

UNIVERSITATEA TEHNICĂ DE CONSTRUCȚII BUCUREȘTI
FACULTATEA DE UTILAJ TEHNOLOGIC

RAPORTUL DE CERCETARE NR. 2

MODELE BIOMECHANICE PROPUSE PENTRU STUDIUL ARTICULAȚIILOR COTULUI ȘI GENUNCHIULUI SUB ACȚIUNEA VIBRAȚIILOR

BUCUREȘTI
2015

**UNIVERSITATEA TEHNICĂ DE CONSTRUCȚII BUCUREȘTI
FACULTATEA DE UTILAJ TEHNOLOGIC**

RAPORTUL DE CERCETARE NR. 2

MODELE BIOMECANICE PROPUSE PENTRU STUDIUL ARTICULAȚIILOR COTULUI ȘI GENUNCHIULUI SUB ACȚIUNEA VIBRAȚIILOR

DOCTORAND: STĂNESCU (DOGARU) GH. MARINA GABRIELA

ÎNDRUMĂTOR DOCTORAT: PROF.UNIV.DR.ING. CRISTIAN PAVEL

**BUCUREȘTI
2015**

CUPRINS

1. INTRODUCERE	4
1.1. Domeniul de studiu	4
1.2. Scop și obiectiv.....	4
2. MODELAREA BIOMECHANICĂ A CORPULUI UMAN ȘI A	
ARTICULAȚIILOR SALE	5
3. MODELE BIOMECHANICE ALE SISTEMULUI MÂNĂ-ANTEBRAȚ-BRAȚ	
ȘI ALE ARTICULAȚIEI COTULUI UMAN	12
3.1. Modele biomecanice ale sistemului mână-antebraț-braț	12
3.2. Articulația cotului	21
3.3. Modele biomecanice ale articulației cotului	23
4. MODELE BIOMECHANICE ALE ORGANISMULUI UMAN	27
5. MODELE BIOMECHANICE ALE ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI UMAN	33
5.1. Genunchiul	33
5.2. Modele biomecanice ale genunchiului	42
6. CONCLUZII ȘI PERSPECTIVE	50
BIBLIOGRAFIE	51

1. INTRODUCERE

Pentru modelarea biomecanică a organismului uman, cu precădere a sistemului osteo-articular, sunt utilizate legile și principiile generale din inginerie. Modelul trebuie realizat astfel încât să poată fi determinată comportarea sistemului original, în anumite limite de precizie.

Pentru a studia un sistem mecanic supus acțiunii vibrațiilor este necesară parcurgerea următoarelor etape conform [1]: definirea problemei, modelarea fizică, modelarea matematică, studiul dinamic al modelului matematic, verificarea corectitudinii modelului.

Acest raport de cercetare prezintă modele biomecanice ale organismului uman și ale sistemului mână-antebraț-braț, modele ale articulațiilor cot și genunchi.

1.1. Domeniul de studiu

Sistemul osteo-articular poate fi considerat o structură spațială deformabilă, cu o geometrie complexă, proprietăți elastice și sarcini complicate.

Un model eficient poate fi realizat pe baza informațiilor cunoscute despre sistemul osteo-articular și acțiunea vibrațiilor asupra organismului uman. Acesta trebuie să țină seama de:

- a) geometria modelului;
- b) rezemarea și încărcarea acestuia – în condiții apropiate de realitate;
- c) tipul modelului – static, cinematic sau dinamic.

Cele mai multe elemente osoase au forme geometrice complicate. Materialul acestora este neomogen și anizotrop. Structura lor este complexă: la exterior un material dur și compact, sub care se găsește un strat spongios; straturile sunt astfel aranjate încât să prezinte o rezistență maximă față de solicitările întâlnite în mod obișnuit. Dimensiunile, forma, caracteristicile mecanice, constantele elastice, constantele fizice ale unui os diferă foarte mult de la un individ la altul, funcție de o multitudine de factori dintre care cei mai importanți sunt: vârsta, sexul, talia, profesia, starea fiziologică momentană, condițiile de mediu.

Modelarea dinamică a sistemului osteo-articular este utilă deoarece:

- împrejurările în care se produc fracturi ale oaselor sunt în marea majoritate a cazurilor dinamice: cădere, lunecare, impact;
- exercitarea unor acțiuni și mișcări fiziologice normale este în esență dinamică: mersul, alergarea, săritura;
- se urmărește perfecționarea protezelor utilizate în chirurgia sistemului osteo-articular;
- se determină efectele vibrațiilor asupra organismului.

1.2. Scop și obiectiv

Acest raport prezintă câteva modele biomecanice ale articulațiilor cot și genunchi. Obiectivul este determinarea pulsațiilor și frecvențelor proprii utilizând programul Matlab.

2. MODELAREA BIOMECHANICĂ A CORPULUI UMAN ȘI A ARTICULAȚIILOR SALE

Corpul uman este o structură complexă care implică multe neliniarități, de aceea realizarea unui model biomecanic este dificilă. Măsurarea mișcărilor și a forțelor din organism este greu de efectuat, iar controlul activ muscular voluntar și involuntar influențează procesul. Problemele apar la obținerea datelor empirice necesare și din înțelegerea incompletă a modurilor de mișcare a corpului. Totuși, există numeroase încercări de modelare a unei porțiuni sau a întregului corp. [9]

Legile mecanicii clasice guvernează mișcarea în organismul uman până la nivel celular. Dacă sunt cercetați atomi sau molecule aceste legi nu mai sunt valabile.

Gowaerts consideră că ”biomecanica este știința care se ocupă cu studierea efectelor pe care forțele mecanice le au asupra structurii funcționale a omului”.

Din cauza complexității deosebite pe care o are organismul uman, modelarea biomecanică a proceselor ce se desfășoară în interiorul acestuia este o sarcină dificilă, iar principiile și regulile din ingineria mecanică se pot utiliza cu succes. Astfel, putem studia condițiile de echilibru sub acțiunea forțelor aplicate, făcând abstracție de mișcare folosind un model static. Dacă urmărim doar aspectul geometric al mișcării, fără a ține cont de mase și de forțe, atunci modelul este cinematic (intervin numai noțiunile de spațiu și timp). Într-un model dinamic vor interveni toate noțiunile fundamentale: spațiul, timpul și masa. În oricare din aceste situații se pot scrie legile de mișcare ale elementelor componente.

Geometria modelului, plană sau spațială, la scară reală sau la diferite alte scări, în funcție de scopul urmărit are importanța ei. Natura materialului din care este realizat modelul, legăturile (restricțiile de ordin geometric) și sarcinile aplicate trebuie să corespundă într-o măsură cât mai mare realității. [2]

Pentru a realiza un model biomecanic eficient este bine să nu se neglijeze aceste proprietăți ale organismului uman:

Neomogenitatea și anizotropia. Caracteristicile mecanice și constantele elastice pot varia la același organism.

Mobilitatea. Introduce un număr mare de grade de libertate. Deplasări mari ale unor părți componente adaugă neliniarități.

Complexitatea. Trebuie ținut seama de încărcările care acționează concomitent asupra organismului în ansamblu sau asupra unor părți ale sale. Ecuațiile care se scriu sunt mai complicate și se impune folosirea unor programe de calcul specializate.

În operația de dezvoltare a unor modele biomecanice eficiente, având ca scop studierea dinamicii corpului uman supus acțiunii câmpului vibrațional, modelele trebuie să fie cât mai aproape de realitatea biologică și să pună în evidență mișcarea mecanică cu toate caracteristicile acesteia. [2]

Organismul uman se comportă ca un corp deformabil, cu proprietăți deosebit de variate, fiind necesară realizarea unor simplificări, care au condus la apariția unor modele variate.

Sistemele reale au fost transformate în sisteme oscilante alcătuite din mase care acumulează energie cinetică, resorturi ce înglobează energie potențială și amortizoare, responsabile cu disiparea de energie.

Efectele vibrațiilor asupra organismului uman se dovedesc a fi efecte dinamice transmise întregului corp. Sistemul locomotor ușurează transmiterea mișcării de la sursă la corpul uman. [9]

Mișcarea unui corp reprezintă acțiunea de deplasare a acestuia datorată interacțiunii tuturor forțelor care acționează asupra lui. În cazul corpului uman, se poate considera fie mișcarea întregului corp, privit ca un tot unitar, fie mișcarea diferențiată a diferitelor segmente sau ansambluri de segmente ale corpului.

Față de o direcție dată, în spațiu, există două mișcări elementare: mișcarea de translație și mișcarea de rotație. Mișcările corpului uman sunt combinații ale celor două mișcări elementare față de axele sistemului de referință geometric considerat.

În funcție de poziția sistemului de referință ales, mișcarea poate fi *absolută*, când sistemul de referință este fix și *relativă*, când sistemul de referință este, la rândul său, în mișcare. Mișcarea relativă apare, de exemplu, când se consideră mișcarea unui segment al corpului față de un altul, relativitatea fiind față de segmentul de referință.

Din punct de vedere biomecanic, pentru a analiza o structură osoasă sau musculară pot fi folosite caracteristicile de material: *deformabilitatea* materialului și *rezistența mecanică* a acestuia.

Deformabilitatea materialului este cuantificată prin *deplasările* produse în corpul analizat. Deformațiile pot fi:

- *elastice* – când deformațiile dispar odată cu încetarea acțiunii forțelor care le-au produs, corpul revenind la forma inițială ;
- *plastice* – când deformațiile sunt remanente după încetarea acțiunii forțelor;
- *elasto -plastice* – când deformațiile dispar doar parțial după încetarea acțiunii forțelor, iar deplasările , care determină mărimea unei deformații, pot fi:
 - *liniare (sageata)* ;
 - *unghiulare (rotirea)*.

Rezistența mecanică a materialului (*tensiune* sau *efort unitar*), într-un punct al acestuia, se definește ca raportul dintre valoarea forței elementare care acționează în acel punct și cea a ariei elementare aferente.

Mișcările elementare posibile ale unui corp sunt: mișcarea de translație și mișcarea de rotație. Toate celelalte mișcări ale corpului, precum mișcările de rototranslație, pivotare, plan-paralelă etc., se obțin prin combinarea celor elementare, considerate în plan sau în spațiu.

Mișcarea corpului sau a segmentelor cinematice se raportează, întotdeauna, la un sistem de referință. Prin *sistem de referință* se înțelege un reper nedeformabil față de care se raportează pozițiile unui sistem material. Sistemele de referință pot fi fixe sau mobile, astfel încât mișcarea raportată la un sistem de referință considerat fix poartă numele de *mișcare absolută*, iar mișcarea raportată la un sistem de referință mobil se numește *mișcare relativă*.

În biomecanică, un sistem de referință mobil își are originea, în mod obișnuit, în centrul de greutate al corpului, deplasându-se odată cu mișcarea corpului. Un astfel de sistem de referință se mai numește *sistem de referință relativ*. În figura 1 este reprezentat un astfel de sistem de referință.

Coordonatele unui punct raportate la acest sistem de referință se numesc relative. Originea unui sistem de referință absolut este un punct arbitrar, în general, însă cu proprietatea de a fi fix sau considerat fix în spațiu. Axele acestui sistem de referință sunt, de asemenea, fixe sau considerate fixe.

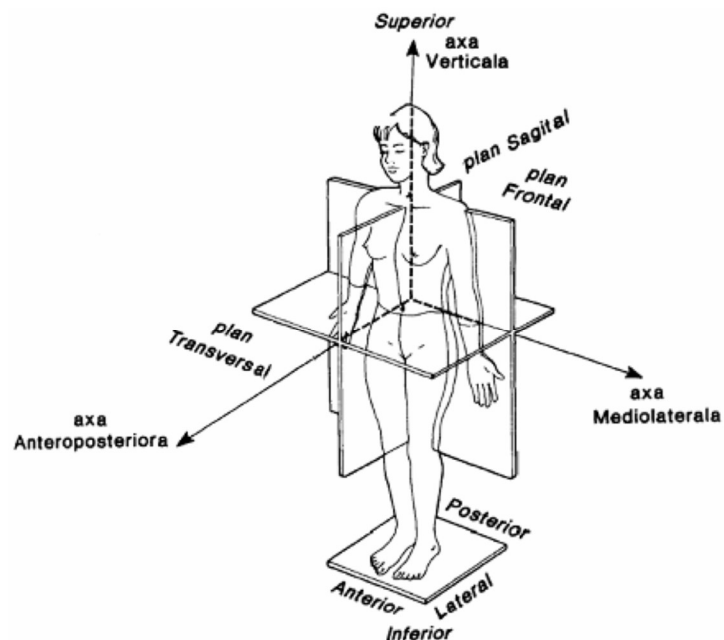


Figura 1

Reprezentarea separată a planelor de referință, este prezentată în figura 2. [5]

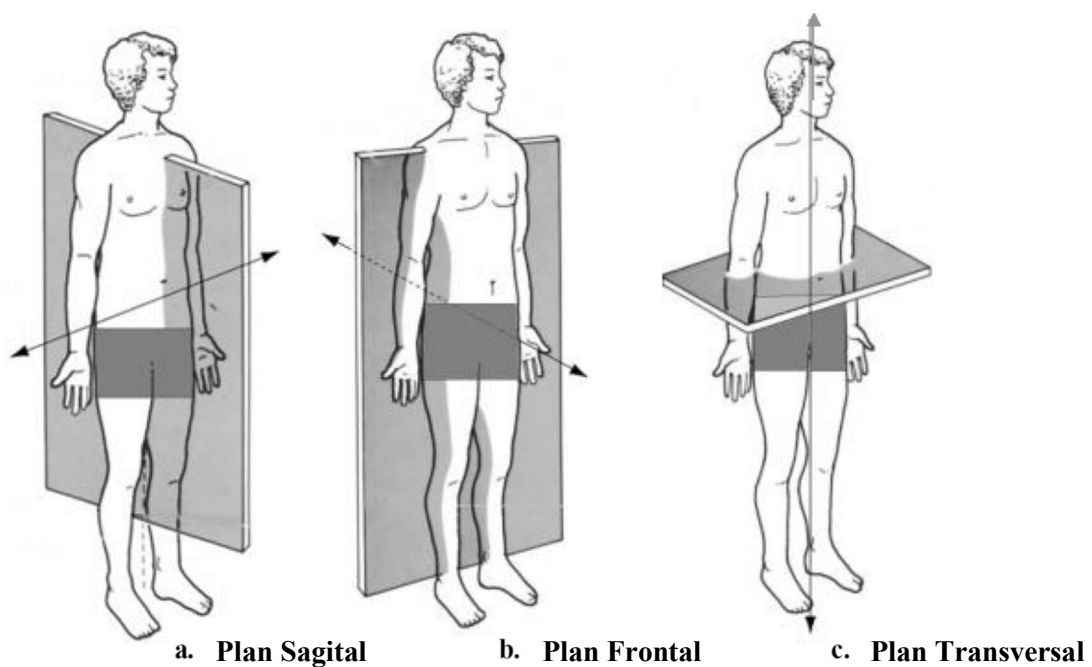


Figura 2

În biomecanică articulațiile îndeplinesc două funcții principale bine definite: asigură transferul mișcării de la un segment la altul al corpului, realizând mișcarea scheletului și asigură transmiterea sarcinilor mecanice între segmentele corpului uman.

Articulația poate fi definită în mai multe moduri:

- din punct de vedere anatomic: “ansamblul elementelor moi prin care se unesc două sau mai multe oase vecine”, “organele de legătură dintre oase” sau “totalitatea elementelor – reprezentate prin formațiuni conjunctive și mușchi – prin care oasele se unesc între ele”; conform acestui criteriu, sunt considerate articulații inclusiv cele imobile, cum sunt articulațiile oaselor cutiei craniene;
- din punct de vedere mecanic: “legătura directă și mobilă dintre două elemente cinematice, având scopul de a transmite mișcare și forță”, “sistemul care restrânge libertatea de mișcare a unui punct sau sistem de corpuri materiale” sau “zona sau zonele de contact dintre două elemente cinematice care determină posibilitățile de mișcare ale celor două elemente”;
- din punct de vedere biomecanic: “legătura sau punctul de rotație dintre două sau mai multe oase” sau “ansamblul anatomic care asigură transmiterea mișcării și transferul și disiparea forțelor datorate gravitației sau activității musculare a corpului uman între două sau mai multe oase”. [5]

În funcție de natura formațiunilor de legătură dintre oase, cu aprecierea formei capetelor osoase, din punct de vedere biomecanic, se deosebesc următoarele categorii de articulații:

- *articulații fibroase* sau *sinartroze*, la care legătura se face prin țesut conjunctiv fibros, capetele osoase având o congruență completă (articulații prin continuitate), ceea ce conduce, în mod practic, la dispariția aproape completă a oricărei mișcări; exemple: articulațiile craniului (*suturi*), articulația alveolodentara;
- *articulații cartilaginoase* sau *amfiartroze*, la care legătura dintre oase se face prin cartilaj hialin sau prin fibrocartilaj, ceea ce permite o oarecare mișcare relativă între oase; exemple: piesele osoase care compun osul coxal, articulațiile dintre corpurile vertebrale;
- *articulații sinoviale* sau *diartroze*, formate din suprafețe articulare, capsulă articulară și cavitate articulară, la care se pot adăuga, în funcție de caracteristicile funcționale ale fiecărei articulații: ligamente, meniscuri, corpuri adipoase etc.; aceste articulații asigură realizarea unor mișcări multiple și variate între oasele de legătură; după forma capetelor osoase se diferențiază următoarele diartroze:
 - articulații plane (*artrodii*), având mișcări mai ales plane, la care suprafețele articulare sunt plane sau puțin curbate; exemplu: articulația tarsului;
 - articulații sferoide (*enartroze*), la care un cap osos este de forma sferoidală, iar cealaltă suprafață, conjugată, de formă convexă; exemple: articulațiile șoldului, umărului etc.;
 - articulații cilindroide (*trohleara* și *trohoida*), la care suprafețele articulare au forme cilindroide conjugate; exemple: articulația cotului (*trohleara*), articulația radio-cubitală superioară (*trohoida*) etc.;
 - articulații elipsoide, la care suprafețele articulare au forme ovale, elipsoide (*condiliene*); exemple: articulațiile genunchiului, gâtului, mâinii etc.;
 - articulații șelare (în forma de șa), la care capul osos are o formă concavă pe o direcție și convexă pe altă direcție; exemplu: articulația calcaneo-cuboidiana. [5]

Elementele structurale de baza specifice unei articulații sinoviale sunt prezentate în figura 3. Cavitatea articulară sinovială și cartilajele articulare sunt cele care separă oasele articulare, reducând astfel frecarea suprafețelor articulare și preluând șocurile produse în timpul mișcării corpului. Capsula articulară este cea care protejează articulația prin intermediul țesutului conjunctiv fibros din care este formată. Datorită faptului că structura acestei capsule este aproape identică cu cea a ligamentelor, mai este denumită și capsula articulară ligamentară. Această capsulă este căptușită la interior cu o membrană sinovială ce are o serie de funcții importante

pentru realizarea mișcării articulare. Astfel, membrana sinovială este cea care produce lichidul sinovial, realizând în acest fel și hrănirea cartilajului articular, are rolul de a face “curățenie” în articulație prin funcția sa macrofagică, este un filtru plasmatic, fiind puternic vascularizată și reprezintă un element proprioceptor datorită inervației pe care o conține. Capsula articulară nu este o structură continuă, formând punți sinoviale care facilitează alunecarea tendomusculară din timpul mișcărilor articulare.

