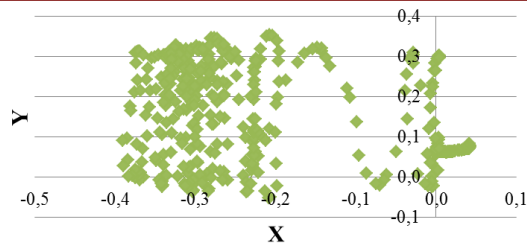


Fig.4.15 Săritură pe piciorul stâng cu ochii deschiși

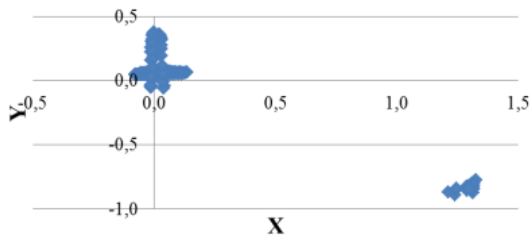


Fig.4.16 Săritură pe ambele picioare cu monitor de control

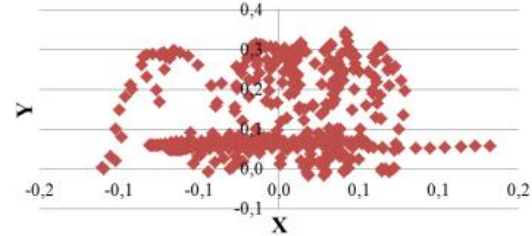


Fig.4.17 Săritură pe piciorul drept cu monitor de control

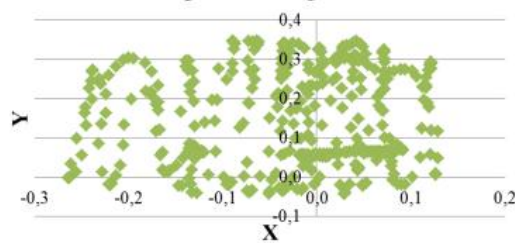


Fig.4.18 Săritură pe piciorul stâng cu monitor de control

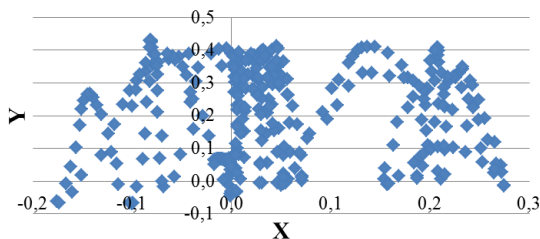


Fig.4.19 Săritură pe ambele picioare cu ochii închiși

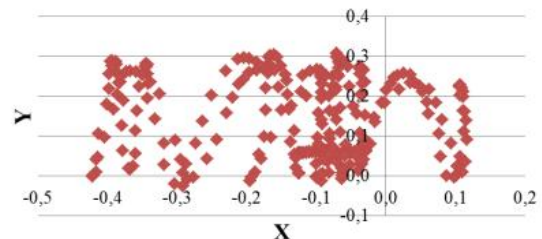


Fig.4.20 Săritură pe piciorul drept cu ochii închiși

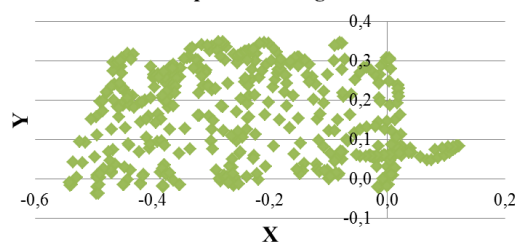


Fig.4.21 Săritură pe piciorul stâng cu ochii închiși

Rezultatele obținute dezvăluie faptul că grupul de sportivi și-a menținut poziția de verticalitate pe durata săriturilor atunci când au putut să-și vizualizeze acțiunile pe monitorul de control (Fig.4.16, 4.17, 4.18). În acest caz abaterile de la originea sistemului de referință au fost relativ simetrice. Astfel, pentru săriturile executate pe ambele picioare cu vizualizarea în timp real a execuției s-a constatat o simetrie foarte bună a proiecțiilor centrului bazinului (Fig.4.16), comparativ cu aceleași sărituri executate fără vizualizare (Fig.4.13) sau cu ochii închiși (Fig.4.19).

Săriturile pe piciorul drept executate în cele 3 situații au demonstrat că și în acest caz dacă participantul își vizualizează execuția (Fig.4.17), mișcările sale sunt simetrice și coordonarea activității musculare cu informațiile vizuale conduce la un control postural foarte bun. Asimetriile sunt accentuate în cazul în care participantul nu își vede execuția (Fig.4.14) sau are ochii închiși (Fig.4.20).

Aceeași constatare este valabilă și pentru cazul în care participanții execută sărituri pe piciorul stâng. Când subiectul nu și-a putut vizualiza imaginea pe monitor, s-a constatat o asimetrie accentuată.

Se demonstrează astfel că menținerea posturii verticale se realizează printr-un mecanism complex care implică o interacțiune a activității musculare, în special a celei de pe membrul inferior cu analizatorii vestibulari, somatici și vizuali. Percepția vizuală are un rol determinant în menținerea posturii verticale, fapt demonstrat de rezultatele experimentului cu vizualizarea imaginii pe monitor.

4.5. CONCLUZII

Utilizarea sistemelor de analiză cinematică reprezintă cea mai eficientă metodă de analiză a geometriei mișcărilor corpului uman. Pe lângă eficiență, aceste sisteme sunt caracterizate în general de costuri ridicate și de faptul că necesită o infrastructură complexă pentru a fi funcționale.

O soluție la aceste "deficiențe" este senzorul Kinect. Originar a fost conceput pentru a realiza legătura dintre mediul virtual produs de consola Xbox 360 și scena urmărită, mai exact corpul uman.

Interacțiunea cu corpul uman se realizează datorită unei camere color, unei camere de adâncime, unui microfon și unui motor de înclinare.

Până în prezent senzorul Kinect a fost folosit în studiul biomecanicii corpului uman prin detecția subiectului fără markeri fluorescenți, în scanare 3D, reconstrucție 3D și descrierea traiectoriilor spațiale, analizarea gesturilor unor subiecți în scopul determinării unor caracteristici fiziologice.

Am creat un sistem pe baza căruia am preluat coordonatele punctelor de interes, am vectorizat elementele cinematice din componența aparatului locomotor și am determinat variația parametrului unghiular din cuplele cinematice.

CAPITOLUL 5

MODELAREA MULTICORP A MEMBRULUI INFERIOR UMAN

5.1. BAZELE TEORETICE ALE MODELELOR MULTICORP

Pentru a studia cinematica și dinamica lanțului cinematic al membrului inferior uman am folosit metoda multicorp (MBS – Multibody Systems) și datele provenite de la sistemul de analiză ce are la bază senzorul Kinect. Metoda MBS este una dintre cele mai reprezentative abordări datorită ușurinței cu care se determină forțele interne și reacțiunile.

5.2. MODELAREA SISTEMULUI MULTIBODY (MBS)

Pentru o modelare cât mai fidelă a membrelor inferioare am exclus modelarea schematică și am importat un model geometric realizat prin intermediul programului 3D StudioMax, ce se găsește în biblioteca virtuală 3Dlancer [<http://3dlancer.net/en/3dmodel-human-skeleton-4792.html>]. Pentru a realiza un model cât mai apropiat de realitate am importat structurile în programul AutoCAD pentru a le transforma din entități *polyface* în entități de tip *mesh* și în final solid. Această transformare a permis utilizarea modelului solid în programul MSC Adams 2012 (Fig.5.1) și impunerea unor legi de variație unghiulară în timp provenite de la sistemul Kinect.

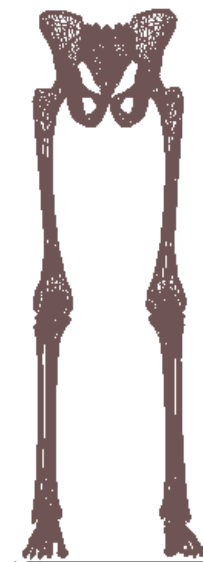


Fig.5.1 Model virtual importat în MSC Adams

Astfel am obținut un lanț cinematic format din 7 elemente cinematice modelate solid (Fig.5.2), după cum urmează:

1. Subansamblul Bazin format din oasele coxale, osul sacru și osul coccis;
2. Subansamblul Femur_S format din osul femural și osul rotulă;
3. Subansamblul Femur_D format din osul femural și osul rotulă;
4. Subansamblul Tibie_S format din osul tibial și osul fibulă;
5. Subansamblul Tibie_D format din osul tibial și osul fibulă;
6. Subansamblul Picior_D format din calcaneu – talus – falange;
7. Subansamblul Picior_S format din calcaneu – talus – falange.

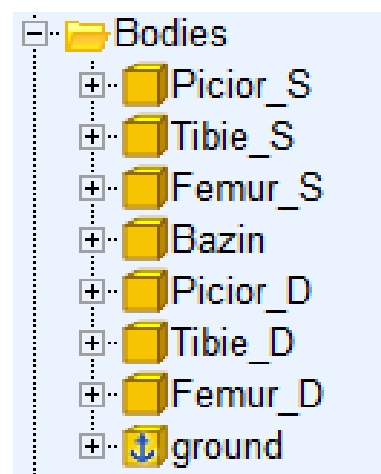


Fig.5.2 Elementele cinematice solide ale modelului virtual

Pentru ca subansamblele cinematice create să aibă un comportament cinematic și dinamic cât mai apropiat de comportarea reală a membrilor inferioare am atribuit modelelor solide un material nou pe care l-am denumit Os. Acest nou material creat are proprietățile fizice și mecanice ale sistemului osos uman. Astfel, pentru Modulul lui Young am introdus valoarea de $1,8 \cdot 10^4 \text{ N/mm}^2$, densitatea de $1,5 \cdot 10^{-6} \text{ Kg/mm}^3$ și alungirea relativă de 0,3 [Rho J.Y., 1993].

Pentru a oferi mobilitatea dorită, singura mișcare pe care nu am constrâns-o a fost cea din planul sagital. Astfel am oferit modelului dinamic posibilitatea de a executa mișcarea de flexie – extensie caracteristică mersului biped.

În modelare am folosit două tipuri de legături mecanice. Prima dintre ele este o cuplă de translație cu 3 grade de libertate aplicată elementului *Bazin* (Fig.5.3, 5.4), mai exact pe osul sacru, pentru a face posibilă mișcarea de translație relativă față de pământ (*ground*).

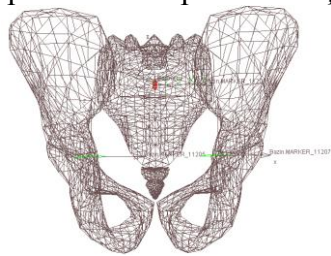


Fig.5.3 Poziția cuplei cinematice de translație situată pe Bazin

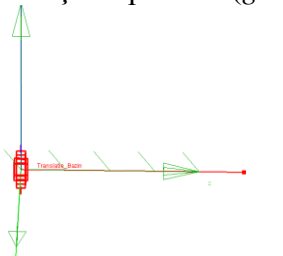


Fig.5.4 Cupla cinematică de translație dintre Bazin și sol

Al doilea tip de cuplă cinematică pe care l-am folosit a fost articulația sferică.

Pentru ca modelul să aibă mobilitate doar în planul sagital am constrâns mișcările din celelalte plane anatomice, respectiv planul frontal și planul transversal. Astfel am obținut 6 articulații simple ce permit mișcare după axa x (Fig.5.5).

Cele 6 constrângeri mecanice sunt:

- *Articulatie_Glezna_S*;
- *Articulatie_Glezna_D*;
- *Articulatie_Genunchi_S*;
- *Articulatie_Genunchi_D*;
- *Articulatie_Sold_S*;
- *Articulatie_Sold_D*.

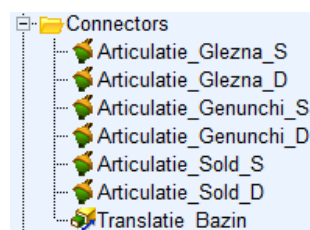


Fig.5.5 Cuplele cinematice impuse modelului virtual

Pentru simularea cinematicii modelului am creat pe baza datelor provenite de la sistemul Kinect pe care l-am conceput, legi de mișcare pentru cele 6 articulații simple. Aceste legi de mișcare sunt variațiile în timp ale parametrilor. Astfel prin legi combinate de tip STEP am simulat modelul virtual (5.1).

$$\text{STEP}(A, x_0, h_0, x_1, h_1) \quad (5.1)$$

în care:

A reprezintă mulțimea valorilor pe care le ia x .

x_0 reprezintă valoarea inițială a lui x în care x atinge valoarea unghiulară inițială h_0 ;

x_1 reprezintă valoarea lui x în care se atinge variația unghiulară h_1 .

Simularea dinamicii modelului virtual creat presupune cunoașterea sistemului de forțe și momente aplicate. Este necesară cunoașterea pentru fiecare element cinematic a caracteristicilor masice raportate la sistemele de coordonate asociate. Literatura de specialitate furnizează valorile pentru proprietățile masice ale oaselor scheletului uman, precum și termenii matricelor de inerție. În programul de analiză dinamică am fost introduse caracteristicile masice și inerțiale preluate de la un model realizat de către Anderson F.C și Pandy M.G în anul 1993, având 23 de grade de libertate.

Modelarea dinamică presupune simularea subansamblelor menționate sub acțiunea greutatei proprii ($g=9,81 \text{ m/s}^2$). Pentru a realiza o corespondență între modelul multibody și

experimentul realizat cu sistemul BIOPAC (care va fi descris în paragraful următor) am simulat modelul dinamic în 3 situații.

Primul caz presupune studierea dinamicii modelului în timpul mersului, când acționează forțele de contact de tip impact și forțele de frecare, câte 2 pentru fiecare picior. Cele 4 forțe sunt poziționate la contactul dintre picioare și sol (Fig.5.6).

În al doilea caz am studiat mersul biped cu un adaos de greutate. Masa totală a modelului este de 43,38 Kg. Adaosul de greutate adus este de 14,94 Kg, adică de 34,46% din masa modelului. Pentru a simula această situație am aplicat în centrul de greutate al elementului *Bazin* o forță de 146,599 N (Fig.5.7).

A treia simulare a mersului biped presupune aplicarea unei forțe de 276,233 N, echivalentă unui adaos de masă de 64,93 %. Masa suplimentară este de 28,16 Kg (Fig.5.7).

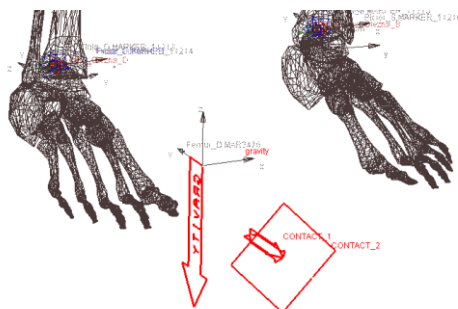


Fig.5.6 Modul de poziționare a forțelor aplicate

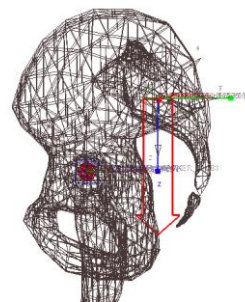


Fig.5.7 Reprezentare grafică a adaosului de greutate

Analiza de verificare de la sfârșitul modelării a arătat că modelul creat are 1 grad de mobilitate, 7 elemente mobile, 6 cuple simple de rotație, 1 cuplă de translație, 18 mișcări posibile și că toate restricțiile cinematice introduse sunt valide.

5.3. STUDIU EXPERIMENTAL PRIVIND DISTRIBUȚIA PRESIUNILOR DE CONTACT ÎN TIMPUL LOCOMOȚIEI

Locomoția bipedă are rolul de a menține echilibrul corpului, de deplasare, de evitare a obstacolelor, de evitare a căderilor. Datorită complexității și dinamismului acestei activități, locomoția umană nu poate fi etalonată, ea fiind rezultatul unei activități ce nu se realizează după un tipar.

Pentru a determina reacțiunea solului asupra membrilor inferioare, am realizat un experiment în cadrul Universității "Politehnica" din Timișoara, Facultatea de Mecanică, pe un echipament de diagnosticare posturală Diasu. Scopul acestui experiment a fost de a determina reacțiunea solului în statică și în dinamica umană.

Testul de statică presupune ca participantul să stea în poziție ortostatică timp de 5s, timp în care echipamentul furnizează mărimea suprafeței de contact, reacțiunile solului și poziția centrului de masă.

În testul de statică am constatat că reacțiunea solului nu se aplică după un tipar. În figura 5.8 se poate observa că presiunea maximă (culoarea roșie) se manifestă în partea anterioară a picioarelor, mai exact pe calcaneu.

Rezultatele acestui experiment arată că centrul de greutate al participantului (litera C) se găsește în poligonul de susținere, dar ușor amplasat spre partea stângă. Acest lucru se datorează faptului că axele picioarelor nu sunt amplasate sub același unghi. Axa piciorului drept prezintă față de planul vertical un unghi de $26,2^{\circ}$, iar cea a piciorului stâng de $13,9^{\circ}$. Ca urmare a diferenței de poziționare a celor două axe se poate observa că centrul de greutate al piciorului stâng (litera L) este amplasat spre partea frontală față de cel al piciorului drept (litera R).

Presiunea de $1141,5 \text{ g/cm}^2$ se manifestă pe suprafața totală de 182 cm^2 , valoarea medie a presiunii fiind de $450,5 \text{ g/cm}^2$.

Suprafața de suport este divizată astfel:

- Piciorul frontal stâng cu o suprafață de contact de $48,75 \text{ cm}^2$ preia o încărcare de 19,3 kg;
- Piciorul frontal drept cu o suprafață de contact de 25 cm^2 preia o încărcare de 8 kg;
- Piciorul anterior stâng cu o suprafață de contact de $50,75 \text{ cm}^2$ preia o încărcare de 34,6 kg;
- Piciorul anterior drept cu o suprafață de contact de $57,5 \text{ cm}^2$ preia o încărcare de 38,1 kg.

Rezultatele acestui experiment arată că suprafața de contact a piciorului stâng este de $99,5 \text{ cm}^2$ și preia 54,7% din greutatea corporală. Piciorul drept prezintă o suprafață de contact de $82,5 \text{ cm}^2$ și preia restul de 45,3% din masa corporală a participantului.

Pe baza echipamentului de diagnosticare posturală am realizat și un test de dinamică.

Testul de dinamică presupune ca participantul să realizeze 4 cicluri de mers de câte 3 pași. Lungimea fiecărui ciclu a trebuit să fie de maxim 120cm.

Primul pas al ciclului 1 (Fig.5.9) se realizează sub un unghi al piciorul stâng de $11,5^\circ$. Suprafața de contact pe care se realizează sprijinul este de $108,25 \text{ cm}^2$. În această etapă piciorul stâng preia o încărcare de 65 kg. Presiunea maximă resimțită pe acest picior este de $1401,4 \text{ g/cm}^2$, iar media este de $757,5 \text{ g/cm}^2$.

Pasul 2 al ciclului (Fig.5.9) se realizează sub un unghi al piciorului drept de 19° . Suprafața suport este de $71,25 \text{ cm}^2$. În timpul contactului se observă o încărcare de 34,6 kg, o presiune de 1472 g/cm^2 cu o medie de $1150,9 \text{ g/cm}^2$.

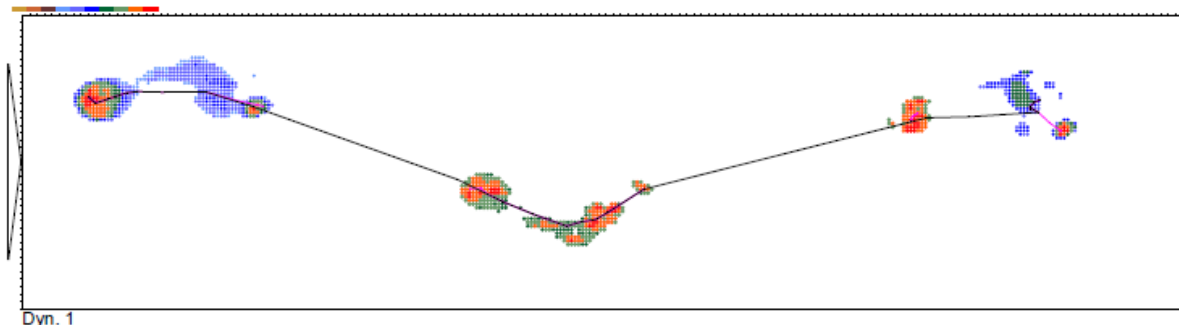


Fig.5.9 Testul 1 de dinamică - pașii 1, 2 și 3

5.4. SIMULAREA MODELULUI MULTICORP

Rezultatele simulării modelului multicorp s-au obținut în condițiile în care articulațiilor membrilor inferioare li s-au impus legile de mișcare reale obținute cu ajutorul senzorului Kinect.

Simularea s-a realizat în cele 3 cazuri de încărcare, prezentate în capitolul 6.

5.4.1. ANALIZA VITEZELOR ȘI A ACCELERAȚIILOR UNGHIULARE

Analiza vitezelor unghiulare și a accelerațiilor unghiulare s-a realizat pentru fiecare articulație pe baza legilor de mișcare stabilite pe baza rezultatelor experimentale obținute cu ajutorul senzorului Kinect și a softului dedicat pentru citirea și prelucrarea informațiilor.

Astfel, pentru articulațiile șoldului legile de mișcare impuse constau într-o variație în timp a unghiului de flexie – extensie cu $\pm 25^\circ$.

Curbele de variație a vitezelor unghiulare pentru cupla cinematică *Articulatie_Sold_D*, în cele 3 cazurile de încărcare studiate prezintă o valoare medie ușor ascendentă. Viteza

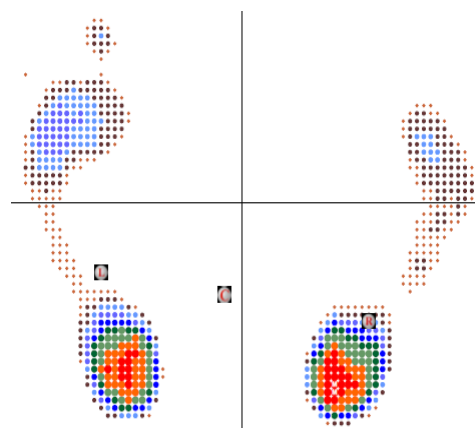


Fig.5.8 Poligonul de echilibru

unghiulară medie în primul caz prezintă o valoare de 1,68 grade/s, pentru cazul 2 o valoare medie de 1,7 grade/s și 1,73 grade/s pentru ultimul caz. Valoarea maximă de 3,75 grade/s este atinsă între sub-faza 1 și sub-faza de contact inițial, respectiv în sub-faza mijlocie de suport (Fig.5.10, 5.11, 5.12).

În cazul cuplei cinematice *Articulația Sold S* curbele de variație a vitezelor unghiulare medii pentru cele 3 cazuri prezintă o ușoară variație de la 1,65 grade/s în primul caz la 1,71 grade/s în cazul al doilea și de 1,73 grade/s în ultimul caz. Valoarea maximă a vitezei unghiulare pentru această cuplă este atinsă în sub-faza mijlocie de suport (Fig.5.10, 5.11, 5.12). Valoarea maximă este de 5 grade/s.

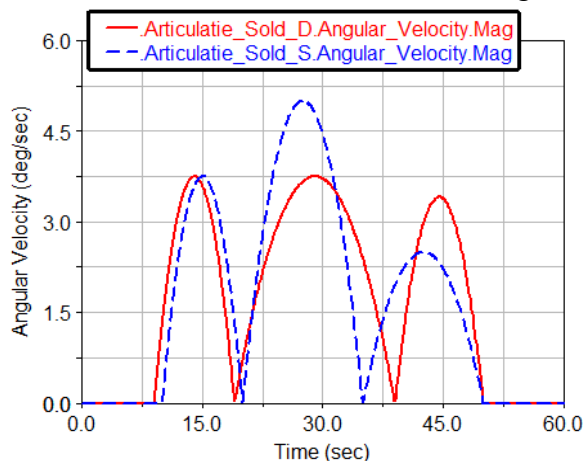


Fig.5.10 Curbele de variație în timp a vitezelor unghiulare pentru cuplele cinematice *Articulație Sold_D* și *Articulație Sold_S* în cazul de încărcare normal

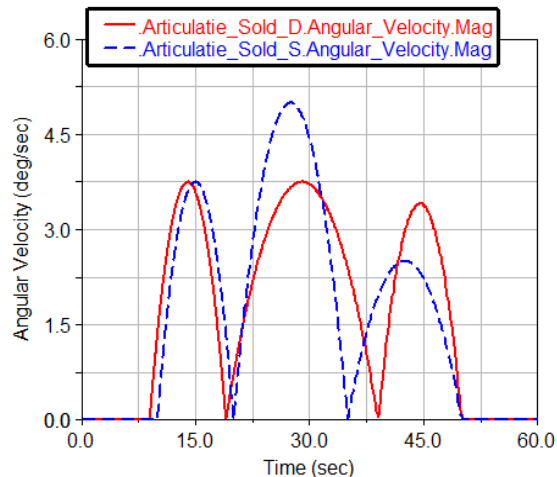


Fig.5.11 Curbele de variație în timp a vitezelor unghiulare pentru cuplele cinematice *Articulație Sold_D* și *Articulație Sold_S* în cazul de încărcare 2

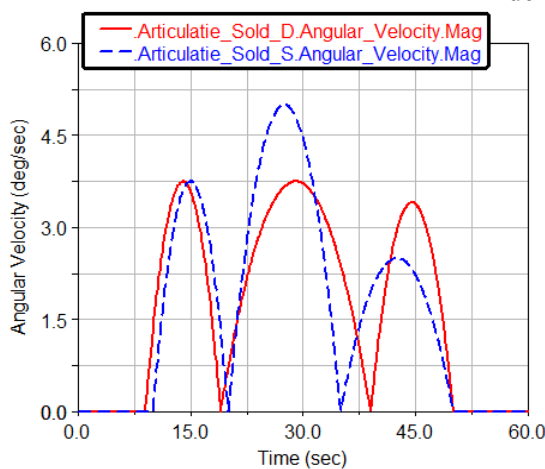


Fig.5.12 Curbele de variație în timp a vitezelor unghiulare pentru cuplele cinematice *Articulație Sold_D* și *Articulație Sold_S* în cazul de încărcare 3

Curbele de variație în timp pentru cupla cinematică *Articulație Sold_D* (Fig.5.13, 5.14, 5.15) prezintă valorile maxime la finalul simulării, mai exact în momentul în care modelul își revine poziția ortostatică. Valoarea maximă pentru cazul 1 este de 3,72 grade/s², pentru cazul 2 valoarea maximă scade la valoarea 3,35 grade/s², iar pentru cazul 3 scade la valoarea de 2,96 grade/s².