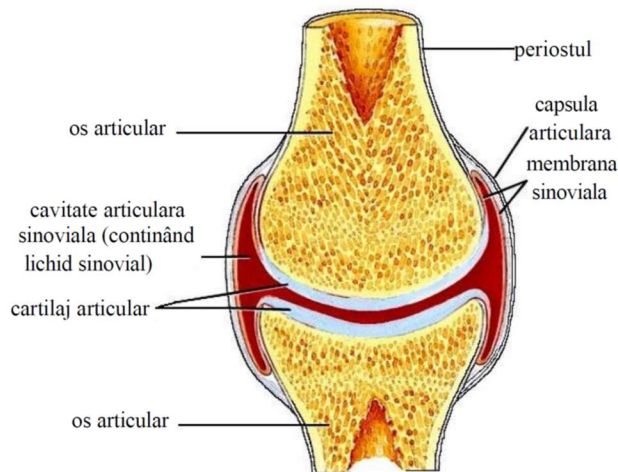


Figura 3 [5]

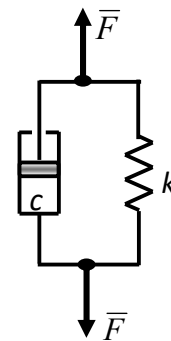


Figura 4

Aceste articulații, întâlnite în biomecanică, pot permite *una*, *două* sau *trei* mișcări relative între cele două corpuri osoase. [5]

Funcționarea biomecanică a unei articulații este influențată de două caracteristici principale:

- forma anatomică a suprafețelor articulare, aceasta fiind dată de tipul mișcării (de rostogolire, de alunecare sau combinată);
- grosimea stratului de cartilaj care, împreună cu proprietățile de material și încărcarea aplicată, determină tensiunea mecanică din os. [5]

Modelarea matematică a articulației cercetează modul de lucru al acesteia, felul în care interacțiunea elementelor afectează cinematica acesteia, rezistența la suprasolicitare, rupere, oboseală și vibrații.

Articulația umană se poate defini ca o contrângere dintre două corpuri rigide. Astfel, scheletul uman se poate reprezenta ca o figură articulată cuprinzând câteva legături care interacționează prin intermediul articulațiilor.

Un interes deosebit îl prezintă abilitatea articulației de a schimba interactiv orientarea și poziția axei sau a centrului de rotație. [3]

Osul este considerat un material vâscoelastic deoarece, odată cu creșterea solicitării, rezistența sa și modulul de elasticitate cresc până la o anumită limită. Modelul fizic al unui astfel de material este reprezentat în figura 4. S-au notat cu k – coeficientul de elasticitate, iar cu c – coeficientul de amortizare, măsurat în [Ns/m].

Mișcarea corpului se efectuează sub acțiunea următoarelor forțe interne: impulsul nervos, contracția musculară și pârgăile osteo-articulare.

a) *Impulsul nervos* - se transmite pe traseul unui arc reflex (receptori, cale aferentă, centru nervos, cale eferentă și placa motorie) către celula musculară. Mecanismele care stau la baza mișcărilor sunt de natură neuromusculară.

b) *Contrația musculară* - o reacție de răspuns la stimulare prin impulsul nervos. Contrația musculară reprezintă o manifestare legată de schimbarea elasticității musculare. Ea se manifestă fie ca o întărire a mușchiului, fie ca o modificare de tărie și de formă a acestuia.

c) *Pârghiile osteo-articulare*. Impulsurile nervoase produc contrații musculare, care la rândul lor atrag deplasarea segmentelor osoase la nivelul inserțiilor musculare transformând astfel, energia chimică în energie mecanică. Segmentele osoase asupra cărora acționează mușchii se comportă ca pârghiile din fizică. O bară rigidă care se poate roti în jurul unui punct de sprijin este considerată o pârghie. Oasele corpului au axa de rotație în articulații, forța activă este dată de mușchi, iar forța de rezistență este dată de greutatea corpului sau a segmentelor sale. Pârghiile au rolul de a transmite mișcarea, de la mușchi și tendoane la sarcina rezistivă, măbind eficiența acesteia.

Pârghiile sunt de trei feluri, în funcție de modul de așezare al celor două forțe (activă și de rezistență) față de punctul de sprijin:

Pârghii de gradul I - pârghiile la care punctul de sprijin este situat între cele două momente de aplicare a forței și a rezistenței, ambele îndreptate în același sens. Exemple: la nivelul articulației dintre craniu și coloana vertebrală (atlanto-occipitală), la nivelul articulației coxo-femorale (în poziție stând). În corpul omenesc toate pârghiile de gradul I au brațe inegale, de aceea și forțele care le echilibrează sunt inegale. Ele sunt pârghii de echilibru.

Pârghii de gradul II - pârghiile care au punctul de sprijin la un capăt, forța la celălalt capăt, iar rezistența între ele. În corpul uman acest gen de pârghii este contestat, majoritatea autorilor admit că ar exista un singur exemplu, la articulația talocrurală, în poziția – stând pe vârfuri. Acestea sunt pârghii de forță.

Pârghii de gradul III - pârghiile care au punctul de sprijin la un capăt al pârghiei, rezistența la celălalt capăt, iar forța între acestea. În corpul omenesc, acest gen de pârghii este foarte răspândit. Ele acționează cu pierdere de forță și câștig de deplasare. Exemplu: articulația cotului, unde punctul de sprijin este în articulație, rezistența la celălalt capăt (dată de greutatea antebrațului și a mâinii), iar forța este între ele (dată de mușchii flexori ai antebrațului pe braț).

Acestea sunt pârghii de viteză. [6]

Forțele externe implicate în realizarea mișcării sunt:

a) *forța de atracție gravitațională* reprezintă afirmarea unei legi universal valabile în natură. În conformitate cu legea atracției universale, pământul atrage corpurile și în același timp este atras de acestea. Pentru a învinge această forță este necesară o cantitate mare de energie. Forța de atracție a pământului acționează asupra fiecărei molecule a corpului. Suma forțelor de atracție exercitată asupra tuturor moleculelor unui corp alcătuiește forța de atracție gravitațională totală care acționează asupra corpului respectiv. Se poate considera că asupra unui corp acționează o singură forță, aplicată într-un singur punct, numit centrul de greutate.

b) *greutatea corpului* acționează întodeauna vertical, de sus în jos asupra centrului de greutate al corpului sau al segmentului. Valoarea acestei forțe este legată de volumul, lungimea, densitatea segmentului care se deplasează sau de numărul segmentelor angajate în mișcare. Practic valoarea acestei forțe este legată de masa segmentului care se mișcă.

c) *presiunea atmosferică* apasă asupra corpului cu o intensitate variabilă în funcție de viteza de deplasare. Acțiunea presiunii atmosferice asupra corpului este compensată de presiunea internă a marilor cavități cu valori identice cu cele ale presiunii atmosferice.

d) *rezistența mediului* se manifestă atunci când corpul omenesc se află în mișcare realizând diverse activități în aer liber sau în apă. Ea depinde de mărimea suprafeței frontale pe care corpul o opune mediului.

e) *inerția* este forța care menține starea corpului de repaus sau de mișcare.

f) *forța de frecare* este proporțională cu greutatea corpului care alunecă pe o suprafață de sprijin și cu coeficientul de frecare.

Forțele interne și externe lucrează împreună și se influențează reciproc. Întreaga activitate a omului se desfășoară cu ajutorul acestor forțe, în care rolul hotărâtor îl are contracția musculară dirijată de scoarța cerebrală. [6]

Pentru a putea modela organismul uman, care se comportă precum un corp deformabil, sunt necesare modele biomecanice simplificate. Sistemele reale au devenit astfel sisteme oscilante alcătuite din resorturi (acumulează energie potențială), amortizoare (disipează energia) și mase cu rol de înmagazinare a energiei cinetice.

Printre modelele create de-a lungul timpului pentru modelarea organismului uman se numără:

Solidul lui Saint Venant este un corp la care deformațiile apar după ce tensiunile ating un anumit prag. Modelul se mai numește corpul plastico-rigid (figura 5).

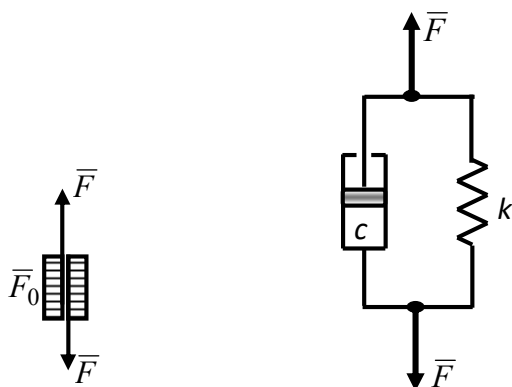


Figura 5

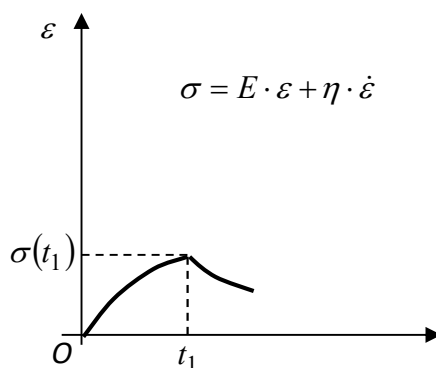


Figura 6

Modelul la care tensiunea este direct proporțională cu deformația și cu viteza de deformație se numește *corpul lui Kelvin-Voigt* (figura 6).

Legând în serie un resort cu un amortizor rezultă un model ce se comportă diferit diferit în raport cu viteza de aplicare a sarcinii. Acest model este cunoscut sub denumirea de *corpul lui Maxwell* (figura 7).

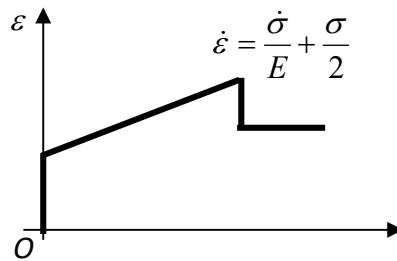
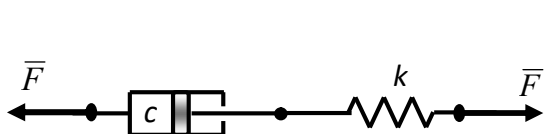


Figura 7

3. MODELE BIOMECHANICE ALE SISTEMULUI MÂNĂ – ANTEBRAȚ – BRAȚ ȘI ALE ARTICULAȚIEI COTULUI UMAN

3.1. Modele biomecanice ale sistemului mână-antebraț-braț

Primul model biomecanic al sistemului mână-antebraț-braț a fost realizat de Dieckmann în anul 1957. Scopul modelului era de a determina impedanța și funcția de răspuns în frecvență pe direcție verticală. Încercări de dezvoltare a unor modele biomecanice, prin combinarea unor modele simple, au existat atât anterior, cât și ulterior acestui an. În figura 8 sunt prezentate două modele realizate de Kuhn (figura 8a) în 1953 și Dieckmann (figura 8b) în 1958.

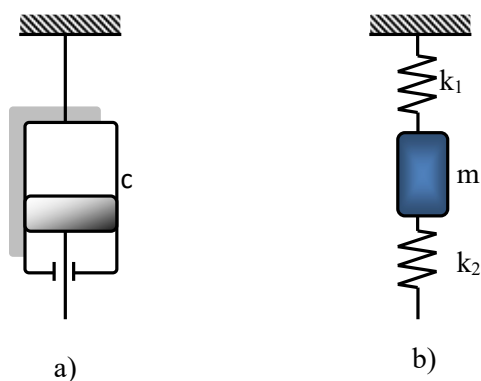


Figura 8

În 1984, domnul profesor Magheți realizează un model biodinamic al acestui sistem prin care pune în evidență dependența răspunsului în frecvență de poziția de lucru a operatorului. Modelul studiază mișcarea complexă a sistemului mână-braț (rotație, plan-paralelă), nu numai mișcările de translație (figura 9).

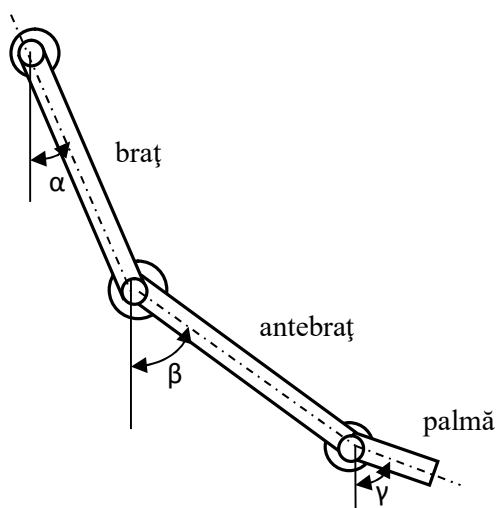


Figura 9

Walter Murel împreună cu un grup de colaboratori face presupunerea că oasele din care este compus membrul superior pot fi modelate sub forma unor cilindri rigizi, iar modelul biomecanic apare în 1996 (figura 10).

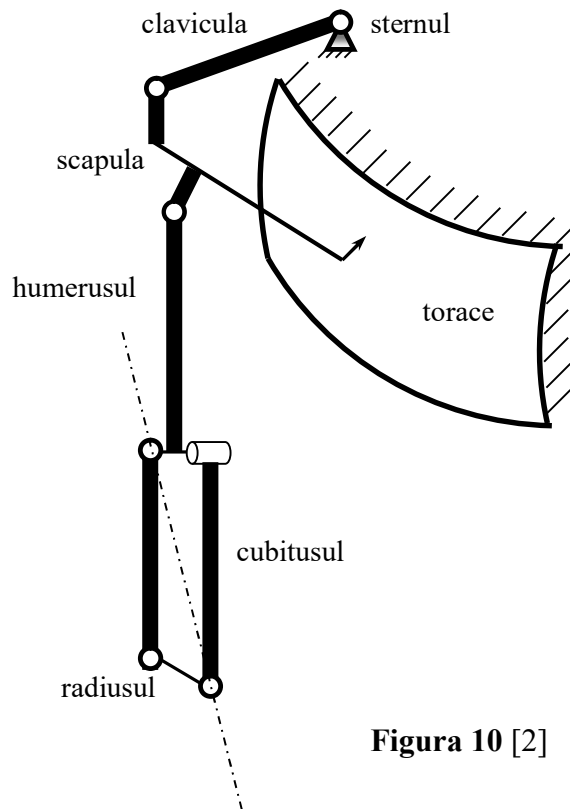


Figura 10 [2]

Alexandra Picu, în teza sa de doctorat, efectuează analiza a comportării dinamice a sistemului mână - braț sub acțiunea vibrațiilor, pe un model cu trei grade de libertate, asimilat unui pendul triplu, ale cărui mase se mișcă într-un plan vertical, cu restricții cinematice la capătul liber (figura 11). [2]

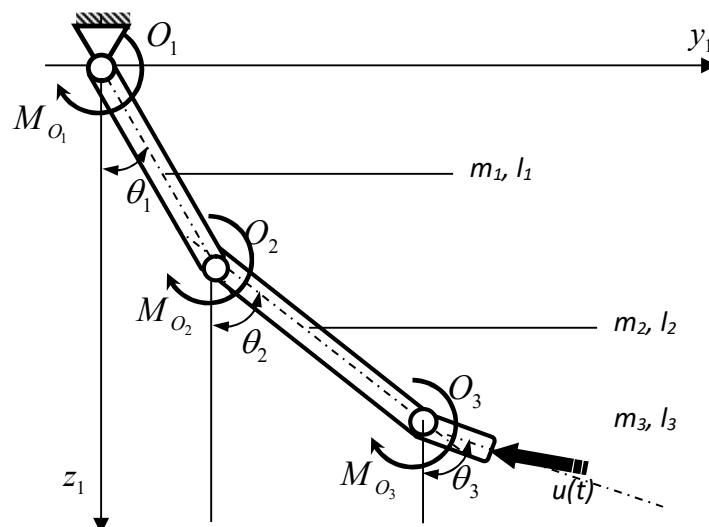


Figura 11

În figura 11, $M_{O_1}, M_{O_2}, M_{O_3}$ reprezintă momentele rezultante totale, iar $u(t)$ are forma: $u(t) = u_o \cdot \sin \omega t$. Folosind ecuațiile lui Lagrange de speța a II – a și făcând substituții succesive se obține un sistem de trei ecuații care poate fi scris sub formă matriceală astfel:

$$[J] \cdot [\cos([\Delta\theta])] \cdot [\ddot{\theta}] + [C] \cdot [\dot{\theta}] + [K] \cdot [\theta] = -[S] \cdot g \cdot [\sin([\theta])] - [J] \cdot [\sin([\Delta\theta])] \cdot [\dot{\theta}^2] + [Ex] \cdot \ddot{u},$$

în care,

$[J]$ este matricea de inerție a sistemului;

$[K]$ este matricea de rigiditate a sistemului;

$[C]$ este matricea coeficienților de disipare vâscoasă;

$[S]$ este matricea de influență;

$[Ex]$ este vectorul de excitație.

Din cauza complexității și neliniarităților apărute, rezolvarea acestui sistem s-a realizat prin metode numerice.

Un grup de cercetători de la Universitatea Guelph din Canada, format din Hussein Abdullah, Cole Tarry, Rahul Datta, Gauri Mittal și Mohamed Abderrahim, publică, în anul 2007, un articol în care este prezentat un model biomecanic dinamic folosit în evaluarea și monitorizarea terapiei membrilor superioare. Articulația umărului este reprezentată având trei grade de libertate, iar cea a cotului două grade de libertate (figura 12).

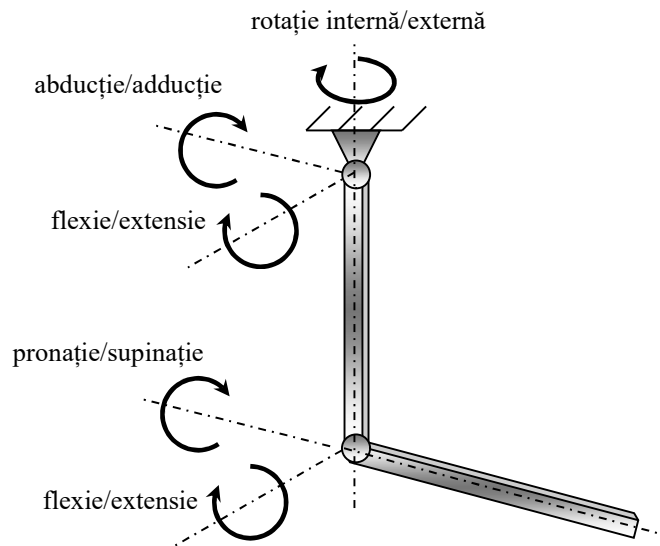


Figura 12

Un model cu trei grade de libertate al degetului uman a fost realizat și prezentat în cadrul tezei sale de doctorat de către domnul Radu Panaitescu-Liess, membru al Departamentului de Tehnologie mecanică din cadrul U.T.C.B. Oasele degetului, numite falange, sunt scurte, câte trei pentru fiecare deget, cu excepția policelui care are două. Prima falangă – phalanx proximalis – se articulează cu osul metacarpian. Cea de-a doua falangă – phalanx media – este prinsă prin intermediul articulațiilor interfalangiene. În sfârșit, cea de-a treia falangă – phalanx distalis – este prinsă la un capăt de articulația interfalangiană, celălalt capăt fiind liber și ascuțit (figura 13). [2]

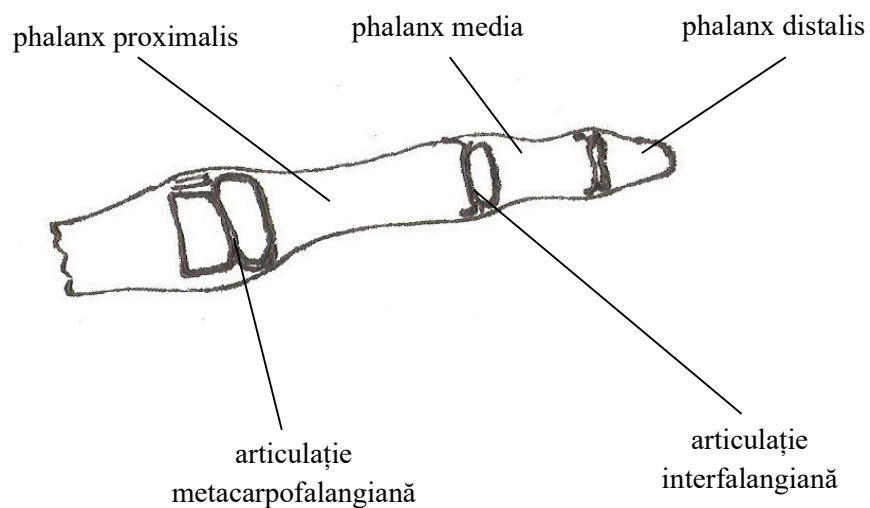


Figura 13

Mișcarea se poate studia în planul yOz (plan vertical), cele trei falange fiind asimilate cu trei bare de mase m_i și lungimi l_i , legate prin articulații cilindrice în care acționează resorturi cu constantele elastice k_{ri} și amortizoare ce au coeficienții de amortizare c_{ri} (figura 14).

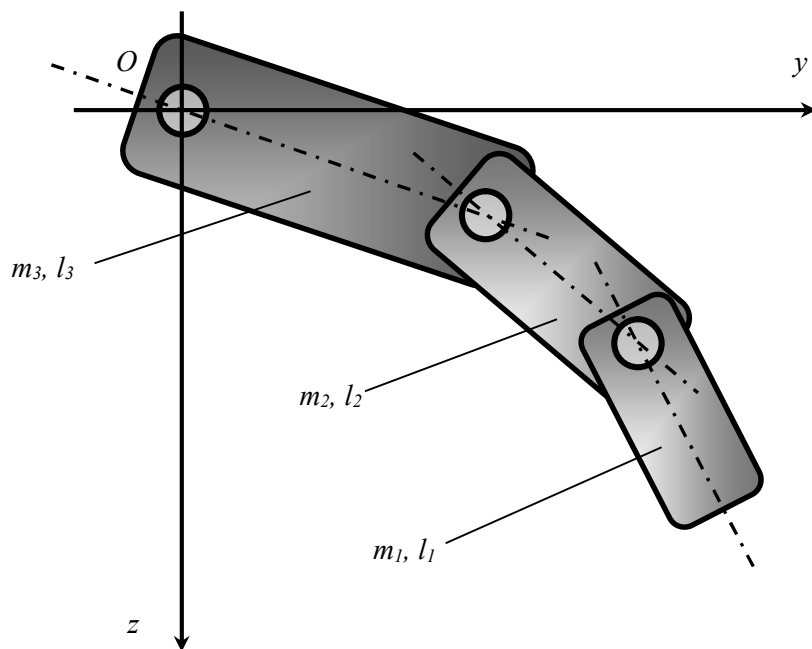


Figura 14

În aceeași lucrare, domnul Radu Panaitescu-Liess a prezentat un model cu 8 grade de libertate al sistemului mână-antebraț-braț și a calculat, cu ajutorul programului Matlab, pulsațiile și frecvențele proprii ale acestuia (figura 15). Amortizările sistemului au fost neglijate.

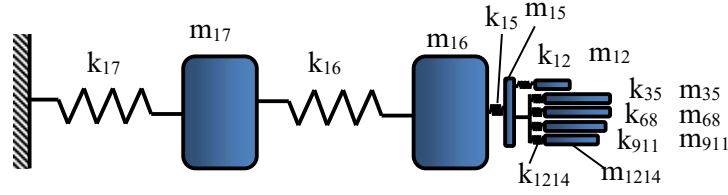


Figura 15

Pentru a determina pulsațiile și frecvențele proprii s-au utilizat datele experimentale pentru mase și rigidități din [21] (tabelele 1 și 2).

Tabelul 1

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15
M [kg]	0.014	0.023	0.008	0.012	0.026	0.01	0.015	0.029	0.007	0.01	0.023	0.006	0.007	0.016	0.213
k [kN/m]	11.59	5.527	10.89	9.713	5.431	10.94	9.661	5.169	9.146	8.19	4.804	2.994	7.761	4.675	15.43

Tabelul 2

	15	16	17
M [kg]	0.213	0.016	0.213
K [kN/m]	15.43	4.675	15.43

Matricele de inerție [M] și de rigiditate [K] sunt de forma:

$$[M] = \begin{bmatrix} m_{12} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_{35} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_{68} & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_{911} & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_{1214} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{15} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{16} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_{17} \end{bmatrix}$$

$$[K] = \begin{bmatrix} k_{12} & 0 & 0 & 0 & 0 & -2 \cdot k_{12} & 0 & 0 \\ 0 & k_{35} & 0 & 0 & 0 & -k_{35}/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & k_{68} & 0 & 0 & -k_{68}/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & k_{911} & 0 & -k_{911}/2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & k_{1214} & -k_{1214}/2 & 0 & 0 \\ -2 \cdot k_{12} & -k_{35}/2 & -k_{68}/2 & -k_{911}/2 & -k_{1214}/2 & k_{15} + 4 \cdot k_{12} + 0,25 \cdot (k_{35} + k_{68} + k_{911} + k_{1214}) & k_{15} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_{15} & k_{15} + k_{16} & -k_{16} \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_{16} & k_{16} + k_{17} \end{bmatrix}$$

unde:

$$\begin{aligned}m_{12} &= m_1 + m_2 \\m_{35} &= m_3 + m_4 + m_5 \\m_{68} &= m_6 + m_7 + m_8 \\m_{911} &= m_9 + m_{10} + m_{11} \\m_{1214} &= m_{12} + m_{13} + m_{14} \\k_{12} &= k_1 + k_2 \\k_{35} &= k_3 + k_4 + k_5 \\k_{68} &= k_6 + k_7 + k_8 \\k_{911} &= k_9 + k_{10} + k_{11} \\k_{1214} &= k_{12} + k_{13} + k_{14}\end{aligned}$$

Folosind ca date de intrare matricele de inerție [M] și de rigiditate [K] și rulând programul rezultă:

```
>> %pulsatii si frecvente proprii model biomecanic mana-antebrat-brat, 8 grade libertate

>> %date de intrare

>> %mase, [kg]
>>
m1=0.014;m2=0.023;m3=0.008;m4=0.012;m5=0.026;m6=0.010;m7=0.015;m8=0.029;m9=0.00
7;m10=0.010;m11=0.023;m12=0.006;m13=0.007;m14=0.016;m15=0.213;m16=1.0;m17=1.58;
>> %definire mase
>> m12=m1+m2;
>> m35=m3+m4+m5;
>> m68=m6+m7+m8;
>> m911=m9+m10+m11
>> m1214=m12+m13+m14

>> %rigiditati, [N/m]
>> C=10^3;
>>
k1=11.59*C;k2=5.527*C;k3=10.89*C;k4=9.713*C;k5=5.431*C;k6=10.94*C;k7=9.661*C;k8=5
.169*C;k9=9.146*C;k10=8.187*C;k11=4.804*C;k12=2.994*C;k13=7.761*C;k14=4.675*C;k15
=15.43*C;k16=16.33*C;k17=41.22*C;
>> %definire rigiditati
>> k12=k1+k2;
>> k35=k3+k4+k5;
>> k68=k6+k7+k8;
>> k911=k9+k10+k11;
>> k1214=k12+k13+k14;

>> %matricea de inertie
>> M=[m12 0 0 0 0 0 0 0;
```

```

0 m35 0 0 0 0 0;
0 0 m68 0 0 0 0;
0 0 0 m911 0 0 0;
0 0 0 0 m1214 0 0;
0 0 0 0 0 m15 0;
0 0 0 0 0 0 m16;
0 0 0 0 0 0 0 m17]

```

M =

```

0.0370    0    0    0    0    0    0    0
    0  0.0460    0    0    0    0    0    0
    0    0  0.0540    0    0    0    0    0
    0    0    0  0.0400    0    0    0    0
    0    0    0    0  0.0600    0    0    0
    0    0    0    0    0  0.2130    0    0
    0    0    0    0    0    0  1.0000    0
    0    0    0    0    0    0    0  1.5800

```

```
>> %matricea de rigiditate
```

```

>> K=[k12 0 0 0 0 -2*k12 0 0;
    0 k35 0 0 0 -k35/2 0 0;
    0 0 k68 0 0 -k68/2 0 0;
    0 0 0 k911 0 -k911/2 0 0;
    0 0 0 0 k1214 -k1214/2 0 0;
    -2*k12 -k35/2 -k68/2 -k911/2 -k1214/2 k15+4*k12+0.25*(k35+k68+k911+k1214) -k15 0;
    0 0 0 0 0 -k15 k15+k16 -k16;
    0 0 0 0 0 0 -k16 k16+k17]

```

K =

1.0e+005 *

```

0.1712    0    0    0    0 -0.3423    0    0
    0  0.2603    0    0    0 -0.1302    0    0
    0    0  0.2577    0    0 -0.1288    0    0
    0    0    0  0.2214    0 -0.1107    0    0
    0    0    0    0  0.2955 -0.1478    0    0
-0.3423 -0.1302 -0.1288 -0.1107 -0.1478  1.0977 -0.1543    0
    0    0    0    0    0 -0.1543  0.3176 -0.1633
    0    0    0    0    0    0 -0.1633  0.5755

```

```
>> %calcul matrice dinamica D
```

```
>> E=inv(M)
```

E =

27.0270	0	0	0	0	0	0	0
0	21.7391	0	0	0	0	0	0
0	0	18.5185	0	0	0	0	0
0	0	0	25.0000	0	0	0	0
0	0	0	0	16.6667	0	0	0
0	0	0	0	0	4.6948	0	0
0	0	0	0	0	0	1.0000	0
0	0	0	0	0	0	0	0.6329

>> D=E*k

D =

1.0e+005 *

4.6262	0	0	0	0	-9.2524	0	0
0	5.6596	0	0	0	-2.8298	0	0
0	0	4.7722	0	0	-2.3861	0	0
0	0	0	5.5343	0	-2.7671	0	0
0	0	0	0	4.9255	-2.4628	0	0
-1.6072	-0.6111	-0.6049	-0.5196	-0.6937	5.1536	-0.7244	0
0	0	0	0	0	-0.1543	0.3176	-0.1633
0	0	0	0	0	0	-0.1034	0.3642

>> %determinarea pulsatiilor proprii - problema de vectori si valori proprii

>> [Q,V]=eig(D);

>> p=sort(sqrt(eig(D))); %pulsatiile proprii

>> p1=p(1);

>> p2=p(2);

>> p3=p(3);

>> p4=p(4);

>> p5=p(5);

>> p6=p(6);

>> p7=p(7);

>> p8=p(8);

>> %determinare frecvente proprii

>> f1=p1/(2*pi);

>> f2=p2/(2*pi);

>> f3=p3/(2*pi);

>> f4=p4/(2*pi);

>> f5=p5/(2*pi);

>> f6=p6/(2*pi);

```

>> f7=p7/(2*pi);
>> f8=p8/(2*pi);
>> disp(['p1=', num2str(p1), '[rad/s]'])
p1=83.7516[rad/s]
>> disp(['p2=', num2str(p2), '[rad/s]'])
p2=190.6532[rad/s]
>> disp(['p3=', num2str(p3), '[rad/s]'])
p3=245.556[rad/s]
>> disp(['p4=', num2str(p4), '[rad/s]'])
p4=689.7625[rad/s]
>> disp(['p5=', num2str(p5), '[rad/s]'])
p5=699.8519[rad/s]
>> disp(['p6=', num2str(p6), '[rad/s]'])
p6=737.6675[rad/s]
>> disp(['p7=', num2str(p7), '[rad/s]'])
p7=749.1967[rad/s]
>> disp(['p8=', num2str(p8), '[rad/s]'])
p8=980.1244[rad/s]
>> disp('frecvente proprii:')
frecvente proprii:
>> disp(['f1=', num2str(f1), '[Hz]'])
f1=13.3295[Hz]
>> disp(['f2=', num2str(f2), '[Hz]'])
f2=30.3434[Hz]
>> disp(['f3=', num2str(f3), '[Hz]'])
f3=39.0814[Hz]
>> disp(['f4=', num2str(f4), '[Hz]'])
f4=109.7791[Hz]
>> disp(['f5=', num2str(f5), '[Hz]'])
f5=111.3849[Hz]
>> disp(['f6=', num2str(f6), '[Hz]'])
f6=117.4034[Hz]
>> disp(['f7=', num2str(f7), '[Hz]'])
f7=119.2384[Hz]
>> disp(['f8=', num2str(f8), '[Hz]'])
f8=155.9916[Hz]

```

3.2. Articulația cotului

Articulația pivotantă a cotului unește osul humerus al brațului cu oasele radius și ulna ale antebrățului. Relația dintre radius și ulnă permite realizarea unor mișcări rotative ale cotului, osul radius rotindu-se în jurul ulnei, întorcând astfel mâinile. [10]

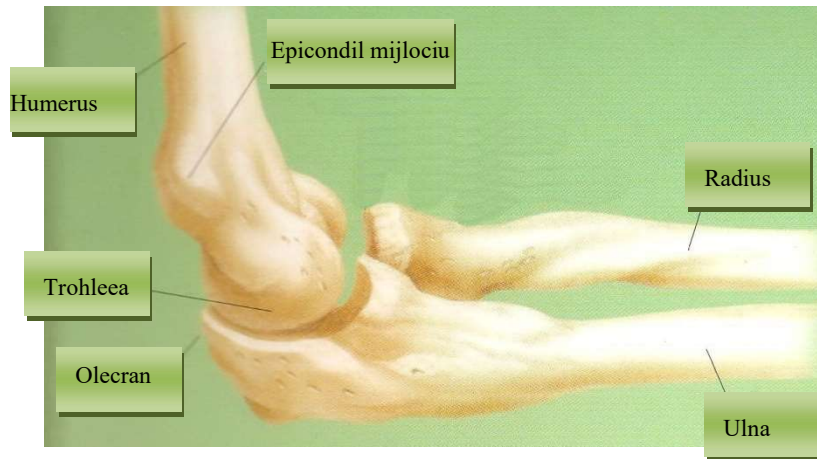


Figura 15 [10]

Această articulație are un singur grad de libertate. Ea permite executarea mișcărilor de flexie și extensie a antebrățului pe braț. Flexia și extensia active au o amplitudine medie normală de 150°, dintre care 90° revin extensiei și 60° flexiei.