Valoarea medie a accelerației unghiulare variază pentru cele 3 cazuri de la valoarea de 0,35 grade/s² la valoarea de 0,37 grade/s². În cazul 3 de încărcare valoarea medie a accelerației unghiulare prezintă aceeași valoarea ca în primul caz.

Valoarea maximă a accelerației unghiulare pentru cupla cinematică *Articulație Sold_S* (Fig.5.13, 5.14, 5.15) prezintă un trend ascendent. Valoarea maximă crește de la valoarea de 3,4 grade/s² în cazul 1, la valoarea de 3,6 grade/s² în cazul 2 și la valoarea de 3,8 grade/s² în

cazul 3. Aceste valori maxime sunt atinse de către modelul virtual în sub-faza de contact inițial.

Valoarea medie a accelerației unghiulare pentru cupla cinematică în cauză prezintă ca și valoarea maximă tot un trend ascendent. Crește de la valoarea de $0,36 \text{ grade/s}^2$ la valoarea de $0,37 \text{ grade/s}^2$ în cazul 2. În cazul 3 de încărcare valoarea medie este de $0,38 \text{ grade/s}^2$.

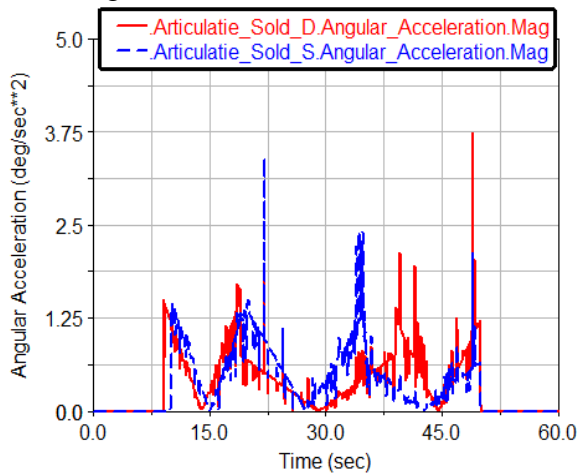


Fig.5.13 Curbele de variație în timp a accelerațiilor unghiulare pentru cuplele cinematice Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S în cazul de încărcare normal

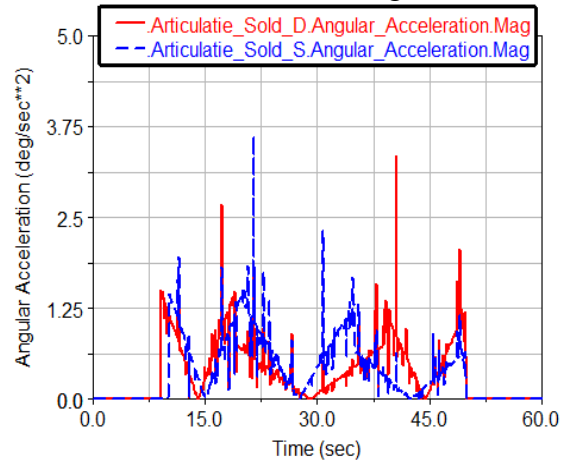


Fig.5.14 Curbele de variație în timp a accelerațiilor unghiulare pentru cuplele cinematice Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S în cazul de încărcare 2

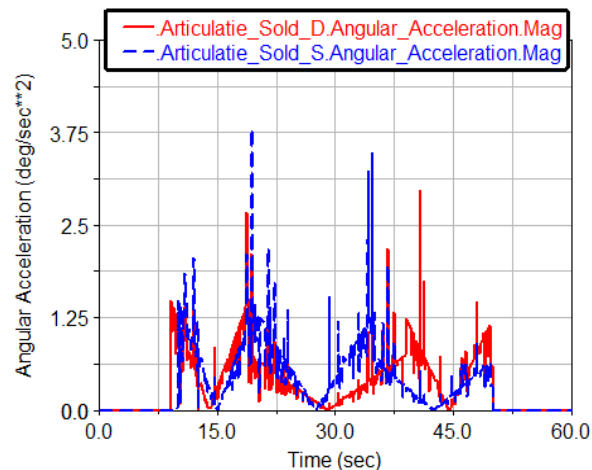


Fig.5.15 Curbele de variație în timp a accelerațiilor unghiulare pentru cuplele cinematice Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S în cazul de încărcare 3

5.4.2. ANALIZA REACȚIUNILOR DIN CUPLELE CINEMATICE

Programul multibody de simulare permite analiza variației în timp a reacțiilor din cuplele cinematice, precum și evoluția energiei cinetice în timp. Rezultatele acestei analize sunt importante pentru estimarea solicitărilor la care sunt supuse articulațiile din alcătuirea lanțului cinematic al membrului inferior uman. Se pot pune în evidență diferențele dintre diferitele cazuri de încărcare, corespunzătoare mersului normal și mersului cu suprasarcină.

Pe durata simulării primului caz de încărcare, se observă pentru cupla cinematică *Articulatie_Sold_D* (Fig.5.16, 5.17, 5.18) o valoare maximă a reacțiunii de 637,86 N. Valoarea medie a reacțiunilor dezvoltate în acest caz este de 142,84 N.

În cazul 2 de încărcare, datorită forței suplimentare aplicate, se observă o creștere a valorii maxime la 1260,9N. Forța de 146,599 N aplicată asupra centrului de greutate al elementului *Bazin* a dus la creșterea valorii medii a reacțiunii la 209,2 N.

Datorită creșterii forței aplicate la valoarea 276,233 N, în cazul 3 valoarea reacțiunii a crescut la amplitudinea de 1443 N. Valoarea medie a forței dezvoltate este de 263,48 N.

Valorile maxime pentru cupla cinematică *Articulatie_Sold_D* se dezvoltă când modelul virtual se găsește în sub-faza de inițiere suport.

În cazul cuplei cinematische *Articulatie_Sold_S* (Fig.5.16, 5.17, 5.18) valoarea maximă a reacțiuni este atinsă în sub-faza de inițiere balans. Valoarea maximă pentru cazul 1 este de 897,62 N, pentru cazul 2 de 1260,9 N, iar pentru cazul 3 de 1472 N. Valoarea medie a reacțiunii dezvoltată în această cuplă este de 180,06 N în cazul 1, de 291 N în cazul 2 și de 386,18 N în cazul 3.

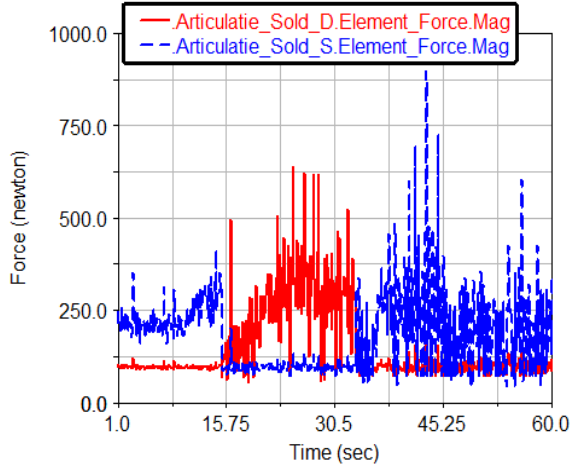


Fig.5.16 Curbele de variație în timp a reacțiunilor din cuplele cinematische *Articulatie_Sold_D* și *Articulatie_Sold_S* în cazul de încărcare normală

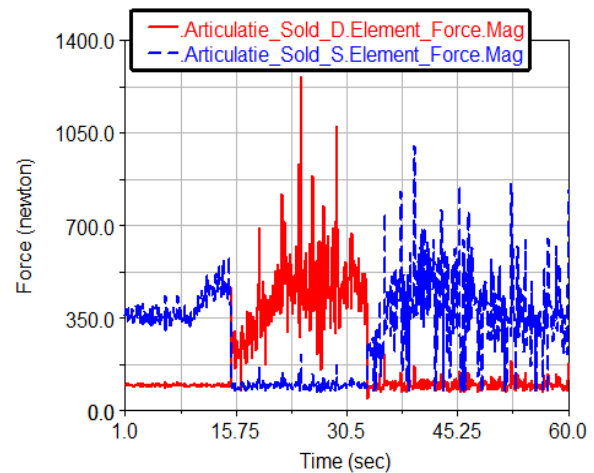


Fig.5.17 Curbele de variație în timp a reacțiunilor din cuplele cinematische *Articulatie_Sold_D* și *Articulatie_Sold_S* în cazul de încărcare 2

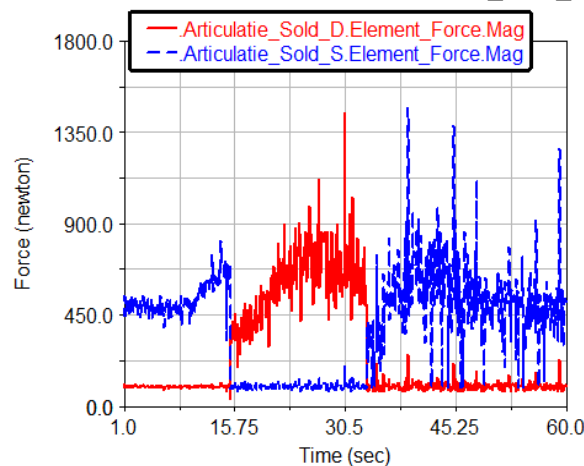


Fig.5.18 Curbele de variație în timp a reacțiunilor din cuplele cinematische *Articulatie_Sold_D* și *Articulatie_Sold_S* în cazul de încărcare 3

Programul de analiză dinamică furnizează și energia cinetică, pe care o calculează ca sumă între energia cinetică de translație și energia cinetică de rotație (5.2).

$$E_c = E_{cT} + E_{cR} \quad (5.2)$$

Energia cinetică de translație a rigidului este dată de formula:

$$E_{cT} = \frac{M \cdot \dot{R}_{cm} \cdot \dot{R}_{cm}}{2} \quad (5.3)$$

în care:

M reprezintă masa rigidului;

\dot{R}_{cm} reprezintă viteza centrului de masă.

Energia cinetică de rotație a rigidului este determinată cu relația (5.4):

$$E_{cR} = \frac{\{\omega_{cm}\}^T \cdot [I_{cm}] \cdot \{\omega_{cm}\}}{2} \quad (5.4)$$

în care:

$\{\omega_{cm}\}$ reprezintă viteza unghiulară a centrului de masă;

$[I_{cm}]$ reprezintă torsorul de inerție.

În cazul modelului dinamic simulat, pe durata celor 3 cazuri de încărcare, energia sistemului este o energie cinetică de translație. Energia cinetică de rotație este prezentă, dar într-un procent extrem de mic.

Elementul cinematic *Femur_D*

Energia cinetică a elementului cinematic *Femur_D* în cazul de încărcare 1 are o valoare maximă de 4,75 Nmm (Fig.5.19). Această energie este atinsă în sub-faza de contact inițial când viteza de translație este 45,26 mm/s. Valoarea medie a energiei cinetice este de 0,47 Nmm.

În cazul de încărcare 2 (Fig.5.20), energia cinetică a elementului cinematic *Femur_D* prezintă o valoare maximă de 6,18 Nmm, corespunzătoare unei viteze maxime de 51,61 mm/s. Acest maxim este atins în sub-faza de contact inițial. Energia cinetică a acestui element are o valoare medie de 0,47 Nmm.

Cazul de încărcare 3 (Fig.5.21) este caracterizat de o energie cinetică de 5,5 Nmm și o viteză de translație maximă de 48,74 mm/s. Valoarea medie a energiei cinetice în cazul 3 este de 0,475 Nmm.

Elementul cinematic *Femur_S*

Pentru elementul cinematic *Femur_S*, viteza de translație înregistrează o valoare de 51,2 mm/s, iar energia cinetică de 6,07 Nmm cu puțin timp înainte ca sistemul să intre în sub-faza de contact inițial (Fig.5.19). Valoarea medie a energiei cinetice în cazul de simulare 1 este 0,40 Nmm.