Suprafețele articulare sunt:

- *extremitatea inferioară a humerusului* (trohleea, condilul humeral și epicondilul);
- *extremitatea superioară a cubitusului* prezintă o scobitură semilunară (marea cavitate sigmoidă), apofiza coronoidă, în partea anterioară a cavității sigmoide și tuberozitatea (olecranul), în partea posterioară a cavității sigmoide. La marginea externă a acestei cavități se află o altă scobitură semilunară (mica cavitate sigmoidă) care ia parte la alcătuirea articulației radio-cubitale superioare.
- *extremitatea superioară a radiusului* prezintă o scobitură care se adaptează pe condilul humeral.

Suprafețele articulare sunt acoperite de cartilajul hialin. Trohleea humerală vine în raport cu incizura cubitusului, iar condilul humeral cu foseta capului radial.

Mijloacele de unire sunt capsula articulară, care leagă humerusul cu cubitusul (ulna) și radiusul. Capsula articulară este laxă și întărită lateral de *patru ligamente* mai puternice dispuse *anterior, posterior, lateral extern și lateral intern*.

Membrana sinovială este ca o foiță subțire ce învelește pe dinăuntru capsula articulară.

Mușchii implicați în mișcările cotului sunt flexori și extensori. *Mușchii flexori* sunt: *bicepsul brachial* (acțiunea cea mai importantă este cea de supinație și pe plan secundar de flexor al antebrățului pe braț); *brahialul anterior* este situat sub biceps; *mușchii epicondilieni* (în număr de patru: brahio-radial, primul brahial extern, al doilea brahial, extenscurtul supinator). *Mușchii extensori* sunt: *tricepsul brahial* (un mușchi voluminos); *anconeul* (un mușchi scurt, trunghiular, situat pe fața posterioară a cotului). [6]

Biomecanica articulației cotului

Articulația cotului este o articulație pivotantă și permite numai executarea mișcărilor de flexie și extensie. Mișcarea de flexie este apropierea antebrăului de braț. Are o amplitudine activă normală de aproape de 150°. În faza finală a mișcării, mâna nu se orientează spre umăr ci spre torace, deoarece axa antebrăului nu se suprapune axei brațului, ci este dirijată față de acesta înăuntru. Explicația constă în orientarea oblică în sus și înăuntru a jgheabului trohleei humerale.

Mușchii flexori sunt: brahialul anterior, bicepsul brahial și mușchii epicondilieni.

Mișcarea de extensie este mișcarea de îndepărtarea a antebrăului de braț. Amplitudinea este de 90°. Mișcarea de extensie este limitată de vârful olecranului și de ligamentul anterior al cotului care este pus sub tensiune.

Mușchii extensori sunt: tricepsul brahial și anconeul (în mod accesoriu).

Prin contracția acestor mușchi, antebrăul acționează ca o pârghie, în care punctul de sprijin este în articulația cotului. [6]

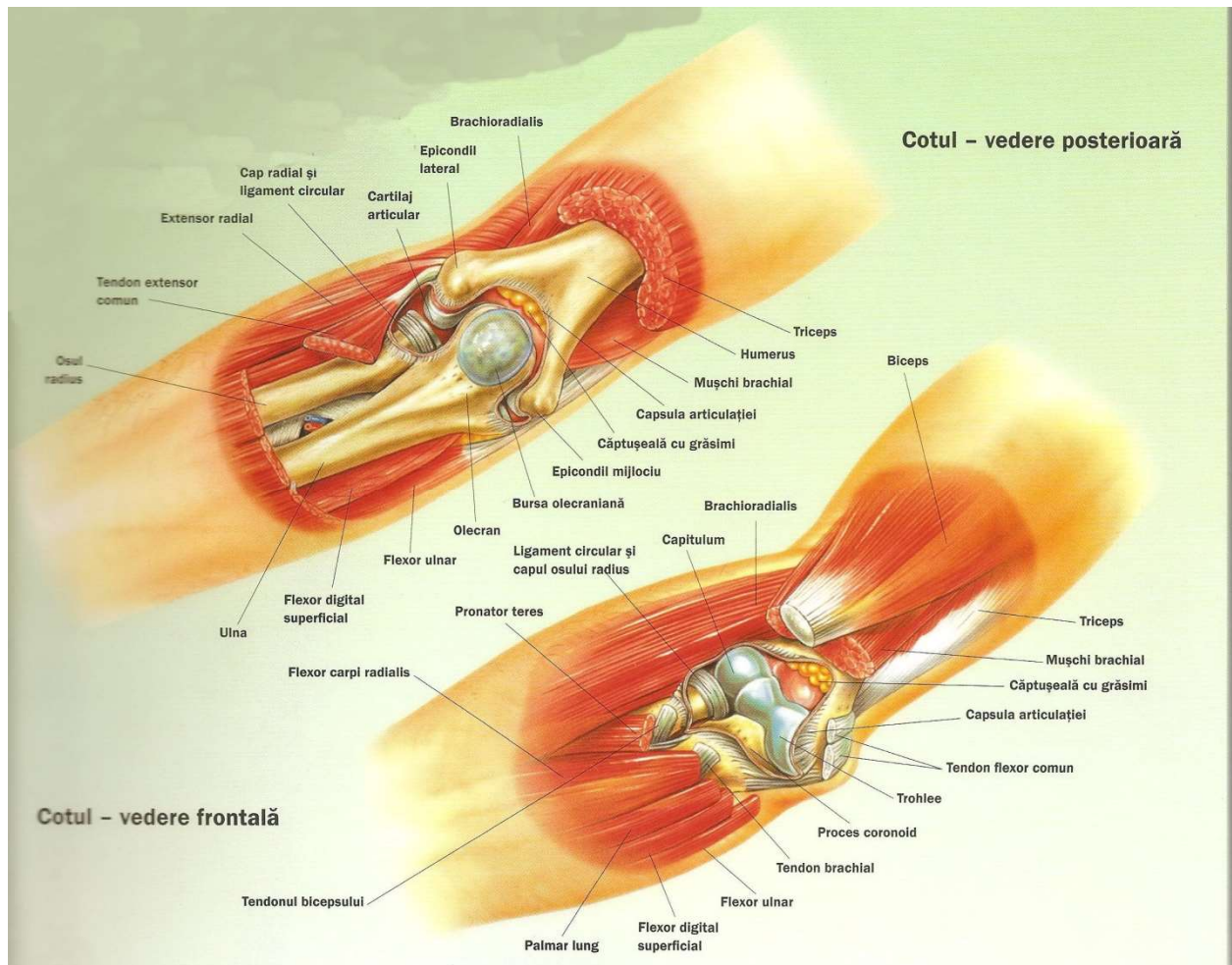


Figura 16 [10]

3.3. Modele biomecanice ale articulației cotului

Un model cu două grade de libertate al articulației cotului, similar unui pendul dublu, ale cărui mase evoluează într-un singur plan vertical, cu restricții cinematice impuse la capătul liber al elementului al doilea este prezentat în figura 17.

Pentru acest model biomecanic s-au făcut următoarele ipoteze:

- în articulație acționează un moment rezistent de tip elastic și vâscos, ambele având caracteristica liniară într-o primă aproximare;
- legătura între elementele modelului este realizată prin intermediul unor articulații cilindrice;
- mișcarea este studiată în plan vertical;
- nu au fost luate în considerare forțele de tip frecare uscată din articulație.

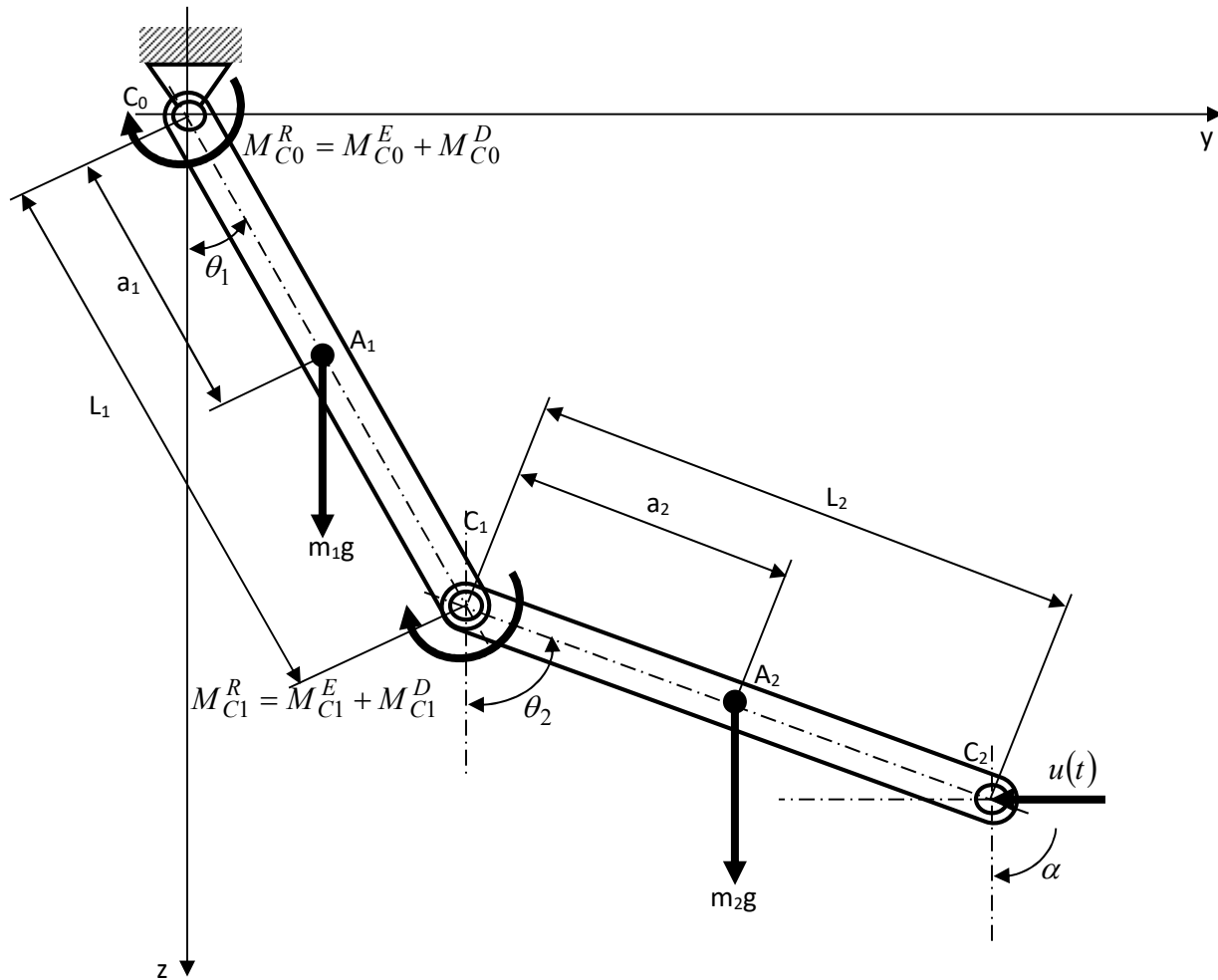


Figura 17

În articulația umărului C_0 momentul rezultant total este:

$$M_{C_0}^R = M_{C_0}^E + M_{C_0}^D$$

unde:

$M_{C_0}^E$ - momentul rezultant elastic; $M_{C_0}^D$ - momentul rezultant disipativ.

Articulația cotului C_1 are momentul resultant total:

$$M_{C1}^R = M_{C1}^E + M_{C1}^D$$

cu: M_{C1}^E - momentul resultant elastic; M_{C1}^D - momentul resultant disipativ.

Sistemul de ecuații diferențiale de mișcare potrivit modelului se găsește cu ajutorul ecuațiilor lui Lagrange de speța a II-a:

$$\frac{d}{dt} \left(\frac{\partial E}{\partial \dot{q}_i} \right) - \frac{\partial E}{\partial q_i} = \frac{\partial V}{\partial q_i} + \frac{\partial D}{\partial \dot{q}_i}$$

unde E este energia cinetică totală a sistemului, V energia potențială, D disiparea, iar q_i sunt coordonatele generalizate ce definesc mișcarea sistemului considerat.

Coordonatele generalizate sunt unghiurile din cele două articulații (θ_1 și θ_2), dintre axa longitudinală a elementului și axa verticală Oz .

Energia cinetică este dată de expresia:

$$E = \frac{1}{2} (J_1 \cdot \dot{\theta}_1^2) + \frac{1}{2} (J_2 \cdot \dot{\theta}_2^2) + \frac{1}{2} m_2 v_{A2}^2$$

în care J_i sunt momentele de inerție ale fiecărui element i evaluate față de punctul de articulație (J_1) și față de centrul propriu de greutate (J_2); m_2 este masa antebrațului; v_{A2} este viteza centrului de greutate al antebrațului.

Pentru evaluarea vitezei v_{A2} au fost determinate coordonatele centrului de greutate A_2 :

$$\begin{cases} z_{A2} = L_1 \cos \theta_1 + a_2 \cos \theta_2 \\ y_{A2} = L_1 \sin \theta_1 + a_2 \sin \theta_2 \end{cases}$$

Coordonatele punctului C_2 , în care sunt aplicate restricțiile cinematice, sunt:

$$\begin{cases} z_{C2} = z_{C20} + u \cos \alpha \\ y_{C2} = y_{C20} + u \sin \alpha \end{cases}$$

iar

$$\begin{cases} z_{C20} = L_1 \cos \theta_1 + L_2 \cos \theta_2 \\ y_{C20} = L_1 \sin \theta_1 + L_2 \sin \theta_2 \end{cases}$$

sunt coordonatele inițiale ale punctului C_2 și:

$$u = u(t) = u_0 \sin \omega t$$

În relațiile de mai sus avem următoarele mărimi:

θ_i - valorile inițiale ale celor două coordonate unghiulare;

L_i - lungimile celor două elemente componente ale modelului;

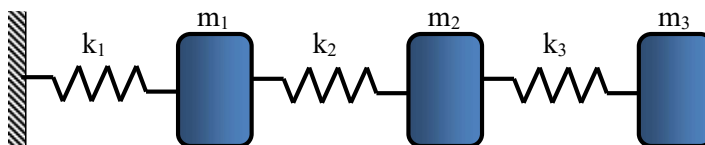
$u(t)$ - funcția de excitație cinematică a modelului;

ω - viteza unghiulară a perturbației cinematice externe;

u_0 - amplitudinea mișcării perturbatoare externe.

Ținând seama de expresia (4.3) se poate determina viteza liniară a masei m_2 :

$$\begin{cases} \dot{z}_{A2} = -L_1 \dot{\theta}_1 \sin \theta_1 - a_2 \dot{\theta}_2 \sin \theta_2 \\ \dot{y}_{A2} = L_1 \dot{\theta}_1 \cos \theta_1 + a_2 \dot{\theta}_2 \cos \theta_2 \end{cases}$$



Pentru a determina pulsațiile și frecvențele proprii pentru sistemul cu trei grade de libertate mână-antebraț-braț se utilizează modelul cercetătorilor Suggs și Mishoe (1974) reprezentat în figura de mai sus, neluând în calcul amortizările și folosind pentru calcule datele din tabelul 1.

$$m_1 = m_{17} = 1,58 \text{ kg}$$

$$m_2 = m_{16} = 1 \text{ kg}$$

$$m_3 = m_1 + m_2 + \dots + m_{15} = 0,419 \text{ kg}$$

$$k_1 = k_{17} = 41,22 \cdot 10^3 \text{ N/m}$$

$$k_2 = k_{16} = 16,33 \cdot 10^3 \text{ N/m}$$

$$k_3 = k_1 + k_2 + \dots + k_{15} = 121,918 \cdot 10^3 \text{ N/m}$$

$$M = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 1,58 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0,419 \end{bmatrix} \text{ kg}$$

$$K = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 & -k_2 & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 \\ 0 & -k_3 & k_3 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} 57,55 & -16,33 & 0 \\ -16,33 & 138,248 & -121,918 \\ 0 & -121,918 & 121,918 \end{bmatrix} 10^3 \text{ N/m}$$

```
>> %introducere date
```

```
>> m1=1.58; %kg
```

```
>> m2=1; %kg
```

```
>> m3=0.419; %kg
```

```
>> k1=41.22*10^3; %N/m
```

```
>> k2=16.33*10^3; %N/m
```

```
>> k3=121.918*10^3; %N/m
```

```
>> %matricea de inertie
```

```
>> M=[m1 0 0;
```

```
      0 m2 0;
```

```
      0 0 m3]
```

```
M =
```

```
    1.5800      0      0
```

```
      0    1.0000      0
```

```
      0      0    0.4190
```

```
>> % matricea de rigiditate
```

```
>> K=[k1+k2 -k2 0;
```

```
      -k2 k2+k3 -k3;
```

```
      0 -k3 k3]
```

```
K =
```

```
    1.0e+005 *
```

```
    0.5755 -0.1633      0
```

```

-0.1633  1.3825 -1.2192
  0 -1.2192  1.2192

>> %calcul matrice dinamica D
>> E=inv(M)
E =
  0.6329    0    0
    0  1.0000    0
    0    0  2.3866

>> D=E*K
D =
  1.0e+005 *
    0.3642 -0.1034    0
   -0.1633  1.3825 -1.2192
    0 -2.9097  2.9097

>> %determinarea pulsatiilor proprii ca o problema de vectori si valori proprii
>> [Q,V]=eig(D);
>> p=sort(sqrt(eig(D))); %pulsatiile proprii
>> p1=p(1);
>> p2=p(2);
>> p3=p(3);
>> %frecventele proprii
>> f1=p1/(2*pi);
>> f2=p2/(2*pi);
>> f3=p3/(2*pi);
>> %afisarea rezultatelor
>> disp('Afisare rezultate')
Afisare rezultate
>> disp('Pulsatiile proprii sunt:')
Pulsatiile proprii sunt:
>> disp(['p1=', num2str(p1), '[rad/s]'])
p1=85.787[rad/s]
>> disp(['p2=', num2str(p2), '[rad/s]'])
p2=200.7436[rad/s]
>> disp(['p3=', num2str(p3), '[rad/s]'])
p3=646.5202[rad/s]
>> disp('Frecventele proprii sunt:')
Frecventele proprii sunt:
>> disp(['f1=', num2str(f1), '[Hz]'])
f1=13.6534[Hz]
>> disp(['f2=', num2str(f2), '[Hz]'])
f2=31.9493[Hz]
>> disp(['f3=', num2str(f3), '[Hz]'])
f3=102.8969[Hz]

```

4. MODELE BIOMECANICE ALE ORGANISMULUI UMAN

În cele ce urmează, voi prezenta câteva modele ale organismului uman întâlnite în materialele studiate pentru lucrare.

În 1977 cercetătorii Patil, Palanichamy și Ghista au realizat un model neliniar cu șapte grade de libertate (figura 18), completând modelul lui Muksian și Nash din 1974 pentru un corp omenesc în poziția așezat .

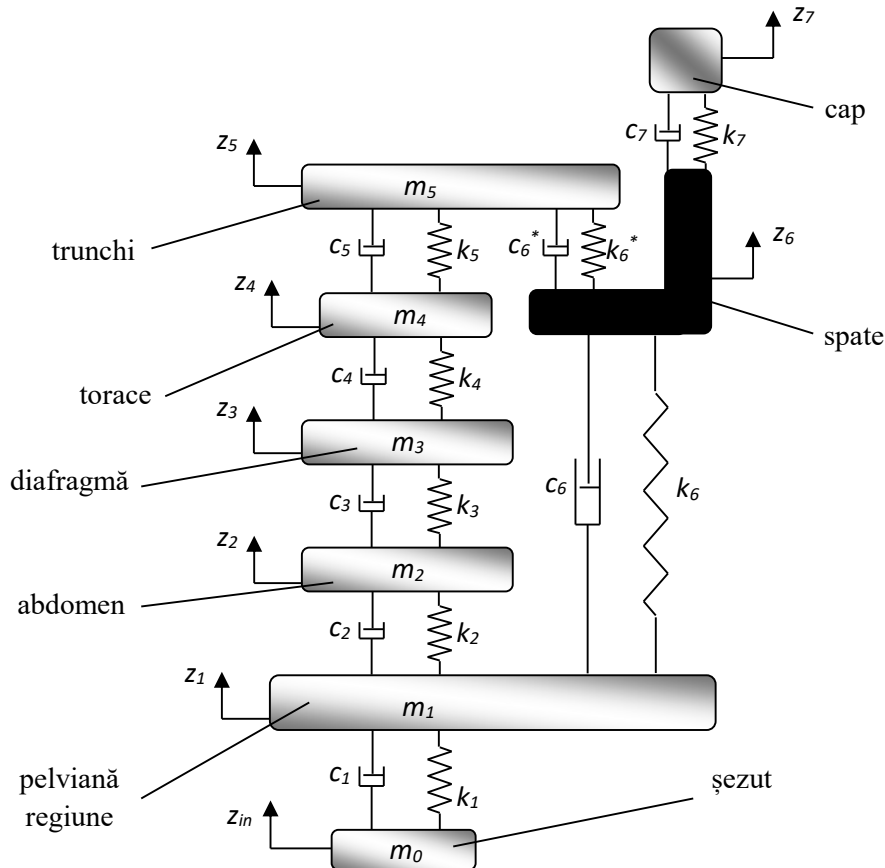


Figura 18 [2]

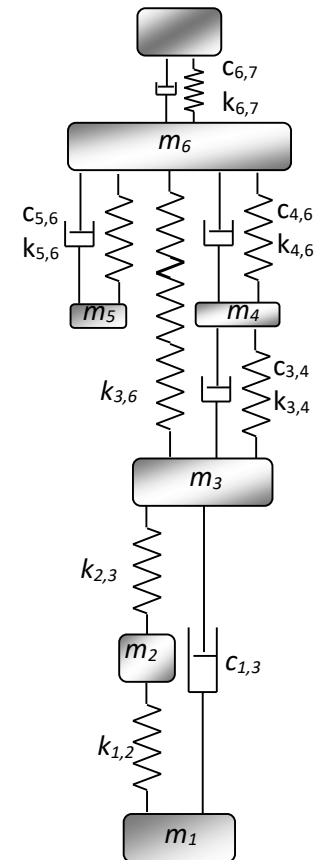


Figura 19 [2]

Profesorul Magheți prezintă un model al organismului uman aflat în poziție verticală, sub formă de mase concentrate (figura 19).

Organizația Internațională pentru Standardizare a publicat în anul 1987 standardul ISO 7962:1987 (revizuit de ISO 5982:2001). Acesta conținea și un model cu patru grade de libertate al corpului uman (figura 20) utilizat pentru determinarea transmisibilității vibrațiilor la cap, pe direcție verticală, pentru intervalul 0,5 – 31,5 Hz. Standardul este limitat la pozițiile așezat și în picioare, iar modelul nu ia în considerare neliniaritățile corpului uman. [2]

De asemenea, în acest standard sunt definiți și parametrii modelului, cu următoarele valori:

[kg]				[N/m]			
m_1	m_2	m_3	m_4	k_1	k_2	k_3	k_4
8,24	8,05	44,85	13,86	$22 \cdot 10^8$	$20,13 \cdot 10^4$	$88,56 \cdot 10^3$	$36,47 \cdot 10^3$

[N/m]				[N·s/m]			
k_1^*	k_2^*	k_3^*	k_4^*	c_1	c_2	c_3	c_4
$36 \cdot 10^7$	$65 \cdot 10^9$	$52,34 \cdot 10^4$	$69,3 \cdot 10^3$	748,1	578	2964	901,8

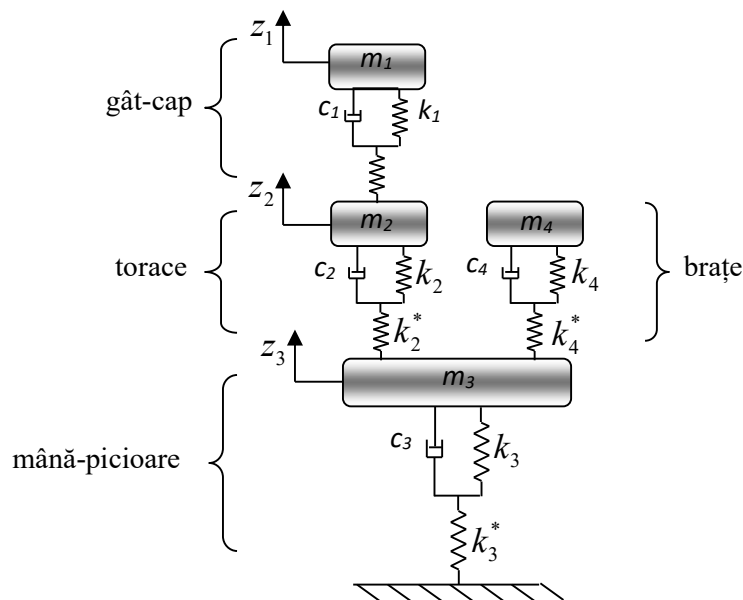


Figura 20

Un model biomecanic al corpului uman aflat sub influența vibrațiilor, în poziție așezat și în picioare, a fost creat de Cherian în 1990 (figura 21).

Goel și colaboratorii săi au prezentat în 2001 un model cu șapte grade de libertate al unui subiect uman aflat în poziția în picioare pe un suport rigid (figura 22). Masele au fost dispuse prin respectarea elementelor anatomiche, iar valorile constantelor de amortizare, ale coeficienților de rigiditate și ale maselor sunt [2]:

$$m_1 = 6 \text{ kg}, m_2 = 7 \text{ kg}, m_3 = 27,174 \text{ kg},$$

$$m_4 = 32,697 \text{ kg}, m_5 = 6,529 \text{ kg},$$

$$m_6 = 6 \text{ kg}, m_7 = 7 \text{ kg}$$

$$k_1 = k_6 = 310 \text{ N/m},$$

$$k_2 = k_3 = k_4 = k_5 = k_7 = k_8 = 1500 \text{ N/m}$$

$$c_1 = c_6 = 3970 \text{ N·s/m},$$

$$c_2 = c_3 = c_4 = c_5 = c_7 = c_8 = 100000 \text{ N·s/m}$$

Masele mâinilor se consideră a fi incluse în masa m_4 .

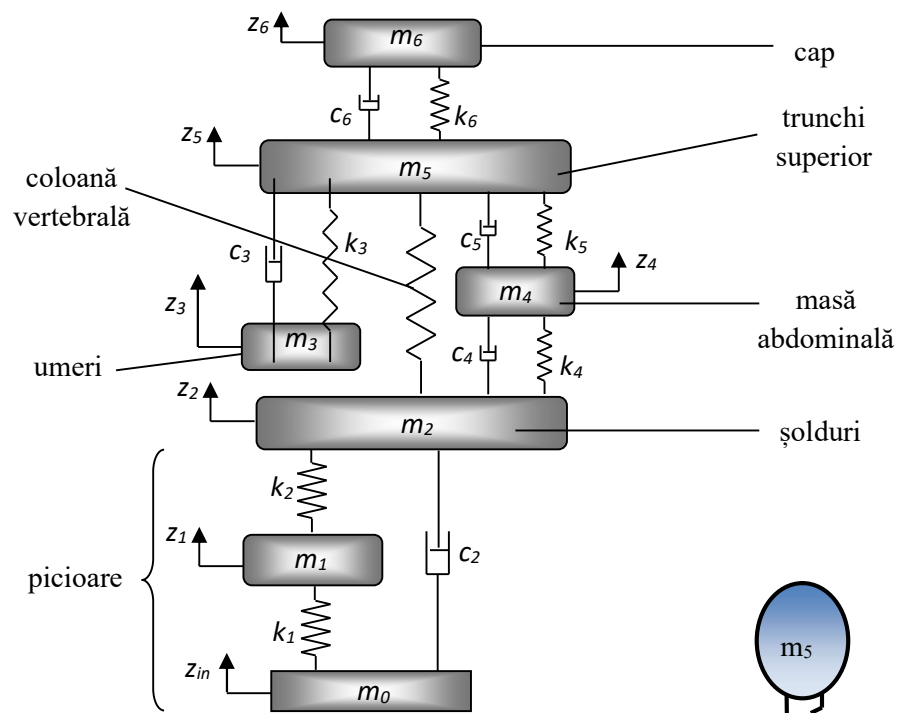


Figura 21

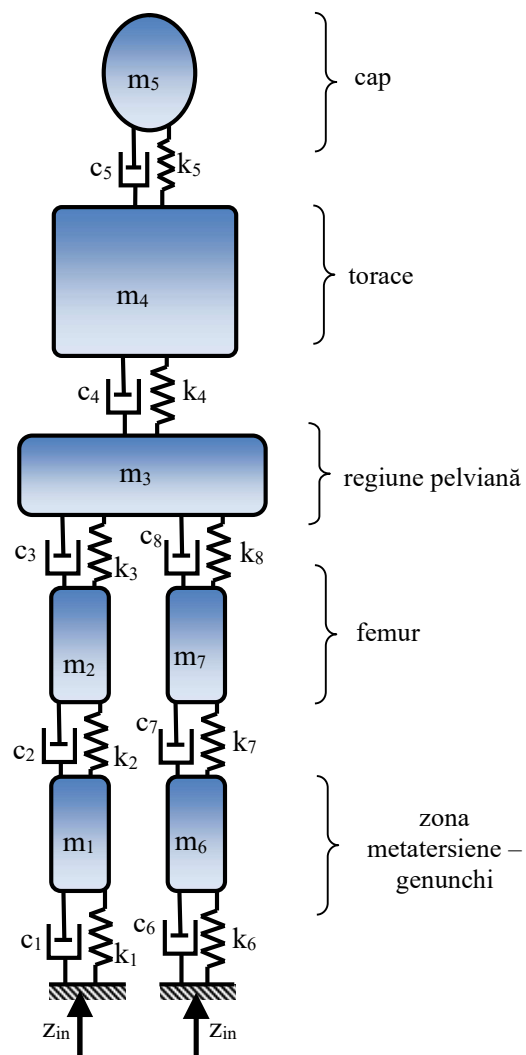
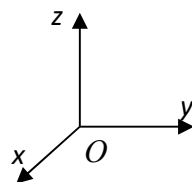


Figura 22

Pentru modelul din figura 18 se vor determina frecvențele și pulsațiile proprii cu ajutorul programului Matlab. Se vor utiliza datele experimentale din tabelul.

Tabelul 3

	1	2	3	4	5	56	6	7
M [kg]	27.23	5.921	0.455	1.362	32.762	-	6.820	5.450
k [kN/m]	25500	877	877	877	877	52600	52600	52600

$$M = \begin{bmatrix} m_1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & m_2 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & m_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & m_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & m_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_6 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & m_7 \end{bmatrix}$$

$$[K] = \begin{bmatrix} k_1 + k_2 + k_6 & -k_2 & 0 & 0 & 0 & -k_6 & 0 \\ -k_2 & k_2 + k_3 & -k_3 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -k_3 & k_3 + k_4 & -k_4 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -k_4 & k_4 + k_5 & -k_5 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 + k_6 & -k_6 & 0 \\ -k_6 & 0 & 0 & 0 & -k_5 & k_5 + k_6 + k_7 & -k_7 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & -k_7 & k_7 \end{bmatrix}$$

%model biomecanic al organismului uman cu 7 grade de libertate-pulsatii si frecvente proprii

```
>> %introducere date
```

```
>> %mase,[kg]
```

```
>> m1=27.23;m2=5.921;m3=0.455;m4=1.3362;m5=32.762;m6=6.820;m7=5.450;
```

```
>> %rigiditati,[N/m]
```

```
>> k1=25500;k2=877;k3=877;k4=877;k5=877;k56=52600;k6=52600;k7=52600;
```

```
>> %matricea de inertie
```

```
>> M=[m1 0 0 0 0 0 0;
```

```
0 m2 0 0 0 0 0;
```

```
0 0 m3 0 0 0 0;
```

```
0 0 0 m4 0 0 0;
```

```
0 0 0 0 m5 0 0;
```

```
0 0 0 0 0 m6 0;
```

```
0 0 0 0 0 0 m7]
```

M =

27.2300	0	0	0	0	0	0
0	5.9210	0	0	0	0	0
0	0	0.4550	0	0	0	0
0	0	0	1.3362	0	0	0
0	0	0	0	32.7620	0	0
0	0	0	0	0	6.8200	0
0	0	0	0	0	0	5.4500

```
>> %matricea de rigiditate
>> K=[k1+k2+k6 -k2 0 0 0 -k6 0;
-k2 k2+k3 -k3 0 0 0 0;
0 -k3 k3+k4 -k4 0 0 0;
0 0 -k4 k4+k5 -k5 0 0;
0 0 0 -k5 k5+k6 -k6 0;
-k6 0 0 0 -k56 k56+k6+k7 -k7;
0 0 0 0 0 -k7 k7]
```

K =

78977	-877	0	0	0	-52600	0
-877	1754	-877	0	0	0	0
0	-877	1754	-877	0	0	0
0	0	-877	1754	-877	0	0
0	0	0	-877	53477	-52600	0
-52600	0	0	0	-52600	157800	-52600
0	0	0	0	0	-52600	52600

```
>> %calcul matrice dinamica D
>> E=inv(M);
>> D=E*K;
>> %determinare pulsatii proprii ca o problema de vectori si valori proprii
>> [Q,V]=eig(D);
>> p=sort(sqrt(eig(D))); %pulsatii proprii
>> %determinare pulsatii proprii
>> p1=p(1);
>> p2=p(2);
>> p3=p(3);
>> p4=p(4);
>> p5=p(5);
>> p6=p(6);
>> p7=p(7);
>> %determinare frecvente proprii
>> f1=p1/(2*pi);
>> f2=p2/(2*pi);
```

```

>> f3=p3/(2*pi);
>> f4=p4/(2*pi);
>> f5=p5/(2*pi);
>> f6=p6/(2*pi);
>> f7=p7/(2*pi);
>> disp('Rezultate:')
Rezultate:
>> disp('pulsatii proprii:')
pulsatii proprii:
>> disp(['p1=', num2str(p1), '[rad/s]'])
p1=12.6954[rad/s]
>> disp(['p2=', num2str(p2), '[rad/s]'])
p2=17.2202[rad/s]
>> disp(['p3=', num2str(p3), '[rad/s]'])
p3=30.7225[rad/s]
>> disp(['p4=', num2str(p4), '[rad/s]'])
p4=48.6351[rad/s]
>> disp(['p5=', num2str(p5), '[rad/s]'])
p5=65.9049[rad/s]
>> disp(['p6=', num2str(p6), '[rad/s]'])
p6=80.4402[rad/s]
>> disp(['p7=', num2str(p7), '[rad/s]'])
p7=167.9425[rad/s]
>> disp('frecvente proprii:')
frecvente proprii:
>> disp(['f1=', num2str(f1), '[Hz]'])
f1=2.0205[Hz]
>> disp(['f2=', num2str(f2), '[Hz]'])
f2=2.7407[Hz]
>> disp(['f3=', num2str(f3), '[Hz]'])
f3=4.8896[Hz]
>> disp(['f4=', num2str(f4), '[Hz]'])
f4=7.7405[Hz]
>> disp(['f5=', num2str(f5), '[Hz]'])
f5=10.4891[Hz]
>> disp(['f6=', num2str(f6), '[Hz]'])
f6=12.8025[Hz]
>> disp(['f7=', num2str(f7), '[Hz]'])
f7=26.7289[Hz]

```

5. MODELE BIOMECANICE ALE ARTICULAȚIEI GENUNCHIULUI UMAN

5.1. Genunchiul

Genunchiul este una din cele mai complexe articulații din corp. El face legătura între coapsă și gambă.