Energia cinetică maximă a elementului *Femur_S* în cazul de încărcare 2 este de 8,45 Nmm (Fig.5.20), iar mișcarea de translație se realizează cu viteză maximă de 6,35 mm/s. Această viteză este atinsă în sub-faza de contact inițial. Valoarea medie a energiei cinetice este de 0,43 Nmm.

Variația energiei cinetice în cazul de încărcare 3 (Fig.5.21) prezintă o valoare maximă de 7,15 Nmm, iar viteza de translație are valoarea maximă de 55,52 mm/s. Valoarea energiei cinetice medii este de 0,43 Nmm.

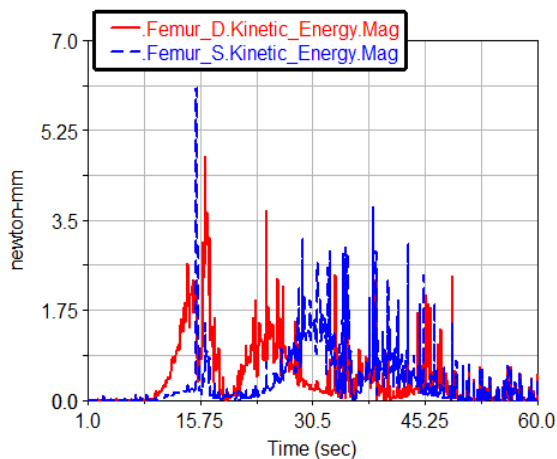


Fig.5.19 Curbele de variație în timp a energiei cinetice pentru elementele *Femur_D* și *Femur_S* în cazul de încărcare normală

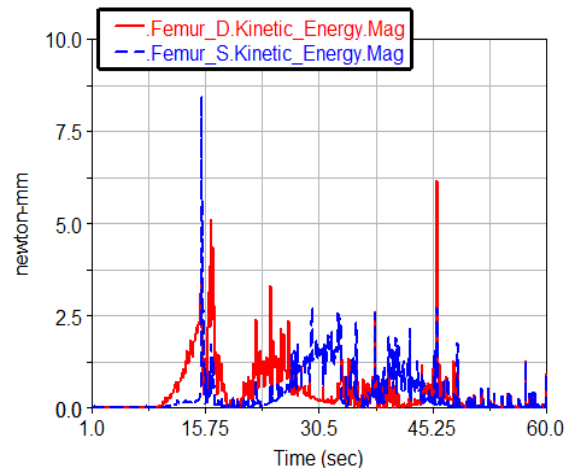


Fig.5.20 Curbele de variație în timp a energiei cinetice pentru elementele *Femur_D* și *Femur_S* în cazul de încărcare 2

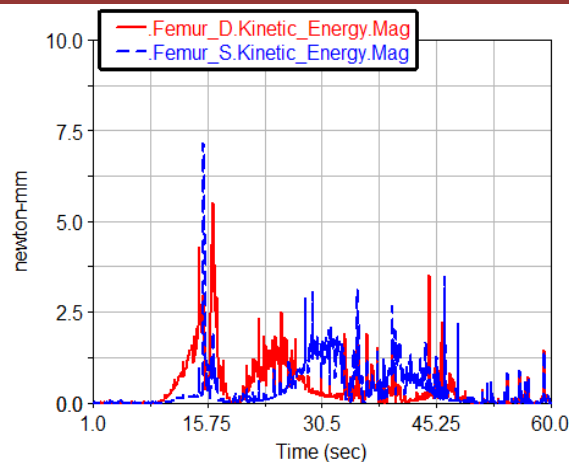


Fig.5.21 Curbele de variație în timp a energiei cinetice pentru elementele Femur_D și Femur_S în cazul de încărcare 3

5.5. CONCLUZII

Modelele multicorp ce simulează diferite structuri anatomice pot furniza informații critice despre lucrul mecanic efectuat de sistemul muscular în timpul unor acțiuni executate de corpul uman. Rezultatele obținute, integrate în diferitele nivele ale aparatului musculo – scheletic (fibrelor musculare, tendoane, articulații) sunt un cadru ideal pentru identificarea sau estimarea limitărilor ce cauzează disfuncționalități. Se obțin din modelarea dinamică sistemelor multicorp încărcări, forțe, energii stocate ce nu pot fi determinate *in vivo*.

Pentru studiul dinamică aparatului locomotor uman am creat un model multicorp căruia i-am impus legi reale de mișcare, furnizate de senzorul Kinect. Modelul este alcătuit din 7 elemente cinematice conectate prin articulații sferice constrânse la câte 1 grad de libertate.

Din analiza dinamică inversă se observă că amplitudinea reacțiunii din cupla Articulatie_Sold_D crește cu 96,67% în cazul al 2-lea, respectiv cu 126,22% în al 3-lea caz de încărcare, față de cazul în care se manifestă doar greutatea proprie (Fig5.22).

Reacțiunea din cupla Articulatie_Sold_S este cu 40,73% mai mare față de reacțiunea din cupla Articulatie_Sold_D, în cazul 1 de încărcare, în timp ce în celelalte cazuri diferențele de amplitudine sunt inexistente sau nesemnificative (Fig.5.22).

Valoarea medie a reacțiunilor pentru cuplele Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S înregistrează o evoluție similară cu evoluția sarcinii exterioare aplicate (Fig.5.23).

Pentru cupla cinematică Articulatie_Sold_D se observă o creștere a reacțiunii medii față de cazul încărcării normale mult mai mică (cu 2%) decât creșterea reacțiunii din cupla cinematică Articulatie_Sold_S (cu 61,71%), în cazul 2 de încărcare. Se constată o solicitare mai mare a șoldului stâng care este mai predispus la accidentări decât cel drept atunci când există solicitări suplimentare (34,46%).

În cazul de încărcare 3 se poate observa o creștere cu 84,45% pentru cupla Articulatie_Sold_D și cu 114,72% în cazul legăturii mecanice Articulatie_Sold_S (Fig.5.23).

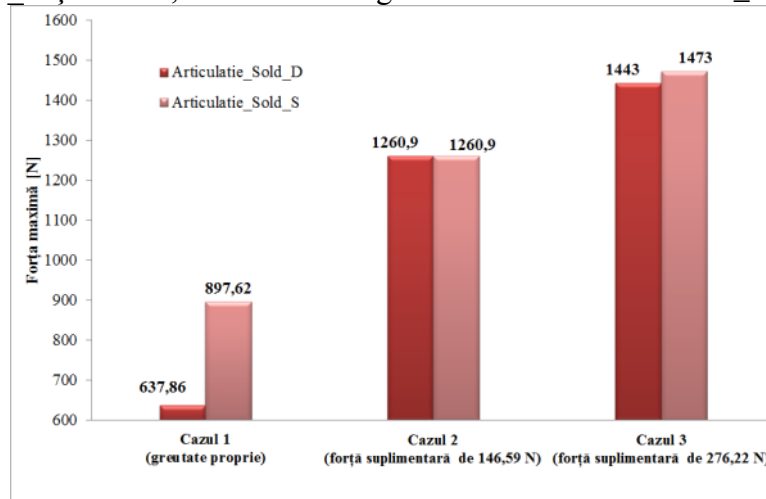


Fig.5.22 Amplitudinile forțelor dezvoltate în cuplele Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S

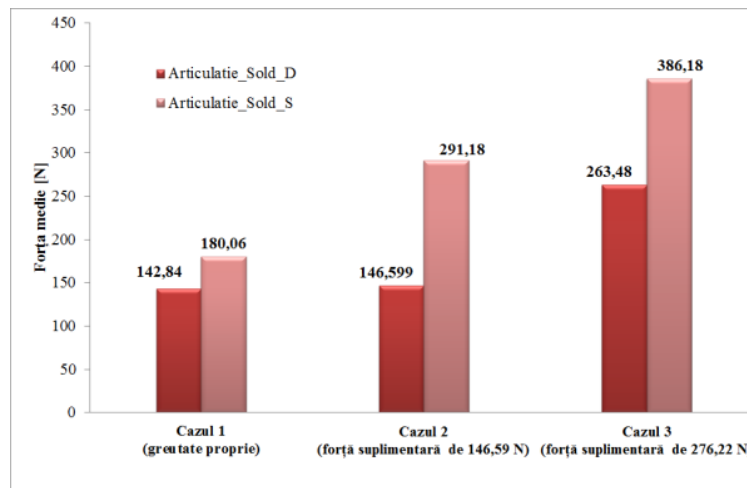


Fig.5.23 Valoarea medie a forțelor dezvoltate în cuplele Articulatie_Sold_D și Articulatie_Sold_S

În cazul articulațiilor Articulatie_Genunchi_D și Articulatie_Genunchi_S amplitudinile reacțiilor evoluează diferit față de cazul prezentat anterior (Fig.5.24). Și în cazul acestor articulații se pot observa, ca și în primul caz, diferențe substanțiale ale valorilor amplitudinilor în cazul de încărcare 1.

Variația diferită menționată poate fi observată în cazul de încărcare 2 și 3. În aceste cazuri se pot observa valori mai mari ale amplitudinilor reacțiilor pentru cupla cinematică Articulatie_Genunchi_D.

Datorită forței suplimentare aplicate în cazul de încărcare 2 se observă o creștere a reacției cu 93,37% pentru cupla Articulatie_Genunchi_D și cu 10,84% în cazul cuplei Articulatie_Genunchi_S. În cazul de încărcare 3 se observă o creștere cu 127,95% pentru cupla Articulatie_Genunchi_D și cu 62,58% pentru cupla Articulatie_Genunchi_S.

Valorile medii ale reacțiilor pentru cuplele cinematice Articulatie_Genunchi_D și Articulatie_Genunchi_S prezintă un trend ascendent în cele 3 cazuri de încărcare. Se poate observa că valoarea medie a reacției din cupla Articulatie_Genunchi_D crește în cazul de încărcare 2 cu 56,88%, pe când în cazul 3 crește cu 101,07% (Fig.5.25). În cazul articulației Articulatie_Genunchi_S se poate observa o creștere cu 57,54% în cazul 2 și cu 31,26% în cazul 3.

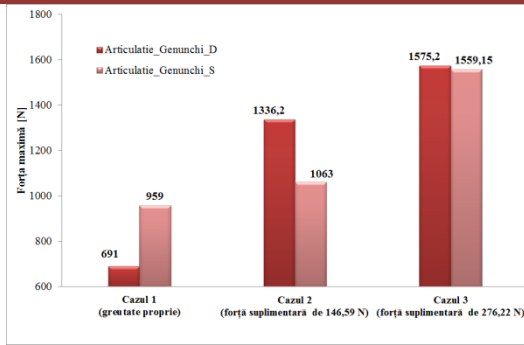


Fig.5.24 Amplitudinile forțelor dezvoltate în cuplele Articulație_Genunchi_D și Articulație_Genunchi_S

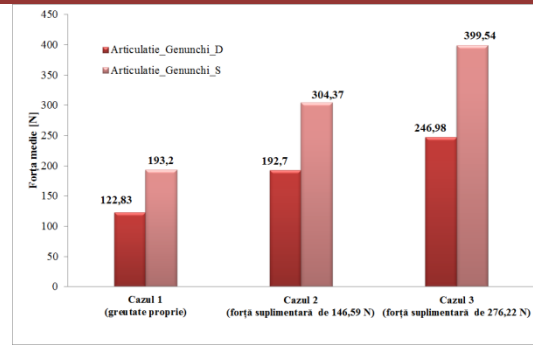


Fig.5.25 Valorile medii ale forțelor dezvoltate în cuplele Articulație_Genunchi_D și Articulație_Genunchi_S

Conform datelor obținute din simularea modelului multicorp se poate observa că Articulație_Glezna_D și Articulație_Glezna_S preiau solicitările cele mai ridicate. În cazul articulației Articulație_Glezna_D se observă o creștere a reacțiunii în cazul al 2-lea cu 90,04% și cu 133,34% în cazul de încărcare 3 (Fig.5.26).

În cazul cuplei cinematice Articulație_Glezna_S datorită creșterii solicitărilor aplicate modelului în cazul de încărcare 2 amplitudinea reacțiunii crește cu 30,72%, pe când în cazul 3 crește cu 91,46%.

Media reacțiunii (Fig.5.27) pentru legăturile mecanice Articulație_Glezna_D și Articulație_Glezna_S prezintă o creștere cu 68,18%, respectiv cu 54,44% în cazul 2 de încărcare și cu 29,93%, respectiv cu 30,24% în cazul al 3-lea de încărcare.

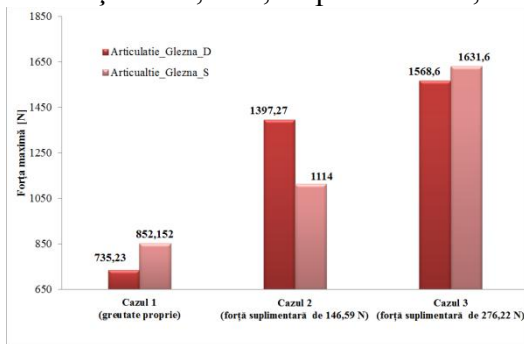


Fig.5.26 Amplitudinile forțelor dezvoltate în cuplele Articulație_Glezna_D și Articulație_Glezna_S

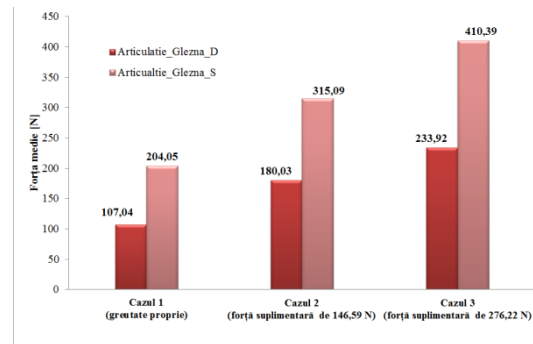


Fig.5.27 Valorile medii ale forțelor dezvoltate în cuplele Articulație_Glezna_D și Articulație_Glezna_S

Modelul multicorp creat, datorită complexității și fidelității cu care a fost modelat cinematic, poate fi considerat un instrument important, fiabil în studiul dinamicii aparatului locomotor. Pornind de la cinematica membrului inferior, acest model multicorp rezolvă printr-o dinamică inversă dinamica aparatului locomotor.

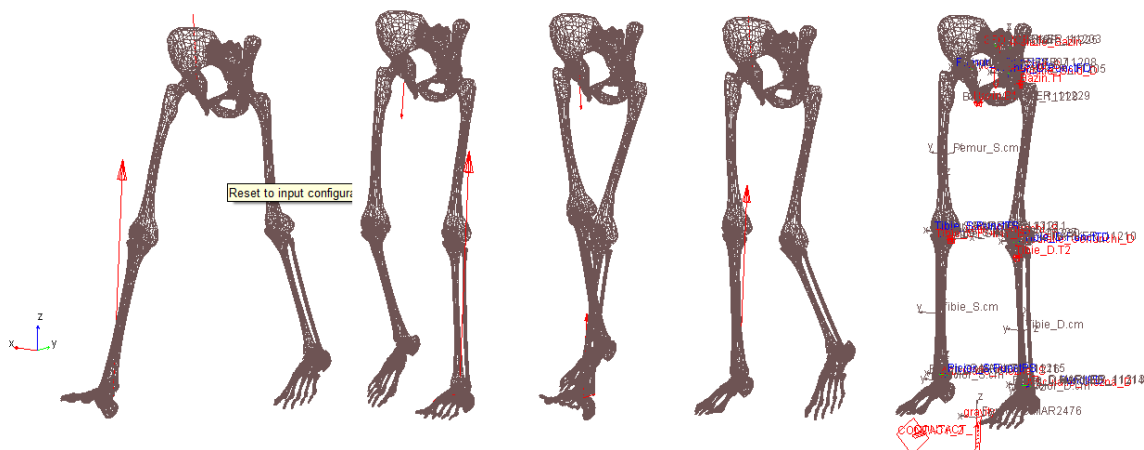


Fig. 5.28 Cadre surprinse pe durata simulării locomoției umane bipede

CAPITOLUL 6

CERCETĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND ACTIVITATEA MUSCULARĂ

6.1. ELECTROMIOGRAFIA

Elementul fundamental al sistemului muscular îl reprezintă celula musculară. Datorită excitabilității, celulele musculare generează câmpuri electrice și magnetice. O modalitate de analiză a acestor activități electrice o reprezintă electromiografia. Semnalul EMG, generat de electromiografie este o succesiune de potențiale de acțiune. Astfel, semnalul EMG rezultă din însumarea potențialelor de acțiune ale tuturor fibrelor din componența unităților motorii.

6.2. INSTRUMENTAȚIA TEHNICĂ FOLOSITĂ ÎN CADRUL EXPERIMENTULUI DE DETERMINARE A ACTIVITĂȚII MUSCULARE

În cadrul experimentului de monitorizare a activității musculare pe care l-am derulat, am utilizat atât componente hardware cât și software.

Componente hardware sunt următoarele:

a) Unitatea de procesare. Mai exact un laptop Fujitsu cu procesor Intel Core I3 2,53 GHz, memorie RAM 4 GB și sistem de operare Windows 7 64-bits (Fig.6.1);

b) Un sistem de achiziție a datelor (BIOPAC MP 150) ce are în componență o unitate centrală ce are ca scop achiziția datelor, un modul de stimulare și filtrare a semnalului electromiografic (STM 100 C), un amplificator de semnale (UIM 100 C) ce face legătura între unitatea centrală și modulele externe, două module externe de achiziție (EMG 100 C) ce au ca rol amplificarea potențialelor de acțiune provenite de la mușchii striati, cabluri LEAD 108, cabluri LEAD 110 S-R, extensie MEC 11 C, senzori EL 503 (Fig.6.1, 6.2).

Componentele software folosite în cadrul acestui experiment au fost AcqKnowledge 3.8.2 și MATLAB 7,10,0 (R210a). Rolul acestor aplicații a fost de a monitoriza, înregistra, calibra, stoca, procesa și reda grafic semnalele EMG.



Fig.6.1 Sistem de analiză EMG



Fig.6.2 Elemente de legătură

6.3. PROTOCOLUL EXPERIMENTULUI EMG

Pentru ca experimentul să fie valid și informațiile colectate să fie cât mai apropiate de cele reale trebuie respectate următoarele cerințe:

1. Experimentul trebuie să aibă loc într-un mediu ambiental cu o temperatură relativ constantă, cuprinsă între 20⁰ C și 25⁰ C;
2. Pentru o conductivitate maximă, în zona de atașare a electrozilor trebuie îndepărtată orice pilozitate;
3. Electrozii nu trebuie să intre în contact cu alte zone ale corpului sau cu obiecte străine;
4. Participantul trebuie să cunoască protocolul experimentului și să fie într-o stare de relaxare fizică și mentală [Nemeș D., 2006];
5. Participantul trebuie să execute doar mișcările din protocolul experimentului.

6.4. DESFĂȘURAREA EXPERIMENTULUI EMG

În cadrul experimentului am măsurat și monitorizat activitatea electrică generată de mușchiul biceps femural și triceps femural (Fig.6.3) în timp ce participantul era în repaus sau executa mișcarea specifică mersului.

Mai exact, am monitorizat mișcarea de flexie – extensie a coapsei și a gambei. Experimentul s-a derulat cu acordul participantului. Tehnica de monitorizarea a câmpului electric a fost o tehnică neinvazivă.

Participantului i s-au adus la cunoștință etapele de realizare a experimentului, precum și conținutul acestora. I s-a comunicat faptul că va trebui să execute 10 probe a câte 15 secunde cu plecare din poziția șezut, urmată de 3 pași normali și de o fază de relaxare. Cele 10 experimente au urmărit activitatea electrică generată de mușchiul triceps femural și biceps femural.

Experimentele s-au desfășurat în următoarele condiții:

- Experimentele A1 și A2 au constat în execuția a trei pași simpli, fără suprasarcină (adică asupra acestuia a acționat doar greutatea proprie, circa 77 kg);
- Experimentele B1 și B2 au constat în execuția a trei pași simpli cu un aport de greutate de 25kg (o ganteră). Participantul a trebuit să țină greutatea la piept pentru a o distribui cât mai corect pe membrele inferioare;
- Experimentele C1 și C2 au constat în execuția a trei pași simpli cu un aport de greutate de 50kg (două gantere a câte 25 kg). Participantul a trebuit să susțină cele două greutăți de 25 kg în mâini;
- Experimentele D1 și D2 s-au executat cu un aport de 25 Kg adus pe partea stângă a corpului;
- Experimentele E1 și E2 s-au executat cu un aport de 25 Kg adus pe partea dreaptă a corpului.



Fig.6.3 Montarea senzorilor pe piciorul subiectului

6.4.1.EXPERIMENTELE A1 ȘI A2

Cu toate că cele două experimente au fost realizate în condiții similare se poate observa o diferență negativă mai accentuată la semnalul electric generat de mușchiul triceps femural. Astfel limitele semnalului generat de activitatea electrică musculară au scăzut pe durata experimentului A2 (Tabelul.6.1).

Tabelul.6.1 Valorile activității musculare a mușchiiului biceps femural și triceps femural în timpul experimentelor A1 și A2

Experiment	Semnal EMG V/s			
	A1		A2	
Denumire mușchi	Triceps femural	Biceps femural	Triceps femural	Biceps femural
Minim (V)	-6,016	-1,101	-10	-1,452
Maxim (V)	9,999	2,855	7,427	3,605
Media (V)	0,113	0,043	0,305	0,051

În Figurile 6.4 și 6.5 se poate observa că semnalul generat pe durata experimentelor A1 și A2 poate fi clasificat zonal:

- 1) **Zona 1** reprezintă activitatea electrică generată de mușchi în stare de repaus. Se poate observa că în poziție șezând mușchiul biceps femural (semnalul roșu) dezvoltă o activitate electrică involuntară. Cauza activității o reprezintă compresia musculară generată de flexia genunchiului din poziția șezând;
- 2) **Zona 2** reprezintă activitatea electrică generată de mușchi în timp ce participantul se ridică de pe scaun. Se poate observa că activitatea musculară generată de mușchiul biceps femural este mai intensă și cu amplitudini mai mari decât cea a mușchiului biceps femural;
- 3) **Zona 3** reprezintă activitatea electrică generată de mușchi în timp ce participantul execută 3 pași normali. Și aici se poate observa că mușchiul triceps femural dezvoltă un curent caracterizat de ciclicitate, dar de amplitudini reduse. Semnalul generat de mușchiul biceps femural este mult mai intens și prezintă amplitudini mult mai crescute;
- 4) **Zona 4** reprezintă zona de relaxare a participantului în poziție ortostatică. Se poate observa o activitate musculară de echilibrare a corpului.

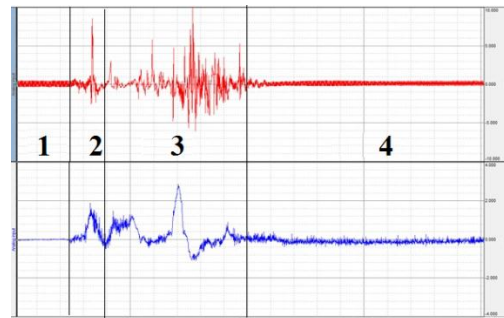


Fig.6.4 Experimentul A1 - biceps (semnal roșu) – triceps (semnal albastru) greutate normală

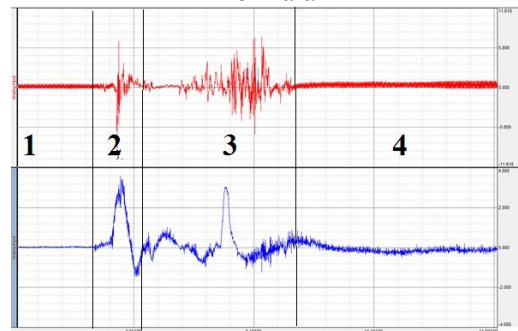


Fig.6.5 Experimentul A2 – triceps (semnal albastru) – biceps (semnal roșu) – greutate normală

6.4.2. EXPERIMENTELE B1 ȘI B2

Cele două experimente s-au desfășurat cu un aport la greutatea corporală de 25 Kg. Acest aport reprezintă o creștere a masei corporale cu 32,46 %. Pe durata acestor experimente participantul a trebuit să țină greutatea la piept, cât mai central, pentru a o distribui cât mai uniform pe membrele inferioare.

Pe durata acestui experiment lucrul mecanic dezvoltat de mușchiul biceps femural în timpul ridicării din poziție șezut a participantului a fost mai mare decât cel dezvoltat în timpul mersului.

6.4.3. EXPERIMENTELE C.1 ȘI C.2

Aportul de greutate adus în cadrul acestor două experimente a fost de 50 Kg. Acesta a mărit masa corporală a participantului în proporție de 64,93%. Aportul de greutate a determinat o creștere în intensitate cât și în amplitudine a semnalului generat de cei doi mușchi analizați. În cadrul acestui experiment am constatat că activitatea musculară din zona

2 este mult mai amplă decât cea din zona 3, dar cu intensitate scăzută. Din punct de vedere al limitelor, cei doi mușchi dezvoltă câmpuri electrice cu amplitudini similare.

6.4.4. EXPERIMENTELE D1 ȘI D2

În timpul acestor experimente participantul a executat trei pași simpli cu o masă suplimentară de 25 kg pe care a ținut-o în mâna stângă. Scopul celor două experimente este de a monitoriza activitatea musculară generată de mușchi atunci când corpul prezintă anomalii poziționale. Aceste anomalii se referă la o distribuție inegală a greutății corporale asupra membrelor inferioare. Distribuția neuniformă pe membrele inferioare forțează mușchii să dezvolte pe lângă lucrul mecanic de susținere și un lucru mecanic suplimentar, de balansare.

6.4.5. EXPERIMENTELE E1 ȘI E2

În aceste experimente aportul la masa corporală a fost adus pe partea dreaptă, participantul executând cei trei pași simpli ținând o ganteră de 25 kg în mâna dreaptă. Astfel am constatat o creștere de intensitate și de amplitudine a semnalelor generate de mușchii piciorului drept față de cazul când greutatea se distribuia mai mult pe membrul inferior stâng.