Scheletul genunchiului este format din extremitatea inferioară a femurului (osul coapsei), extremitățile superioare ale celor două oase ale gambei: tibia și peroneul și osul propriu al regiunii, rotula (patela) (figura 18).

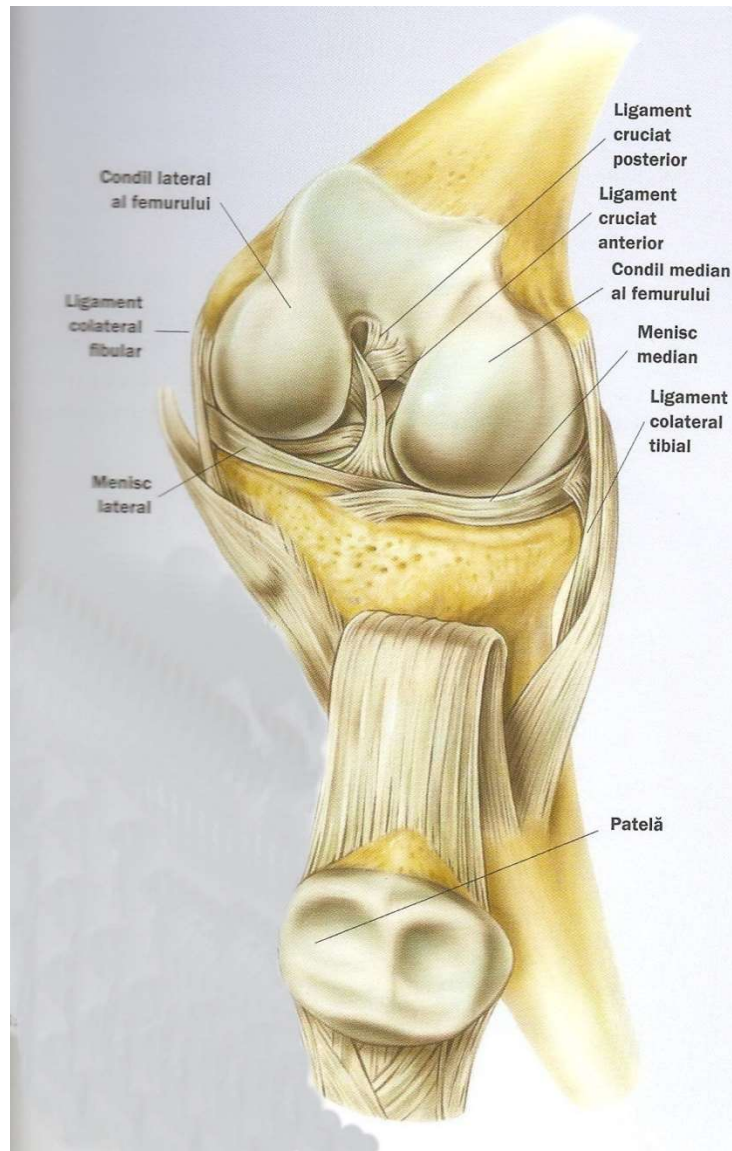


Figura 18 [10]

Această articulație intră, ca și cotul, în categoria articulațiilor pivotante (care acceptă mișcarea într-un singur plan, exemplu: îndoire/îndreptare genunchi) (figura 19). Ea permite

totuși anumite mișcări de alunecare în față și în spate și un nivel redus de mișcări rotative. Genunchiul este o articulație capabilă să ridice greutatea.



Figura 19 [10]

Cele trei oase care se întâlnesc la genunchi și cavitatea articulară aflată între ele sunt unite de capsula articulației genunchiului. Această capsulă are pe margine o membrană și este umplută cu lichid sinovial care lubrefiază suprafețele articulației. Baza femurului și capul tibiei au un strat cartilaginos care susține mișcarea lentă a genunchiului. Patela este situată în tendonul mușchiului cvadriiceps și are o formă aproximativ triunghiulară. Fața anterioară este convexă și vine în contact cu fascia genunchiului și cu tegumentele. Fața posterioară este concavă. Pe baza și marginile ei se inseră tendonul cvadricipital, iar la vârf, tendonul rotulian. [10], [6]

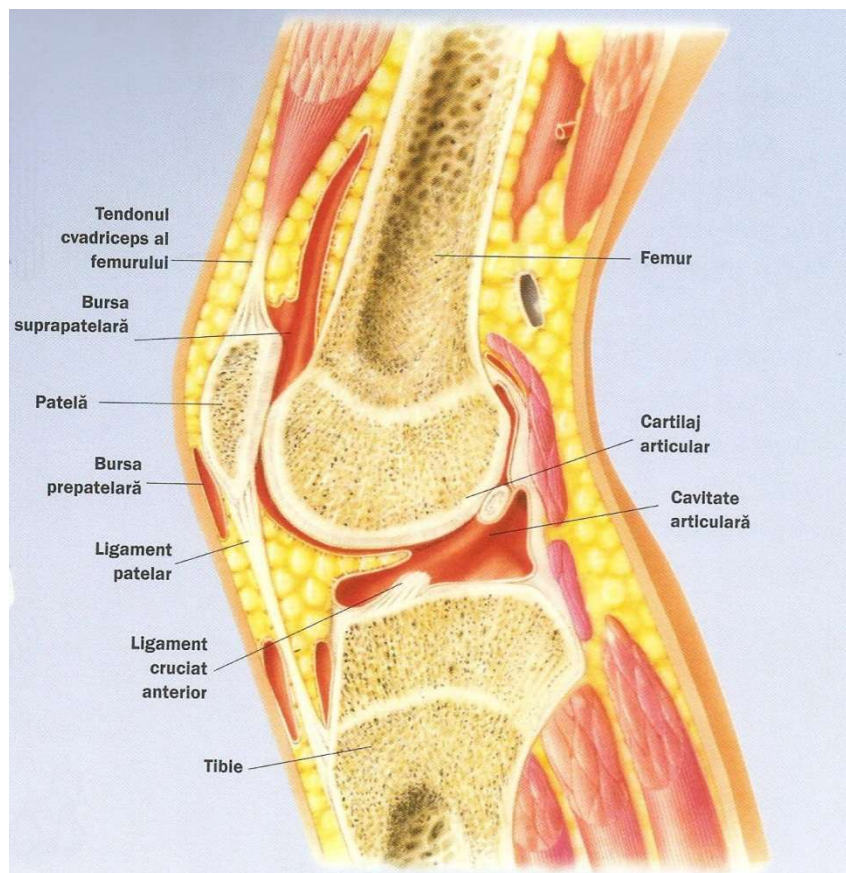


Figura 20

Deoarece oasele articulației genunchiului nu se pot menține singure în poziție, este necesară o rețea de ligamente și mușchi puternici care dau rezistență și stabilitate. Rotula este ținută în poziție de ligamente puternice ce acceptă mișcarea longitudinală de alunecare a patelui deasupra femurului. Ligamentele colaterale sunt dispuse de-a lungul părților exterioare ale capsulei articulației, în timp ce, în interiorul capsulei, ligamentele cruciate joacă un rol în controlarea mișcării tibiei și a patelui. De o egală importanță în menținerea stabilității sunt mușchii care susțin genunchiul. [10]

La nivelul genunchiului se găsesc trei articulații: femuro-tibială (articulația propriu-zisă a genunchiului), femuro-rotuliană (care participă la alcătuirea articulației genunchiului) și articulația tibio-peronieră superioară.

Articulația femuro-tibială este cea mai voluminoasă articulație a corpului și cea mai puternică. Structural, ea este o trohleartroză imperfectă și de aceea are în constituția ei două meniscuri. Extremitatea inferioară a femurului are cei doi condili, separați de scobitura intercondiliană și de trohlee și acoperiți la suprafață de un cartilaj hialin. Extremitatea superioară a tibiei prezintă două cavități glenoide acoperite de cartilaj hialin, separate între ele de doi tuberculi (intern și extern) ai masivului osos ce aparțin spinei tibiale. Pe spina tibială se inseră capetele distale ale ligamentelor încrucișate. Fața posterioară a rotulei este divizată în două fațete laterale de către o creastă teșită și este acoperită de cartilaj hialin.

Deoarece între suprafețele osoase articulare ale femurului și tibiei nu există congruență perfectă, între ele s-a dezvoltat, pe fiecare cavitate glenoidă câte un menisc. Meniscul extern are o formă circulară, iar cel intern forma literei C. [6]

Meniscul intern, prin cornul său anterior, se fixează la marginea anterioară a platoului tibial, imediat înaintea ligamentului încrucișat anterior, iar prin cornul său posterior, pe suprafața retrospinală, imediat înapoia inserției ligamentului încrucișat posterior.

Meniscul extern, prin cornul său anterior, se fixează pe suprafața prespinală, imediat înaintea spinei și pe fața externă a ligamentului încrucișat anterior, iar prin cornul său posterior, se fixează pe tuberculul intern al spinei tibiale. Cele două meniscuri sunt reunite la partea lor anterioară de o formațiune delicată numită ligamentul transvers care este înconjurat de pachetul celular gras anterior al genunchiului.

Aceste meniscuri nefiind strict cartilaginoase, au o elasticitate și o deformabilitate mai mare decât a cartilajului obișnuit. Partea internă a meniscului nu conține vase, dar în partea capsulară acestea sunt abundente.

Segmentele osoase din articulație sunt menținute între ele de o capsulă articulară întărită de șase ligamente. Capsula articulară este un manșon fibros, care se fixează de jur împrejur, foarte apropiat de limita cartilajelor articulare, lateral pe meniscuri și înainte pe ligamentul jugal, ajungând la tibie. Este foarte rezistentă, poate suporta tracțiuni mai mari de 300 kg. Cele șase ligamente sunt:

1. *ligamentul anterior* (rotulian) – reprezintă tendonul terminal al cvadricepsului, se întinde de la rotulă la tuberozitatea anterioară a tibiei, este lățit transversal, gros și foarte rezistent.
2. *ligamentul posterior* (Winslov) – se confundă cu inserțiile mușchilor gemeni (ai tricepsului sural). Partea mijlocie este în scobitura intercondiliană și se confundă cu inserțiile ligamentelor încrucișate.
3. *ligamentul lateral intern* – se inseră sus pe tuberozitatea condilului femural intern, iar jos, pe partea cea mai de sus a feței interne a tibiei.
4. *ligamentul lateral extern* – se inseră sus pe tuberozitatea condilului femural extern, iar jos, pe partea anteroexternă a capului peroneului.

Ligamentele încrucișate se găsesc în scobitura intercondiliană.

5. *ligamentul încrucișat anterior* se inseră sus, pe porțiunea posterioară a condilului extern și se îndreaptă în jos, înainte și înăuntru pentru a se insera pe partea antero-internă a spinei tibiale și pe suprafața rugoasă prespinală, între inserțiile cornurilor anterioare ale meniscurilor.

6. *ligamentul încrucișat posterior* se inseră pe porțiunea posterioară a condilului intern și se îndreaptă în jos, înainte și înăuntru pentru a se insera înapoia spinei tibiale.

f) *sinoviala genunchiului* tapetează fața interioară a capsulei; se adaptează la toate fundurile de sac capsulare și se întrerupe la nivelul inserției meniscurilor, împărțindu-se în două porțiuni: una suprameniscală, care reprezintă aproape întreaga sinovială și alta submeniscală, mult mai redusă ca dimensiuni. Sinoviala genunchiului comunică în aproape 10 % din cazuri cu sinoviala articulației tibio-peroniere superioare. [6]

Articulația femuro-rotuliană este o trohleartroză fiind alcătuită din trohleea extremității inferioare a femurului și fața posterioară articulară a rotulei. Aparatul capsulo-ligamentar se confundă cu cel al feței anterioare a articulației femuro-tibiale.

Mușchii implicați în mișcările genunchiului sunt:

a) *mușchii coapsei* (anteriori: cvadricepsul, tensorul fasciei lata, dreptul intern, croitorul și posteriori: ischio-gambierii), mușchi biarticulari

b) *mușchii gambei*, popliteul și plantarul subțire.

Statica genunchiului

Axa biomecanică a femurului care, trece prin centrul capului femural și prin scobitura intercondiliană, face cu axa anatomică a corpului femural un unghi de 10° deschis în sus. Față de axa anatomică a tibiei, axa anatomică a femurului se găsește ușor înclinată în afară, formând astfel un unghi deschis de $170^\circ - 177^\circ$.

Biomecanica articulației femuro-tibiale

Articulația femuro-tibială are un singur grad de libertate și în consecință prezintă două mișcări principale: flexia și extensia gambei pe coapsă, mișcări la care se adaugă și altele secundare ca: rotație internă și rotație externă. Articulația mai prezintă și mișcări de înclinare laterală foarte reduse ca amplitudine. Amplitudinea medie a mișcărilor active de flexie și extensie este 135° , iar a celor pasive de 150° . Mișcările se execută în plan sagital, în jurul unei axe transversale care trece prin cei doi condili femurali. Articulația femuro-tibială acționează după principiul unei pârgii de gradul III, prin deplasarea femurului pe tibia fixată (exemplu: sprijinul pe sol), prin deplasarea tibiei pe femurul fixat (exemplu: poziția șezând) sau prin deplasarea simultană a celor două oase (exemplu: la mers, când gamba este pendulată).

Mișcarea de flexie este aceea prin care fața posterioară a gambei se apropie de fața posterioară a coapsei. Se execută în jurul mai multor axe. Începutul mișcării de flexie se face mai mult prin rostogolire, iar sfârșitul mai mult prin rotație pe loc în jurul unei axe fixe. Când flexia ajunge la 70° , se asociază și o mișcare de rotație internă, care poate ajunge până la 20° amplitudine. Mușchii motori pentru flexie sunt: bicepsul femoral și semimembranosul, ca mușchi principali, dar mai intervin și semitendinosul, gemenii, popliteul, plantarul subțire, dreptul intern și croitorul. Limitarea mișcării de flexie este realizată de întâlnirea feței posterioare a gambei cu fața posterioară a coapsei. [6]

Mișcarea de extensie este aceea prin care fața posterioară a gambei se depărtează de fața posterioară a coapsei. La începutul mișcării are loc rotarea extremității femurului, apoi rostogolirea lui pe platoul tibial, până când axa lungă a gambei ajunge să continue axa lungă a

coapsei. Mișcările de extensie i se asociază și o mișcare de rotație în afară a gambei pe coapsă. Mușchii motori ai extensiei sunt în primul rând cvadricepsul și tensorul fasciei lata. Ei realizează, împreună cu tendonul cvadricipital, rotula, aripioarele rotuliene și tendonul rotulian, un aparat complex de extensie a genunchiului. Extensorii acționează cu toată forța lor atunci când se face extensia forțată a genunchiului flexat sau când se execută o mișcare forțată de blocare a genunchiului în ușoară flexie, ca în activitatea fizică. Mișcarea de extensie este limitată de ligamentul posterior al articulației, de ligamentul încrucișat anterior, iar în mod accesoriu de ligamentul încrucișat posterior, de mușchii ischio-gambieri și de ligamentele anterioare care se extind în momentul extensiei.