6.5. FILTRAREA SEMNALULUI EMG

Pentru o estimare cât mai corectă a semnalului electromiografic generat de stările mușchiiului biceps femural și triceps femural am realizat în programul Matlab o procedură de filtrare (anexa 3). Algoritmul utilizat prezintă următoarele etape:

1. Transpunerea semnalului în domeniu de valori pozitive;
2. Rectificarea semnalului EMG
3. Determinarea semnalului de contur.

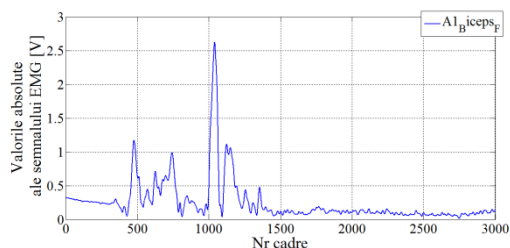


Fig.6.6 Activitatea mușchiiului triceps femural pe durata experimentului A1

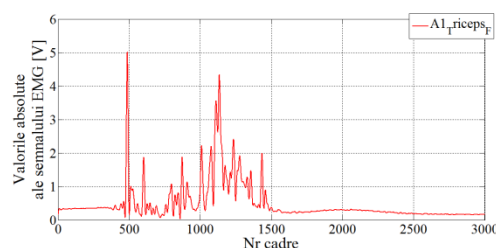


Fig.6.7 Activitatea mușchiiului biceps femural pe durata experimentului A1

Se poate observa că activitatea mușchiiului triceps femural este mai intensă și mai amplă decât activitatea mușchiiului biceps femural, indiferent de zona de clasificare.

6.6. ESTIMAREA FORȚEI DEZVOLTATE DE MUȘCHI - MODELUL HILL

Modelarea mușchilor a fost o preocupare constantă a cercetătorilor în domeniul biomecanic. Aceștia și-au propus fie să anticipeze comportamentul mușchilor în anumite condiții, fie să descrie funcționarea acestuia și să estimeze forța pe care acesta o dezvoltă.

Modelul lui Hill [Hill A.V., 1938] este caracterizat prin simplitate și s-a dovedit a fi extrem de folositor în determinarea proprietăților mecanice ce caracterizează mușchii scheletici [Rustin C., 2010], fiind o alternativă viabilă la studierea activității actuatorilor din componența pârgھیilor anatomice umane.

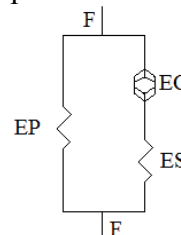


Fig.6.8 Modelul lui Hill pentru mușchii scheletici

Modelul lui Hill (Fig. 6.8) face posibilă estimarea forței dezvoltate de mușchii scheletici pe baza variației lungimii, respectiv vitezei pe durata contracției sau alungirii.

Conform modelului lui Hill, energia activă este produsă de către elementul contractil EC, pe când cea pasivă de elementul serial ES și cel paralel EP.

Pentru estimarea forțelor dezvoltate de mușchi sunt necesari anumiți parametri antropometrici, precum: aria secțiunii transversale (A), tensiunea specifică în mușchi (τ), unghiul de înclinare a fibrei musculare față de tendon (α), lungimea mușchiului (l^M) și de lungimea sa optimă (l_o^M) [Rustin, C., 2010; Ward, R.S., 2009] (Tabelul.6.2).

Tabelul 6.2 Valorile parametrilor pentru estimarea forțelor dezvoltate de mușchii membrului inferior

Denumirea mușchiului	A [cm ²]	τ [N/cm ²]	Fmax [N]	α [o]	(l^M) [m]	(l_o^M) [m]	(l_o^M)/(l^M) -
Biceps lung	11,3	31,8	359,34	11,6	0,347	0,109	0,314
Triceps	20,6		655,08	29,6	0,439	0,054	0,123

Modelul dinamic al membrului inferior pe care l-am creat folosind aplicația ADAMS, permite estimarea forței dezvoltată de mușchii cei mai importanți (Fig.6.9, 6.10, 6.11, 6.12), deoarece simularea mersului modelul virtual furnizează variația în timp a lungimii mușchiului și astfel, folosind datele și formulele din literatură se poate determina variația forței, precum și dependența acestuia de viteza de contracție/alungire a mușchiului. Pentru a pune în evidență variația lungimii celor doi mușchi în timpul mersului am măsurat distanța (variabilă în timp) între două puncte ce marchează originea și inserția fiecărui mușchi(Fig.6.9, 6.10, 6.11, 6.12). De asemenea, se pot calcula și vitezele de alungire/scurtare a mușchilor.

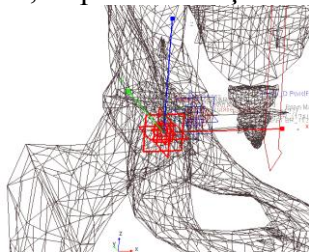


Fig.6.9 Originea mușchiului triceps femural

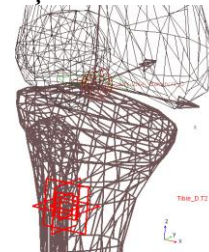


Fig.6.10 Inserția mușchiului triceps femural

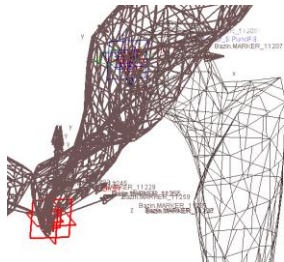


Fig.6.11 Originea mușchiului biceps femural

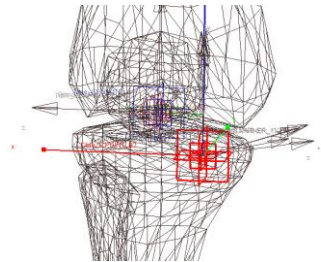


Fig.6.12 Inserția mușchiului biceps femural

În Fig. 6.13 și 6.14 este prezentată variația lungimii și vitezei de alungire/scurtare pentru mușchii biceps și triceps femural, cei mai importanți mușchi ai membrului inferior uman, a căror acțiune este luată în considerare în modelarea dinamică.

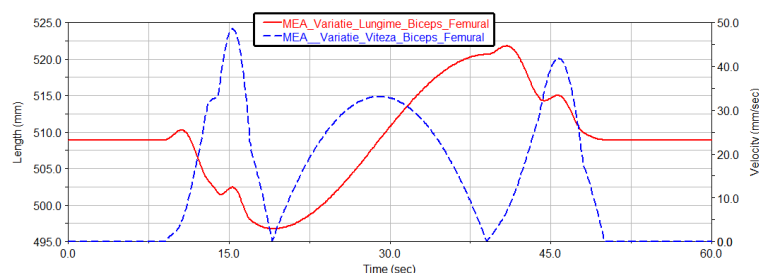


Fig.6.13 Variația în timp a lungimii și vitezei pentru mușchiul biceps femural

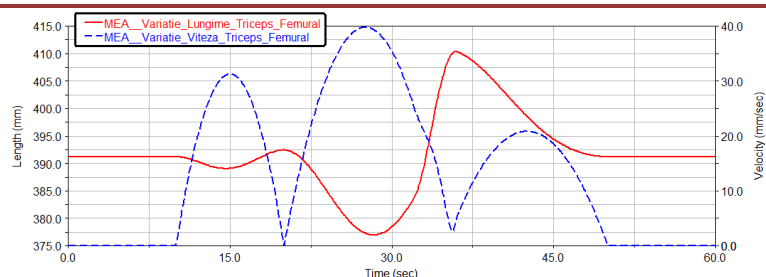


Fig.6.14 Variația în timp a lungimii și vitezei pentru mușchiul triceps femural

Pe baza modelului lui Hill am calculat forța medie izometrică dezvoltată de mușchiul triceps femural și biceps femural și am obținut variația acestora în timp.

Pentru mușchiul triceps (Fig. 6.15) am constatat că acțiunea acestuia a început în momentul corespunzător secunde 7.6 când după o contracție ușoară forța dezvoltată de acesta crește cu 2,94% ajungând la valoarea de 597,28N în secunda 11,677. Această fază de contracție este urmată de o ușoară fază de relaxare ce durează până în momentul corespunzător secunde 15,329 când forța scade cu 4,28%, ajungând la valoarea de 571,659N. Faza de contracție care urmează durează 5,479 secunde și corespunde momentului în care forța dezvoltată de mușchiul triceps femural atinge valoarea maximă (710,15 N). O nouă relaxare pe durata a 5,868 secunde face ca forța să scadă cu 37,03%, ajungând la valoarea de 447,161N. Până în secunda 38,024 mușchiul se contractă, forța dezvoltată ajungând la 580,2N.

Acțiunea mușchiului biceps femural (Fig.6.16) este tot o succesiune de contracții și relaxări. Acțiunea acestui mușchi începe ceva mai devreme decât acțiunea mușchiului triceps femural, în momentul corespunzător secunde 6,886 când peț de 1,25 secunde mușchiul se relaxează, forța scăzând cu 0,36%. Contractia care urmează durează până în momentul corespunzător secunde 11,257 când forța dezvoltată de acest mușchi atinge valoarea de 128,299N. O altă relaxare ușoară durează 0,7 secunde și face ca forța să scadă cu 0,43%, ajungând la valoarea de 127,746N. Următoarea fază de contracție durează până în momentul corespunzător secunde 14,43 când forța dezvoltată de mușchi atinge valoarea maximă, respectiv 132,43N. Urmează o relaxare pe o perioadă mai lungă de timp (16.588s) când forța atinge cea mai mică valoare, adică 112,456N. O scurtă contracție până în momentul corespunzător secunde 33,653 este urmată de o relaxare și creștere a forței cu 4,91%, până la valoarea 117,983N. O nouă relaxare, pe durata a 1,197 secunde este urmată de o contracție până în momentul corespunzător secunde 38,024 când forța dezvoltată de mușchiul biceps femural atinge valoarea 122,24N și rămâne constantă până la finalul execuției.

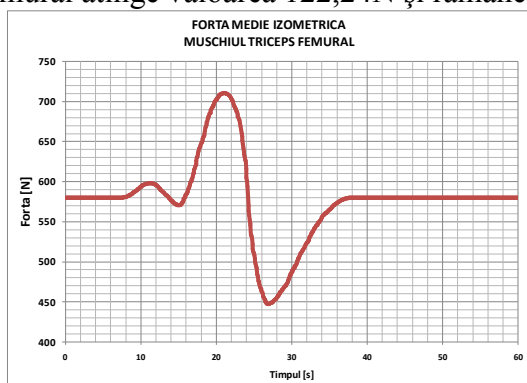


Fig.6.15 Variația în timp a forței dezvoltate de mușchiul triceps femural

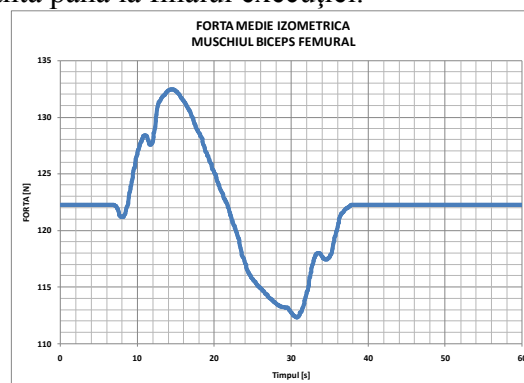


Fig.6.16 Variația în timp a forței dezvoltate de mușchiul biceps femural

În mod analog se pot determina variațiile forțelor medii dezvoltate de ceilalți mușchi ai membrului inferior uman.

În concluzie, modelul dinamic simulat cu ajutorul unor legi de mișcare determinate cu ajutorul senzorului Kinect poate furniza, pe lângă parametrii cinematici și dinamici și variația

forței medii dezvoltată de către mușchii importanți ai membrului inferior. Această forță este greu de determinat și de cele mai multe ori, rezultatele obținute sunt departe de realitate.

Forțele dezvoltate de mușchi și variațiile lor în timp pot fi considerate, într-o iterație viitoare, date de intrare în modelul dinamic, fiind aplicate pe direcția variabilă a fibrelor musculare în timpul mersului.

6.7. CONCLUZII

O componentă deosebit de importantă a aparatului locomotor este sistemul muscular. Elementul fundamental al acestui sistem îl reprezintă celula musculară. Aceasta datorită excitabilității generează câmpuri electrice și magnetice.

O modalitate de analiză a acestor activități electrice o reprezintă electromiografia cu ajutorul căreia se studiază activitatea mușchiului prin monitorizarea semnalului de natură electrică produs în repaus sau mișcare.

Electromiografia este o metodă neinvazivă prin care se studiază în general mușchii striati. Semnalul urmărit prin electromiografie este o succesiune de potențiale de acțiune (Motor Unit Action Potential – MUAP). Astfel, semnalul EMG rezultă din însumarea potențialelor de acțiune ale tuturor fibrelor din componența unităților motorii. Datele electromiografice dezvăluie faptul că sistemul muscular se comportă diferit în situații similare.

O altă metodă de studiere a activității musculare, de data aceasta din punct de vedere al forțelor generate este dată de modelul lui Hill. Pe baza acestui model empiric se pot estima forțele generate pe durata diferitelor acțiuni. Relațiile de estimare a forțelor musculare sunt relații de dependență în funcție de variația lungimii fibrei musculare. În cazul acesta forța variază invers proporțional cu variația lungimii.

Modelul dinamic simulat cu ajutorul unor legi de mișcare determinate cu ajutorul senzorului Kinect poate furniza, pe lângă parametrii cinematici și dinamici și variația forței medii dezvoltată de către mușchii importanți ai membrului inferior. Această forță este greu de determinat și de cele mai multe ori, rezultatele obținute sunt departe de realitate.

Forțele dezvoltate de mușchi și variațiile lor în timp pot fi considerate, într-o iterație viitoare, date de intrare în modelul dinamic, fiind aplicate pe direcția variabilă a fibrelor musculare în timpul mersului.

CAPITOLUL 7

CONCLUZII. CONTRIBUȚII ORIGINALE. DIRECȚII VIITOARE

7.1. CONCLUZII

Datorită complexității corpului omenesc și a proceselor biomecanice care au loc în acesta, modelarea biomecanică a locomoției bipede umane constituie o provocare pentru mulți cercetători.

Această activitate motorie, datorită autoadaptivității și a capacității de învățare, are rolul de a menține echilibrul corpului, de deplasare, de evitare a obstacolelor și de evitare a căderilor.

Cu toate acestea, datorită complexității și dinamismului acestei activități, locomoția umană nu poate fi etalonată. Acest fapt este rezultatul unei activități ce nu se realizează după un tipar.

Pe baza studiilor și cercetărilor pe care le-am efectuat în cadrul elaborării prezentei lucrări se pot evidenția următoarele concluzii ce pot fi corelate cu obiectivele propuse:

1. Sistemul locomotor uman este o structură caracterizată de complexitate și dinamism. Cu toate că locomoția bipedă este o activitate uzuală, datorită autoadaptivității și a capacității de învățare această acțiune motorie nu poate fi etalonată. Structura complexă și sincronizarea perfectă dintre multitudinea de subsisteme, sistemul scheletic, sistemul articular și sistemul muscular oferă posibilitatea de deplasare în spațiu și în direcția dorită, asigurând stabilitate, conversia energiei și absorbția șocurilor la contactul cu solul;
2. Spațiul activ descris de membrul inferior uman reprezintă pozițiile succesive străbătute de către un efector atașat lanțului cinematic urmărit. Pentru a determina spațiul activ descris de membrul inferior uman am realizat o serie de algoritmi pentru o determinare cât mai rapidă, precisă și eficientă. Cu toate că volumul de calcul este foarte amplu, cu ajutorul acestor aplicații am reușit să determin spațiul activ total și spațiul activ din timpul mișcării de flexie extensie. Alocarea parametrilor articulari se poate realiza automat, integrând algoritmi cu sistemul Kinect, sau manual prin impunerea limitelor anatomice preluate din literatură;
3. Determinarea geometriei mișcărilor din biomecanică este cea mai importantă etapă din studiul biomecanicii. Astfel, pentru a rezolva cinematica aparatului locomotor uman am realizat un sistem de analiză cinematică. Acest sistem are la bază senzorul de adâncime Kinect. Pentru a interoga acest senzor am realizat o aplicație ce are ca scop analizarea imaginilor preluate prin determinarea coordonatelor punctelor de interes, a variațiilor parametrilor articulari și a vitezelor și accelerațiilor unghiulare. Precizia de care a dat dovadă acest sistem a fost relatată într-o serie de publicații;
4. Pe baza geometriei preluate de la senzorul Kinect am realizat 6 legi de mișcare pe care le-am impus unui model virtual cu 1 grad de libertate, pe care l-am creat în programul de analiză multicorp MSC Adams 2012. Acest model simulează locomoția bipedă umană și datorită generalității cu care l-am creat poate fi utilizat și în cercetări viitoare care se pot circumscrie unor obiective ce țin de performanțe sportive, de recuperare.
5. Un sistem foarte important ce stă la baza locomoției umane îl reprezintă sistemul muscular. Acesta are ca scop principal generarea forțelor și în final a mișcării asigurând astfel poziția ortostatică și locomoția corpului uman. Pentru studia

activitatea electrică a mușchilor în timpul mișcării am realizat un experiment pe baza unui sistem electromiografic (BIOPAC). În cadrul acestui experiment am studiat activitatea electrică descrisă de mușchii biceps femural și triceps femural. Rezultatele obținute dezvăluie că acești mușchi acționează în funcție de solicitările impuse fără a urma un tipar anume.

7.2. CONTRIBUȚII ORIGINALE

Contribuțiile originale ce au dus la atingerea obiectivelor personale pot fi sintetizate astfel:

1. Determinarea spațiului activ complet descris de membrul inferior uman. Pentru realizarea acestui scop am creat un algoritm în Matlab și un algoritm în limbajul de programare Java. Scopul primului algoritm este de determina matricea generală de transfer sub formă simbolică. Această metodă a simplificat procesul de calcul conținut de algoritmul secundar. Prin fuziunea celor două programe am determinat cu precizie și rapiditate spațiul activ complet descris de membrul inferior uman.
2. Determinarea spațiului activ descris în timpul locomoției umane bipede. Pentru atingerea acestui scop am creat 2 programe similare cu cele precedente, dar caracterizate de un volum de calcul mai redus. Ca date de intrare în acest caz am folosit variațiile unghiulare preluate de la un model open source de la OpenSim Stanford.
3. Determinarea spațiului activ descris de membrul inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie. Pentru realizarea acestui obiectiv am elaborat 2 programe similare cu cele precedente, caracterizate însă de un timp de procesare și un volum de calcul mai redus.
4. Determinarea spațiului activ solid. Pentru a reprezenta spațiul activ solid am convertit datele provenite de la algoritmi de calcul în suprafețe triangulate, folosind un program pe care l-am scris în Matlab.
5. Validarea metodei de determinare a spațiului activ descris de membrul inferior uman în timpul mișcării de flexie – extensie. Pentru a valida metoda în cauză am realizat prin intermediul programului RoboAnalyzer o structură similară din punct de vedere cinematic cu lanțul cinematic al membrului inferior uman. Simularea acestui mecanism a dus la obținerea unei traiectorii similare ca formă cu cea obținută prin metoda analitică, dar situată la o distanță egală cu lungimea labei piciorului, deoarece nu a fost inclus în model și elementul cinematic corespunzător acestei părți anatomice.
6. Realizarea unei aplicații în limbajele de programare C# și XML ce au ca scop preluare, analizarea și prelucrarea datele provenite de la senzorul Kinect într-o unitate de procesare. Pe baza acestui sistem se preiau coordonatele punctelor de interes, se vectorizează elementele cinematice din componența aparatului locomotor și se determină variația parametrilor unghiulari din cuplele cinematice.
7. Modelarea fidelă a oaselor din componența membrelor inferioare umane.
8. Realizarea unui model dinamic multicorp pentru studiul locomoției umane bipede. Prin intermediul dinamicii inverse, acest model pune în evidență variația în timp a solicitărilor din cuple precum și energia cinetică a fiecărui element.
9. Modelarea originală a mușchilor studiați în cadrul analizei dinamice și folosirea deplasărilor și variației vitezelor ca punct de plecare în evaluarea forței musculare.
10. Evidențierea comportamentului cinematic al mușchiului biceps femural și triceps femural în cadrul analizei de dinamică inversă.
11. Evidențierea fazelor contracțiilor musculare a mușchiului biceps femural și triceps femural în timpul locomoției umane bipede în diferite situații de încărcare. Pentru a

monitoriza activitatea musculară am folosit un sistem electromiografic de tip BIOPAC.

12. Procesarea datelor EMG pe baza unui algoritm de procesare realizat în Matlab.

7.3. DIRECȚII VIITOARE

Direcțiile viitoare de cercetare vor urmări:

1. Realizarea unui sistem de analiză cinematică mai complex din punct de vedere hardware și software, prin mărirea numărul de senzori Kinect, cumularea programelor de analiză a spațiului activ cu algoritmul creat pentru preluarea, analiza și prelucrarea datelor provenite de la senzorul Kinect.
2. Realizarea unui model dinamic multicorp pentru simularea activităților sportive executate de aparatul locomotor.
3. Includerea în modelul dinamic a unui număr mai mare de actuatori.
4. Simularea modelului multicorp folosind dinamica directă.
5. Realizarea unui model dinamic multicorp complet care să includă toate lanțurile cinematice anatomice.
6. Etalonarea forțelor musculare generate de mușchii striati.
7. Realizarea unui sistem ce poate asista persoanele cu deficiențe motorii în procesul de reabilitare.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

1. *** AutoCAD, Autodesk. <http://usa.autodesk.com/autocad/>;
2. *** MSC Software, Adams, *Multibody Dynamics Simulation*.
<http://www.mssoftware.com/Products/CAE-Tools/Adams.aspx>;
3. Ackermann M., *Dynamics and energetics of walking with prostheses*, Institute of Engineering and Computational Mechanics University of Stuttgart, 2007;
4. Anderson F.C, Pandy M.G., *A dynamica optimization solution for vertical jumping in three dimension*, Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Vol 2., 1993, pp 201-231;
5. Auvinet E, Multon F, Meunier J., *Lower limb movement asymmetry measurement with a depth camera*, Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc. 2012:6793-6, 2012, doi: 10.1109/EMBC.2012.6347554;
6. Auvinet E, Multon F, Meunier J., *Gait analysis with multiple depth cameras*, Engineering in Medicine and Biology Society, EMBC, 2011 Annual International Conference of the IEEE, 30 2011-sept. 3 2011, 2011, pp. 6265–6268;
7. Avramescu E.T., *Bazele anatomice ale mișcării – curs practic pentru studenții facultăților de kinetoterapie*
8. Baciuc C.C., *Anatomia funcțională și biomecanica aparatului locomotor*, Editura Sport și Turism, București, 1977;
9. Baena A.F, Susin A, Ligadas X, *Biomechanical validation of upper – body and lower – body joint movements of kinect motion capture data*, 2012 Fourth International Conference on Intelligent Networking and Collaborative Systems, 2011;
10. Baluch T.H, Masood A, Iqbal J, Izhar U, Khan U.S, *Kinematic and dynamic analysis of a lower limb exoskeleton*, World Academy of Science, Engineering and Technology 69, 2012;
11. Basmajian J.V, DeLuca C.J, *Muscle alive: Their functions revealed by electromyography*, 1985;
12. Bergmann G, Deuretzbacher G, Heller M, Graichen F, Rohlmann A, Strauss J, Duda G.N., *Hip contact forces and gait patterns from routine activities*. Journal Biomechanics 34(7), 859–871 (2001), 2001;
13. Biopac AcqKnowledge 4 Software Guide
14. Bitsakos C, Kerner J, Fisher I, Amis A.A., *The effect of muscle loading on the simulation of bone remodelling in the proximal femur*. Journal Biomechanics 38(1), 133–139 (2005), 2005;
15. Cuevas V.F.J, Smaby N, Venkadesan M, Peterson M, Wright T., *The strength–dexterity test as a measure of dynamic pinch performance*, Journal of Biomechanics 36 (2), 2003, pp. 265–270;
16. D’Lima D.D, Patil S, Steklov N, Chien S, Colwell C.W. Jr. , *In vivo knee moments and shear after total knee arthroplasty*, Journal Biomechanics 40(Supplement 1), S11–S17, 2007;
17. Damsgaard M, Rasmussen J, Christensen S.T, Surma E, de Zee M., *Analysis of musculoskeletal systems in the anybody modeling system*. Simul. Model. Pract. Theory 14(8), 2006, 1100–1111;
18. Davy D.T. Kotzar G.M, Brown R.H, Heiple K.G, Goldberg V.M, Heiple K.G., Jr Berilla J, Burstein A.H., *Telemetric force measurements across the hip after total arthroplast*, Journal Bone Jt. Surg. (Am. Ed.) 70(1), 1988, pp. 45–50;
19. Delp S.L, Anderson F.C, Arnold A.S, Loan P, Habib A, John C.T, Guendelman E, Thelen D.G., *OPENSIM: Open-source software to create and analyze dynamic simulations of movement*, IEEE Trans. Biomed. Eng. 54(11), 2007, pp. 1940–1950;
20. Dewar M.E, Judge G, *Temporal asymmetry as a gait quality indicator*, Medical and Biological Engineering and Computing, 18, 1980, pp. 689–693;
21. Dimofte Aglaia, Ioniță Bogdan, *Rezistența materialelor volumul I, Solicitățile barelor, Elasticitate*, Editura Fundației Universitare "Dunărea de Jos" Galați, 2007;
22. Djamo O, *Anatomie*, Editura Fundației România de Măine, București, 2007;
23. Dorohoi Dana Ortansa, *Optica Teorie, Experimente, Probleme rezolvate*, Editura Stefan Procopopiu Iasi, 1995;