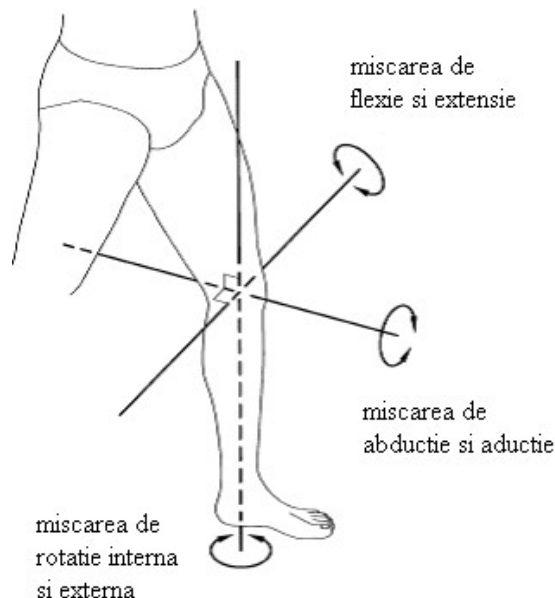


Figura 21 [Vaughan, 1999]

Mișcările de rotație înăuntru și în afară se asociază mișcărilor de flexie și extensie. Mai intervin și ligamentele încrucișate, care rotează gamba în afară în poziția finală de flexie și înăuntru în poziția finală de extensie. Amplitudinea mișcării de rotație activă este de $15^{\circ} - 20^{\circ}$, iar de rotație pasivă de $35^{\circ} - 40^{\circ}$. Rotația în afară este realizată de bicepsul femural, iar rotația înăuntru este executată de: semimembranos, semitendinos, popliteu, drept intern și croitor. În rotația externă ligamentele laterale se extind, iar ligamentele încrucișate se relaxează, în timp în rotația internă se întind ligamentele încrucișate și se destind ligamentele laterale.

Mișcările laterale sunt limitate de ligamentele laterale în special în mers, când sunt puse sub tensiune maximă odată cu extensia genunchiului. În flexia completă, ligamentul lateral extern se relaxează, dar cel intern se menține ușor destins. În semiflexie, însă, se obține o relaxare maximă a ligamentelor. Ligamentele încrucișate limitează deplasarea înainte și înapoi a platoului tibial pe condilii femurali, când genunchiul este extins. Ligamentul încrucișat anterior limitează deplasarea înainte, iar cel posterior – deplasarea înapoi. Ligamentul încrucișat anterior se întinde în extensie, se relaxează în flexia ușoară și se întinde din nou în hiperextensie. Ligamentul încrucișat posterior se întinde în flexie completă, se relaxează în semiflexie și se întinde din nou ușor în extensie. [6]

Biomecanica meniscurilor

Deși solitare pe tibie, meniscurile se deplasează în flexie, dinainte înapoi pe platoul tibial, dar se apropie ușor și între ele, prin extremitățile posterioare. În extensie, meniscurile se deplasează în sens invers, adică dinapoi înainte, ating marginile anterioare ale platoului tibial și se depărtează ușor unul de altul. Tot ele se mai deplasează și odată cu platoul tibial față de condilii femurali, ele situându-se mereu pe acea parte a platoului care suportă presiunea condililor. Astfel, în extensie, condilii alunecă înainte, împingând meniscurile înaintea lor, iar în flexie, condilii alunecă înapoi, împingând meniscurile înapoia lor. În rotația gambei în afară, partea anterioară a meniscului intern urmează capsula la care aderă și se deplasează dinapoi înainte și dinăuntru în afară, în timp ce partea sa posterioară este împinsă înapoi de condilul femural.

Rolul meniscurilor:

1. Completează spațiul liber dintre suprafața curbă a femurului și suprafața plană a tibiei și împiedică astfel protruzia sinovialei și capsulei în cavitatea articulară, în cursul mișcărilor.
2. Centrează sprijinul femurului pe tibie în cursul mișcărilor.
3. Participă la lubrefierea suprafețelor articulare, asigurând repartizarea uniformă a sinovialei pe suprafața cartilajelor.
4. Joacă rolul unui amortizor de șoc între extremitățile osoase, mai ales în mișcările de hiperextensie și hiperflexie.
5. Reduc în mod important frecarea dintre extremitățile osoase. [6]

Biomecanica articulației femuro-rotuliene

Rotula este menținută pe locul ei, de un sistem complicat de frâuri, de origine musculară, ligamentară și tendinoasă. În sens vertical, este fixată de tendonul rotulian și de tendonul cvadricipital - numai el este motor - și solicită rotula, trăgând-o în afară și aplicând-o puternic în șanțul trohlean. Aceste tendoane fac între ele un unghi deschis în afară. În sens transversal, rotula este menținută de cele două aripioare rotuliene. Aripioara internă se întinde de la marginea internă a rotulei, la fața internă a condilului intern, este întărită de inserția vastului intern și de ligamentul menisco-rotulian intern și este deosebit de solicitată. Aripioara externă se întinde de la marginea externă a rotulei, la fața externă a condilului extern, este întărită de vastul extern, fascia lata și ligamentul menisco-rotulian extern și este mai slab dezvoltată. În afara acestor formațiuni, o serie de elemente fibroase se încrucișează peste rotulă, formând o veritabilă rețea. Este vorba de expansiunile croitorului, fasciei lata, aponevrozei gambiere și ale dreptului anterior.

Rolul rotulei:

- în extensie, menține tendonul la distanță de trohleea femurală;
- mărește brațul de pârghie al cvadricepsului, deplasând tendonul cvadricipital față de axa de rotație a genunchiului, ușurând activitatea acestui mușchi;
- în flexie, fiind trasă de tendonul rotulian, rotula ia contact progresiv cu suprafața articulară a trohleei și se înscrie în șanțul trohlean; pornind de sus și ușor din afară ea coboară spre linia mediană, trece peste linia verticală a trohleei, apoi, odată cu intrarea în șanțul dintre cei doi condili, se îndreaptă din nou în afară, pentru ca la sfârșitul mișcării de flexie să acopere exclusiv condilul extern. [6]

Integrată în lanțul triplei extensii a membrului inferior, articulația genunchiului participă activ la activitățile zilnice. Pentru realizarea activităților cotidiene genunchiul utilizează aproximativ 110° flexie-extensie și $10-15^{\circ}$ abducție-adducție. Mersul normal presupune de la

extensia completă până la 70° flexie, iar coborâtul scărilor până la 90° flexie. Poziția șezândă într-un fotoliu necesită mai mult de 90° .

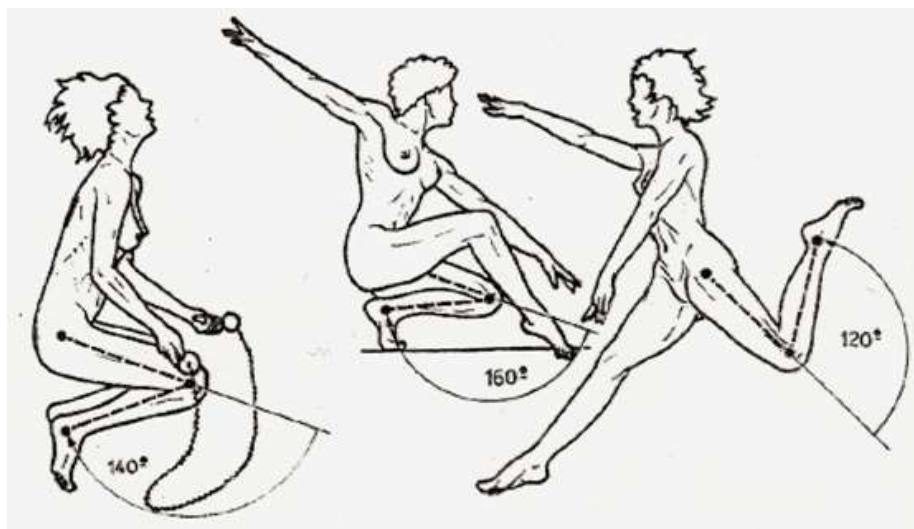


Figura 22 [Popescu și Trandafir, 1998]

În ce privește mișcarea suprafețelor articulare trebuie precizat că în articulația femuro-tibială deși mișcarea se realizează în toate planurile simultan, ea este minimă în planurile transversal și frontal iar în articulația femuro-patelară, mișcarea se realizează în plan frontal și transversal simultan.

Axele diafizelor femurale și tibiale formează un unghi deschis lateral de 173° . Pe de altă parte centrele de rotație ale celor trei articulații principale ale membrului inferior sunt situate într-un plan frontal pe aceeași dreaptă numită ax mecanic al membrului inferior. Axul mecanic se suprapune și coincide cu cel anatomic numai la nivelul gambei. La nivlul coapsei axul anatomic este decalat lateral cu 7° față de cel mecanic. Datorită distanței interarticulare a șoldurilor mai mare decât distanța dintre glezne (poligonul de susținere), axul mecanic este la rândul său oblic în jos și medial cu 3° față de verticală, și poate cu atât mai oblic, cu cât pelvisul este mai larg.

Articulația este în echilibru când proiecția centrului de greutate al corpului cade în interiorul poligonului de susținere. În poziția de *sprijin bilateral*, genunchii suportă 85,6% din greutatea corpului. În poziția de *sprijin unilateral*, articulația suportă greutatea corpului supraarticular și a membrului inferior pendulat, adică 93% din greutatea totală a corpului. [4]

Geometria suprafețelor articulare.

Suprafețele tibiei proximale și ale femurului distal au forme specifice care permit depășirea uneia față de cealaltă. Condilii femurali au profil variabil (figura 23, tabelul 4). Diametrele platourilor tibiale sunt mai mari decât diametrele condililor femurali corespunzători (figura 24, tabelul 5).

Adâncimile platoului tibial sunt mai mici decât distanțele condililor femurali. Condilul medial al tibiei este concav superior (centrul de curbura este situat deasupra suprafeței tibiale) cu o rază de curbura de 80 mm (Kapandji, 1987). Condilul lateral este convex superior (centrul de curbura este situat dedesubtul suprafeței tibiale) cu o rază de curbura de 70 mm (Kapandji,

1987). Forma suprafețelor femurale este complementară formei platoului tibial. Forma condililor femurali posteriori poate fi aproximată prin suprafețe sferice.

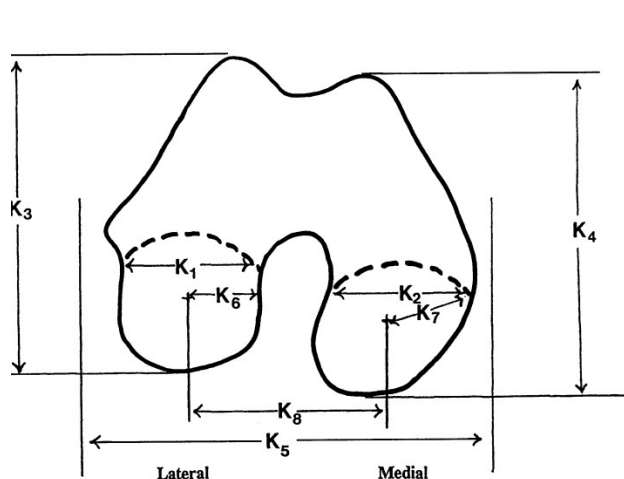


Figura 23 (Kaufman și Kai-Nan, 2000)

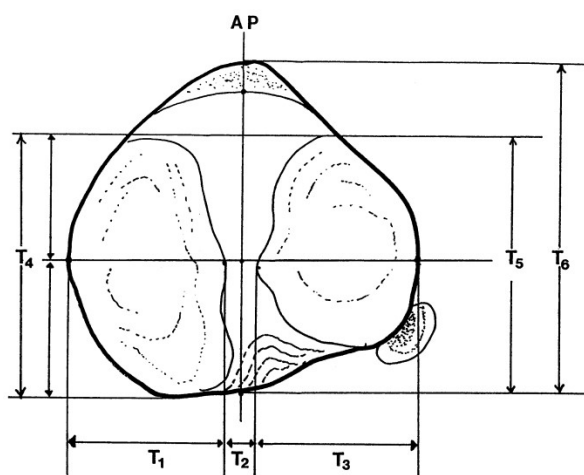


Figura 24 (Kaufman și Kai-Nan, 2000)

Tabelul 4

Parametrii	Simbol	Condilii		Simbol	Distanță (mm)
		Lateral	Medial		
Distanță medial/laterală	K1	31 ± 2,3 (masculin) 28 ± 1,8 (feminin)	K2	32 ± 3,1 (masculin) 27 ± 3,1 (feminin)	
Distanță antero/posterioară	K3	72 ± 4,0 (masculin) 65 ± 3,7 (feminin)	K4	70 ± 4,3 (masculin) 63 ± 4,5 (feminin)	
Razele de curbură ale sup. condilare posterioare	K6	19,2 ± 1,7	K7	20,8 ± 2,4	
Lațime epicondilară				K5	90 ± 6 (masculin) 80 ± 6 (feminin)
Distanța dintre centrii sup. condilare				K8	45,9 ± 3,4

Tabelul 5

Parametrii	Simboluri	General	Masculin	Feminin
Lațimile platoului tibial (mm)				
Platoul medial	T1	$32 \pm 3,8$	$34 \pm 3,9$	$30 \pm 2,2$
Platoul lateral	T3	$33 \pm 2,6$	$35 \pm 1,9$	$31 \pm 1,7$
Lațimea totală	T1+T2+ T3	$76 \pm 6,2$	$81 \pm 4,5$	$73 \pm 4,5$
Lungimile platoului tibial (mm)				
Lungime medială	T4	$48 \pm 5,0$	$52 \pm 3,4$	$45 \pm 4,1$
Lungime laterală	T5	$42 \pm 3,7$	$45 \pm 3,1$	$40 \pm 2,3$
Distanță interspinală(mm)	T2	$12 \pm 1,7$	$12 \pm 0,9$	$12 \pm 2,2$
Lungimea zonei intercondilare (mm)	T6	$48 \pm 5,9$	$52 \pm 5,7$	$45 \pm 3,9$

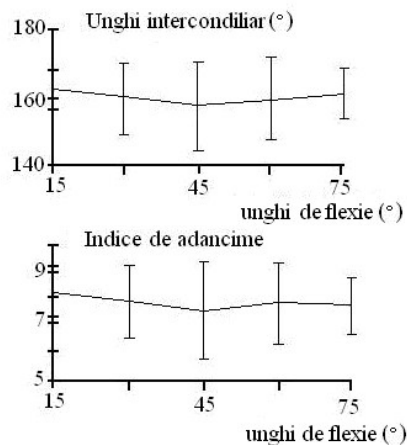
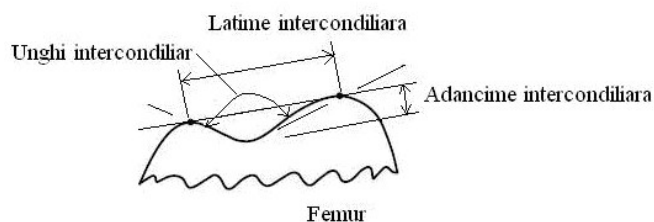


Figura 25

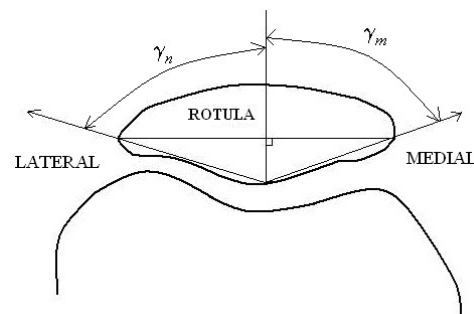


Figura 26

Geometria suprafețelor articulare patelo-femorale rămâne relativ constantă în timpul flexiei genunchiului. Unghiul intercondilar, unghiul format de semidreptele ce trec prin punctele de minim și de maxim a profilului condilar, se schimbă doar cu $\pm 3,4^0$ pentru o flexie a genunchiului de la 15 la 75^0 (figura 25). Unghiurile patelare lateral și medial se schimbă cu mai puțin de un grad pe parcursul unei flexii complete a genunchiului (figura 26). [4]

5.2. Modele biomecanice ale genunchiului

Mișcarea genunchiului se desfășoară într-un cadru mai larg al configurației globale a mișcării întregului corp uman, atunci când acesta execută o anumită activitate. Mișcarea sa este rezultatul interacțiunii complexe a tuturor părților din corp care iau parte la realizarea acelei activități, oricare ar fi ea, mers, alergare sau alte mișcări, așa încât modelarea matematică trebuie să țină seama de constrângerile fizice, geometrice și dinamice care există în genunchi la fiecare moment impuse de mișcarea întregului corp.

Articulația poate fi modelată matematic cu ajutorul unei matrice de transformare (Nordin și Frankel, 1989). Parametrizând transformarea putem manipula gradele de libertate ale mișcării articulației dintre cele patru oase ale articulației genunchiului, astfel încât să putem descrie mișcarea. [3]

În dinamica articulației genunchiului, forma oaselor și poziția ligamentelor reprezintă o problemă importantă. În mod obișnuit, platoul tibial și condilii sunt modelați prin aproximări geometrice sau prin descrieri cu ajutorul metodei elementelor finite, pe baza tomografiilor computerizate sau a celor cu rezonanță magnetică (Frey, Riener, Michas, Regenfelder, Burgkart, 2006). În ceea ce privește modelarea ligamentelor, amintim lucrarea autorilor Zheng, Fleisig, Escamilla, Barrentine (1998), în care ligamentele sunt modelate ca elemente de tip resort-amortizor. Autorii propun un model analitic în plan sagital pentru ligamente, mușchi și pentru forțele de contact dintre oase și meniscuri, cu scopul de a examina forțele articulației pe durata mișcării.