24. Dragan L, *About kinematic reduced model of lower limb*, The international conference of the Carpathian euro-region specialists in industrial systems 6 th edition, 2006;
25. Drăgulescu D, Tascu T.D, Morcovescu V, Rusu L, Dreucean M., *Kinematics aspects of human body composite motion*, SACI 2004, Timișoara, 2004;
26. Drăgulescu D., *Modelare în biomecanică*, Editura Didactică și Pedagogică, București, 2005;
27. Dutta T., *Evaluation of the kinect sensor for 3-d kinematic measurement in the workplace*, Applied Ergonomics 43 (2012) 645-64, 2012;
28. Frati V, Prattichizzo D., *Using kinect for hand tracking and rendering in wearable haptics*, IEEE World Haptics Conference 2011 21-24 June, Istanbul, Turkey 978-1-4577-0298-3/11/\$26.00 ©2011 IEEE, 2011;
29. Frumușanu G., *Metode numerice în ingineria tehnologică*, Cartea Universitară, 2004;
30. Ganea D, Mereuță E., *Kinematic analysis of the human gait*, Conferința Științifică a Școlilor Doctorale din UDJ Galați (CSSD-UDJG 2013) Scientific Conference of Doctoral Schools from “Dunărea de Jos” University of Galati, 2013;
31. Ganea D, Tudoran M.S, Mereuță C, Mereuță E., *Using the kinect sensor to study the kinematics of the human body*, Ministerul Educației, Cercetării, Tineretului Și Sportului Analele Universității “Dunărea De Jos” Din Galați Fascicula XV, 2011, ISSN: 1454 - 9832 2012, pag 183-187;
32. Gans C., *Fiber architecture and muscle function*, Exerc Sport Sci Rev. 1982; 10, 1982, pp.160–207;
33. Gerald D.M, Phillips A.T.M., *3D Strain-adaptive continuum orthotropic bone remodelling algorithm: prediction of bone architecture in the femur*, Lim, C.T., Goh, J.C.H. (eds.) 6th World Congress of Biomechanics (WCB 2010), 1–6 August 2010, Singapore, vol. 31, 2010, pp. 772–775, Springer, Berlin;
34. Ghinea M, Fireșteanu V., *Matlab. Calcul numeric. Grafică. Aplicații*. Editura Teora, 2008;
35. Goldberg E.J, Requejo S.P, Fowler G.E, *Joint moment contributions to swing knee extension acceleration during gait in children with spastic hemiplegic cerebral palsy*. J Biomech. 2010 Mar 22;43(5):893-9, 2010, doi:10.1016/j.jbiomech.2009.11.008. Epub 2009 Dec 16;
36. Gordon D, Robertson E., *Angular kinematics*, School of Human Kinetics University of Ottawa <http://www.health.uottawa.ca/biomech/courses/apa4311/>
37. Gouwanda D, Senanayake S.M.N.A., *Identifying gait asymmetry using gyroscopes—a cross-correlation and normalized symmetry index approach*, Journal of Biomechanics Volume 44, Issue 5, 15 March 2011, 2011, pp. 972–978;
38. Gouwanda D., *Identifying gait asymmetry using gyroscopes—a cross-correlation and normalized symmetry index approach*, Journal of Biomechanics Volume 44, Issue 5, 15 March 2011, 2011, pp. 972–978;
39. Gurney B, *Leg length discrepancy*. *Gait & posture*, vol. 15, no. 2, 2002, pp. 195-206;
40. Hass C.J, Waddell D.E, Wolf S.L, Juncos J.L, Gregor R.J, *Gait initiation in older adults with postural instability*, Clinical Biomechanics 23 (6), 2008, pp.743–753;
41. Hayes W. C, Bouxsein M. L., *Biomechanics of cortical and trabecular bone: implications for assessment of fracture risk*, Basic Orthopedic Biomechanics, 2nd edn., V. C. Mow and W. C. Hayes (Eds.), Lippincott-Raven, Philadelphia, PA, 1997;
42. Heller M.O, Bergmann G, Kassi J.P, Claes L, Haas N.P, Duda G.N., *Determination of muscle loading at the hip joint for use in pre-clinical testing*. Journal Biomechanics 38(5), 1155–1163, 2005;
43. Hill A.V., *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*, Proceeding of The Royal Society 10 October, 1983;
44. Hill AV., *The heat of shortening and the dynamic constants of muscle*, Proc R Soc Lond B, 1983, 126:136-195;
45. Horsman K.M.D., *The twente lower extremity model*, Ph.D. Thesis. University of Twente, Twente, 2007;
46. <http://3dlancer.net/en/3dmodel-human-skeleton-4792.html>
47. http://en.wikipedia.org/wiki/Anatomical_terms_of_location
48. Huijing, PA and RD Woittiez (1984). The effect of architecture on skeletal muscle performance: A simple planimetric model. Neth J Zool, 34:21-32

49. Huston L.R., *Principles of biomechanics*, CRC Press Taylor & Francis Group, 2009;
50. Ioiteșcu A.I., *Teză de doctorat: Studiul descompunerii termice a unor precursori*, Universitatea de Vest din Timișoara Facultatea de Chimie – Biologie - Geografie Departamentul Chimie, 2007;
51. Iosub F., *Metode de interpolare implementate în aplicații open source*, Geo-spațial.org
52. Jonkers I, Stewart A., *The study of muscle action during single support and swing phase of gait: clinical relevance of forward simulation techniques*. *Gait posture* 17(2),97-105, 2003;
53. Karaharju-Huisnan T, Taylor S, Begg R, Cai J, Best R, *Gait symmetry quantification during treadmill walking*, The Seventh Australian and New Zealand 2001 Intelligent Information Systems Conference, 2001, pp. 203-206;
54. Kaya M, Leonard T.R, Herzog W., *Control of ground reaction forces by hindlimb muscles during cat locomotion*, *Journal of Biomechanics* 39 (15), 2006, pp. 2752–2766;
55. Kucuk S, Zafer B, *Chapter 4 Robot Kinematics: forward and inverse kinematics*, Industrial-Robotics-Theory-Modelling-Control, ISBN 3-86611-285-8, 2006, pp. 964, ARS/plV, Germany, December 2006, Edited by: Sam Cubero;
56. Linden BJ van der, *Mechanical modeling of skeletal muscle functioning. PhD-thesis*, University of Twente, Enschede, 1998;
57. Liu M.Q, Anderson F.C, Schwartz M.H, Delp S.L., *Muscle contributions to support and progression over a range of walking speeds*, *Journal of Biomechanics* 41 (15), 2008, pp. 3243–3252.
58. Luca D, Stan C., *Mecanică clasică*, 2007;
59. Lyle M.A, Cueva V.J.F, Gregor R.J, Powers M.C., *The lower extremity dexterity test as a measure of lower extremity dynamica capability*, *Journal of Biomechanics* 46 (2013), 2013, pp. 998–1002;
60. Makinson O.B.J., *Research and development prototype for machine augmentation of human strength and endurance, hardiman i project schenectady*, NY General Electric Report S-71-1056, 1971;
61. Manual <https://Diasu.com>;
62. Mathiyakom W, McNitt-Gray J.L, Wilcox R., *Lower extremity control and dynamics during backward angular impulse generation in forward translating tasks*, *Journal Biomechanics*, 2006, 39(6):990-1000;
63. McConville J. T, Laubach L.L, *Anthropometry, in anthropometric source book, anthropometry for designers*, Vol. 1, 1978, J. T. Jackson (Ed.), NASA Reference Publication 1024, National Aeronautics;
64. McDonough A.L., Batavia M, Chen F.C., Kwon S, Zia J, *The validity and reliability of the gait rite systems measurements: a preliminary evaluation*, *Arch Phys Med Rehabil*, vol. 82, no. 3, 2001, pp. 419-425;
65. Mereuță C, Ganea D, Mereuță E., *Test for assessing the vertical posture of athletes using kinect sensors*, International Scientific Conference "Sport, Education-Culture – Interdisciplinary approaches in scientific research" 30-31 May, 2013, Galați, Romania;
66. Mereuță E., *Analiza și sinteza mecanismelor*, Editura Didactică și Pedagogică, 2007, București;
67. Microsoft Developer Network <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/hh973074.aspx>;
68. Microsoft <http://www.microsoft.com/en-us/kinectforwindows/>;
69. Millard M, Kubica E, McPhee J., *Forward dynamic human gait simulation using a slip target model*, 2011 IUTAM Symposium on Human Body Dynamics Procedia IUTAM Volume 2, 2011, Pages 142–157;
70. Reaz M.B.I, Hussain M.S, Yasin – Mohd F., *Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications*, *Biological Procedures Online* December 2006, Volume 8, 2006, Issue 1, pp 11-35, Open Access;
71. Rusu E, *Mecanica analitică cu aplicații la studiul fenomenelor de propagare a valurilor* monografie, Editura Academica, ISBN 973-98859-1-8, 190p;
72. Rusu E, *Mecanica volumul I statica și cinematica*, 1997;
73. Rusu E, *Volumul II dinamica și mecanica analitică*, 1998;
74. Saraswat P, Andersen M.S și MacWilliams B.A., *A musculoskeletal foot model for clinical gait analysis*. *Journal Biomech.* 2010 Jun 18;43(9):1645-52, 2010, doi:

- 10.1016/j.jbiomech.2010.03.005. Epub 2010 Apr 10;
75. Schiehlen W., *Computational Dynamics: Theory and Applications of Multibody Systems*, European journal of Mechanics A/Solids, 25, 2006, pp.566-594;
 76. Schwarz L, Navab N., *Depth imaging with time-of-flight cameras and the kinect*, 3D Computer Vision II Winter Term 2011 – 24.01.2012 computer aided medical procedures, 2012;
 77. Shabana A., *Dynamics of multibody systems*, 3rd Edition, Cambridge Univ Pres, 2005.
 78. Sherman M.A, Seth A, Delp S.L., *Simbody: Multibody dynamics for biomedical research*. Procedia IUTAM 2, 241–261 (2011), 2011;
 79. Shorter K.A, Polk J.D, Rosengren K.S, Hsiao-Wecksler A.T., *A new approach to detecting asymmetries in gait* Clinical Biomechanics, 23 (2008), 2008, pp. 459–467;
 80. Sima M., Buda M., Ibris N., *Electrochimie si coroziiune pentru doctoranzii ELCOR*, 2002, Printech București, volumul I;
 81. Sobota Atlas of Human Anatomy
 82. Steele M.K, Seth A, Hicks L.J, Scwartz S.M, Delp L.S., *Muscle contributions to support and progression during single – limb stance in crouch gait*. J Biomech. 2010 Aug 10;43(11):2099-105. doi: 10.1016/j.jbiomech.2010.04.003. Epub 2010 May 20, 2010;
 83. Stuart I.F., *Human physiology*, 2006, ISBN: 0072852933
 84. VS Express for Desktop <http://www.microsoft.com/visualstudio/eng/products/visual-studio-express-products>
 85. Szilagyi Tibor, Habor Adriana, Orbán-Kis Károly, *Fiziologie umană: îndreptar de lucrări practice*, University Press Târgu Mureș, 2008;
 86. Tarabas Carmina Liana, *Anatomie și biomecanică vol.II – Biomecanică*, Editura Fundației Universitare „Dunărea de Jos” Galați, 2001, 101 pag., ISBN 973-8139-70-8;
 87. Tarabas Carmina Liana, *Anatomie și biomecanică vol.I – Anatomie*, Editura Fundației Universitare „Dunărea de Jos” Galați, 2000, 141 pag., ISBN 973-8139-37-6;
 88. Thelen D.G, Chumanov E.S, Sherry M.A, Heiderscheit B.C., *Neuromusculoskeletal models provide insights into the mechanisms and rehabilitation of hamstring strains*. Exerc. Sport Sci. Rev., 2006; 34(3): 135Y41;
 89. Tudoran M.S., *Modele biomecanice și virtuale pentru corectarea pozițiilor membrului superior uman*. Teza de doctorat, Universitatea „Dunărea de Jos” din Galați, Facultatea de Mecanică, 2012;
 90. Tudoran M.S., Ganea D., Mereuță C., Mereuță E., *Establishing the 3D active space of human's upper limb using Auto LISP* THE ANNALS OF “DUNAREA DE JOS” UNIVERSITY OF GALATI FASCICLE XV , 2012, ISSN – 1454 – 9832 2012;
 91. van der Kooij H, Koopman B, van der Helm F.C.T., *Human motion control*, Reader for Delft University course and Twente University, 2008;
 92. van Ingen Schenau G.J, van Woensel W.W, Boots P.J, Snackers R.W, de Groot G., *Determination and interpretation of mechanical power in human movement: application to ergometer cycling*. Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol., 1990; 61(1Y2):11Y9,
 93. Vaughan C.L., Davis B. L., O'Connor, J.C., *Dynamics of Human Gait*, 2nd Edition, Kiboho Publishers Cape Town, South Africa, 1999;
 94. Venkadesan M, Guckenheimer J, Cuevas V.F.J., *Manipulating the edge of instability*, Journal of Biomechanics 40 (8), 2007, pp.1653–1661;