Foarte multe lucrări modelează structurile ligamentare și țesutul capsular posterior al articulației genunchiului prin elemente elastice neliniare, care preiau sarcinile exterioare doar când sunt în tensiune. Alte lucrări modelează mișcarea pasivă a articulației, fără încărcare, folosind ca elemente de constrângere trei ligamente și compartimentele lateral și medial a genunchiului (Wilson, Feikes și O'Conner, 1998; Feikes, O'Conner și Zavatsky, 2000). În acest caz, erorile de modelare a suprafețelor pot genera erori în simulările cinematice și cinetice ale contactelor articulare.

Analiza cinematică a mișcărilor articulației genunchiului se face, în general, din două perspective: a) *mișcările efective ale componentelor membrelor* interconectate în articulații și b) *analiza detaliată a mișcărilor suprafețelor articulare* (Kaufman și Kai-Nan An, 2000). Mișcările efective sunt rotații articulare 3D descrise cu ajutorul unghiurilor lui Euler. Translațiile și rotațiile libere 3D ale articulațiilor pot fi descrise și cu ajutorul sistemului de axe șurub (Kinzle, Hall și Hillberry, 1972; Spoor și Veldpaus, 1980; Woltring, Huiskes, deLange și Veldpaus, 1985).

Clasificarea modelelor biomecanice ale genunchiului uman poate fi realizată și în funcție de planurile în care se efectuează mișcarea: a) *modele 2D* care consideră mișcarea doar în plan sagital și b) *modele 3D* (Shelburne, Pandey, Anderson, Torry, 2004). Mișcarea suprafețelor în articulația femuro-tibială este minimă în planurile transversal și frontal, deși ea se realizează în toate planurile concomitent. În articulația femuro-patelară, mișcarea se realizează în plan frontal și transversal simultan. [4]

Modelele 2D descrise de Morrison (1970), Moeinzadeh (1981), Moeinzadeh, Engin și Akkas (1983), Moeinzadeh și Engin (1983), (1988), Tumer și Engin (1993), Tumer, Wang și Akkas (1995), Abdel-Raham și Hefzy (1991), (1993) și Ling, Guo și Boersma (1997) pot fi înțelese ca versiuni diferite ale aceluiași model dinamic alcătuit din două corpuri rigide, femurul fix și tibia mobilă conectate prin ligamente și având un singur punct de contact.

Hefzy și Abdel-Raham (2000) descriu o versiune 3D care adoptă același sistem de coordonate introdus de Grood și Suntay (1983).

Începând cu Elftman (1939), cercetările încearcă modelarea mișcării articulațiilor schimbând între ele diferite date de intrare cu date de ieșire; datele de intrare, precum forțele și momentele care solicită articulațiile, fiind determinate din măsurători experimentale privind mișcarea. Modelele menționate parcurg următoarele arii de cercetare: a) structura articulațiilor, b) formarea mecanismului mișcării, c) analiza cinematică, d) analiza cinetostatică cu clasificarea forțelor, e) sinteza dinamicii, legi de mișcare, parametrii geometrici, modelarea profilului oaselor.

În lucrarea autorilor Moeinzadeh și Engin (1988) mișcarea este descrisă prin reducerea unui sistem neliniar de ordinul doi de ecuații diferențiale ordinare la un sistem algebric liniarizat. Se arată astfel că extensia genunchiului cauzează elongația ligamentelor laterale și a celui încrucișat anterior care suportă majoritatea sarcinii, dar nu și a celui încrucișat posterior.

Grupurile de cercetători Lew și Lewis (1978), Loch, Lou, Lewis și Stewart (1992) au prezentat modele 3D determinate empiric pentru forțele ligamentare și contactul articulației genunchiului. Matricele rigidității articulației genunchiului au fost comparate cu date experimentale, modelul fiind folosit într-o manieră predictivă. Studii similare au fost realizate de către Grood și Hefzy (1986) și Wismans, Veldpaus, Janssen, Huson și Struben (1980).

Numărul lucrărilor teoretice este mic în comparație cu lucrările experimentale și practice (chirurgicale). Zona studiată este restrânsă și specializată pentru un anumit scop, rupându-se articulația de restul organismului uman ce influențează considerabil mișcarea fiecărei articulații. Mișcarea articulației genunchiului depinde de mișcarea întregului corp uman.

Pentru modelarea mișcării articulației genunchiului contează forma oaselor și poziția ligamentelor. În mod obișnuit platoul tibial și condilii sunt modelați prin aproximări geometrice sau prin descrieri de element finit, obținute din tomografii computerizate sau cu rezonanță magnetică (Frey, 2006). Se folosește metoda elementului finit (MEF) atât în studiul problemelor de simulare a mișcării articulațiilor, cât și pentru determinarea expresă a tensiunilor de contact într-o articulație mobilă sau pentru determinarea frecării într-o articulație artificială. La modelarea cu ajutorul metodei MEF a suprafețelor articulare sunt neglijate, de multe ori, detalii și denivelări ale suprafețelor, deoarece geometria suprafețelor nu poate fi descrisă cu ajutorul unei singure funcții. Alte lucrări modelează mișcarea pasivă a articulației fără încărcare folosind cinci elemente de constrângere: trei ligamente și compartimentele lateral și medial a genunchiului (Wilson, Feikes și O'Conner, 1998; Feikes, O'Conner și Zavatsky, 2000). Astfel, erorile suprafeței pot genera erori importante în simulările cinematice și cinetice ale contactelor articulare. [4]

În cele ce urmează sunt prezentate câteva din relațiile folosite pentru a descrie suprafețele femurului și tibiei. În lucrarea autorilor Hefzy și Abdel-Raham (2000) suprafețele articulare femurale sunt studiate ca părți sferice în timp ce platourile tibiale sunt considerate ca suprafețe plane. Ecuația sferelor femurale, laterală și medială, descrisă în sistemul de coordonate atașat femurului este:

$$f(x, y) = -\sqrt{r^2 - (x - h)^2 - (y - k)^2} + 1$$

în care, valorile parametrilor r , h , k , și l sunt 21; 23,75; 18; 12 mm și 20; 23; 16; 11,5 mm pentru sferile laterală și respectiv medială. Ecuația planelor tibiale lateral și medial descrisă în sistemul de de coordonate atașat tibiei este

$$g(x', y') = my' = c$$

unde valorile parametrilor m , c sunt 0,358; 213 mm și -0,341; 212,9 mm pentru planele lateral și respectiv medial. Un model tridimensional al articulației genunchiului reprezentând suprafețele articulare (ligamentele încrucișate, 1-4; ligamentele colaterale, 5-8 și structura capsulei, 9-12) este redat în figura 27.

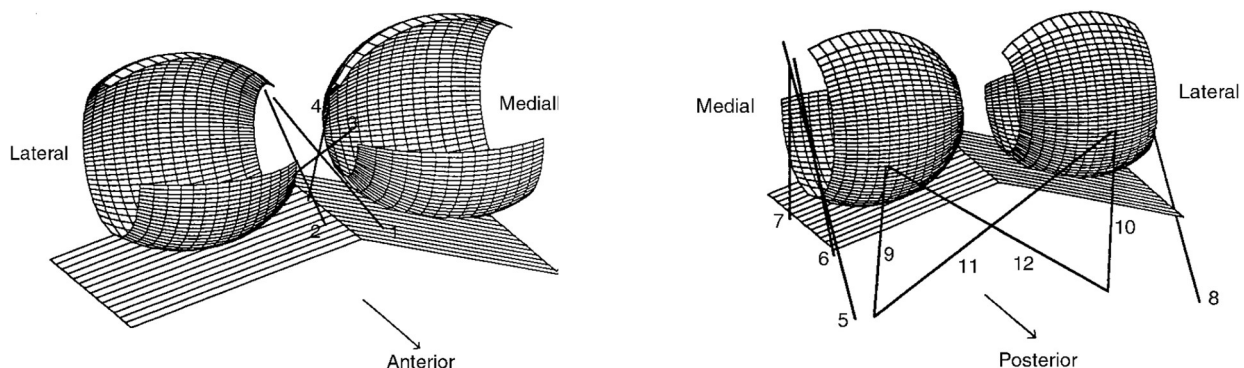


Figura 27 [Hefzy și Abdel-Raham, 2000]

Modelarea suprafeței articulare a genunchiului trebuie să verifice condițiile de compatibilitate naturală și geometrice. Condițiile de compatibilitate geometrică presupun ca distanța dintre punctele de contact a celor două suprafețe să fie zero, astfel încât penetrarea să fie evitată. Condițiile de compatibilitate naturală asigură ca normalele la cele două suprafețe în punctele de contact să fie coliniare.

Shunji Hirokawa, Takashi Ueki, Ayaka Ohtsuki (2004) modelează suprafețele articulației genunchiului cu neregulități folosind, deasemenea, o funcție polinomială parametrică și serii Fourier.

În lucrările Wismans, Veldpaus, Janssen, Huson și Struben (1980), Engin și Moeinzadeh (1982), Blankvoort, Kuiper, Huiskes și Grootenboer (1991), Tumer și Engin (1993), geometria suprafețelor celor două oase este descrisă cu ajutorul a două polinoame 2D. La modul general se poate observa că erorile mici pot conduce la penetrări ale celor două oase în contact. În lucrarea Delp și Loan (1995) este prezentată o metodă care folosește poligoane pentru a reprezenta suprafețele oaselor. Aici, condițiile de compatibilitate naturală nu sunt în mod necesar satisfăcute, deci normalele în punctele de contact nu sunt coliniare. În lucrările Hart (1974), Scherrer (1977), Scherrer și Hillberry (1979), Ateshian, Soslowsky și Mow (1991), Hirokawa (1991), Almond (1991), Hefzy și Yang (1993), sunt investigate suprafețe parametrice cu ajutorul funcțiilor spline cubice.

Formulări matematice precum curbele Bezier (Pierre Bezier 1962), B-spline și NURBS (Farin 1992) sunt instrumente standardizate pentru crearea de forme libere însă nu sunt suficient de apropiate pentru modelarea suprafețelor articulare. [V. Moșneguțu, Teză de doctorat, 2008]

Pentru a reprezenta diferitele structuri ligamentare și țesutul capsular posterior al articulației genunchiului sunt utilizate, în multe lucrări, elemente elastice neliniare ce preiau încărcătura doar când sunt în tensiune.

Deformația elementelor ligamentare este dată de Hefzy și Abdel-Raham (2000), prin relația de mai jos iar valoarea de prag este specificată pentru $\varepsilon_1 = 0,03$.

$$\varepsilon_j = \frac{L_j - L_{0j}}{L_{0j}}$$

unde L_j, L_{0j} sunt lungimile curentă și inițială a ligamentelor. De asemenea folosind

$$\varepsilon_j = \frac{L_j|_{\text{in extensie completa}}}{L_{0j}} \text{ se poate calcula lungimea inițială a fiecărui ligament.}$$

Pentru mărimea forțelor ligamentare autorii Wismans, Veldpaus, Janssen, Huson și Struben (1980), Blankevoort et al. (1991), Woo, Johnson și Smith (1993), Tumer și Engin (1993) au folosit relația forță-elongație. Pentru cele j elemente ligamentare se propune

$$F_j = \begin{cases} 0 & ; \varepsilon_j \leq 0 \\ K1_j(L_j - L_{0j})^2 & ; 0 \leq \varepsilon_j \leq 2\varepsilon_1 \\ K2_j(L_j - (1 + \varepsilon_1)L_{0j})^2 & ; \varepsilon_j \geq 2\varepsilon_1 \end{cases}$$

unde $K1_j$ și $K2_j$ sunt coeficienții de rigiditate a celor j elemente elastice, pentru zonele liniară și respectiv parabolică, iar L_j și L_{0j} sunt lungimile inițială și respectiv curentă.

În lucrarea Zhi-Kui Ling, Hu-Qing Guo, Stancey Boersma (1997) următoarea relație exprimă neliniaritatea forțelor ligamentare pentru ligamentele laterale și pentru cele încrucișate,

$$f_{mag_j} = \begin{cases} k_j(\lnow_j - lstart_j)^2; & \text{daca } \lnow_j \geq lstart_j \\ 0 & ; \text{daca } \lnow_j \leq lstart_j \end{cases}$$

unde j reprezintă indecele diferitelor ligamente, $\lnow$ lungimea curentă a ligamentului iar $lstart$ lungimea ligamentului întins care se obține din lungimea inițială (lungimea ligamentului în extensie maximă) multiplicată cu propriul indice de deformație ε_j , k_j reprezintă rigiditatea, iar valorile sale corespund datelor din literatură.

$$lstart_j = linitial_j \times \varepsilon_j$$

unde indicele de deformație ε_j este preluat tot din literatură.

Tot pentru calcularea lungimii fiecărui ligament autorii Chittajallu și Kohrt (1995) folosesc formula distanței:

$$L_i = \sqrt{(X_{Ti} - Y_{Fi})^2 - (Y_{Ti} - Y_{Fi})^2}$$

unde X_{Ti}, Y_{Ti} sunt coordonatele punctului de inserție pe tibia a ligamentelor în sistemul de coordonate tibial. Aici forța rezultată în fiecare ligament datorită alungirii/contractiei, F_i , este dată de

$$F_i = F_{is} \cdot \frac{\Delta L_i}{L_{i0}} = F_{is} \cdot \frac{(L_i - L_{i0}) + |L_i - L_{i0}|}{2L_{i0}}$$

unde F_{is} este forța pe unitatea strain extensibilă a fiecărui ligament, ΔL_i este variația lungimii fiecărui ligament iar L_{i0} este lungimea strain zero a fiecărui ligament. Această formulare generează o forță pozitivă doar când ligamentul este întins dincolo de propria lungime neutră și zero când ligamentul este lasat liber. [4]

Pentru reprezentarea ligamentelor în lucrarea autorilor Zheng, Fleisig, Escamilla și Barrentine (1998) sunt folosite elemente de tipul resort-amortizor, se descrie astfel un model analitic în plan sagital cu scopul de a examina forțele articulației pe durata mișcării.

În cadrul tezei de doctorat susținută de doamna Valerica Moșneguțu în anul 2008 a fost prezentat modelul 3D cu 12 grade de libertate, rezultat în urma analizei a două lucrări remarcabile în domeniu – Shelburne, Pandy, Anderson și Torry (2004) și Wolf și Degani (2007).

Prima lucrare dezvoltă un model cu 18 grade de libertate și îmbină aspectele teoretice cu cele experimentale. Se realizează modelarea mișcării articulației genunchiului ținând seama de mișcările întregului corp uman, în speță a piciorului. Autorii studiază și explică natura forțelor transmise de către ligamente articulației genunchiului. Cele mai importante aspecte ale analizei din această lucrare sunt: a) analiza mișcărilor corpului uman, b) analiza forțelor de reacțiune ale solului, c) analiza forțelor care acționează asupra articulației genunchiului.

Dezavantajul acestui model constă în aceea că parametrii și constantele care apar în modelare se presupun cunoscuți apriori din experiență. Însă, experiența nu este capabilă întotdeauna să furnizeze direct prin măsurare aceste valori, pentru aflarea lor fiind necesar un alt model sau o problema inversă.

A doua lucrare are drept scop dezvoltarea unui sistem expert pentru identificarea patologiei genunchiului bazat pe observații cinematice. Se descrie un model cu 6 grade de libertate cu ajutorul teoriei șurubului și a unei reprezentări de tip șurub a mișcării.

Gradele de libertate sunt reprezentate ca parametrii instantanei de șurub (ISP), care sunt utilizați pentru cunoașterea mișcărilor genunchiului. Flexia articulației cu diferite patologii este procesată cu un sistem optic de urmărire și apoi analizată și diagnostizată prin prisma acestui model. Informația optică este compusă din instantanee privind poziția și starea oaselor. Se calculează ISP pentru a cunoaște mișcarea din două secvențe succesive. Se observă că mișcarea este foarte variată, este specifică fiecărui pacient și este posibilă o clasificare a mișcărilor în raport cu diferite deficiențe patologice. Astfel apar clustere specifice, mai mari sau mai mici care reflectă diferite patologii ca de exemplu deficiența ACL/PCL, sau deficiențe de mers datorită deteriorării fluidului sinovial. [4]

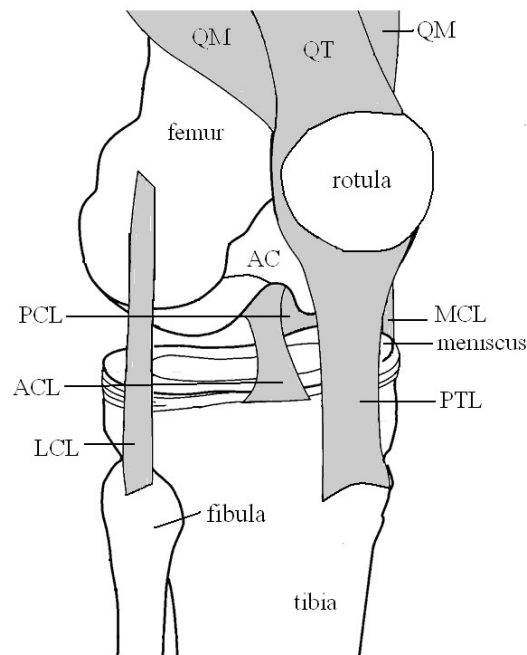


Figura 28

Elementele articulației genunchiului considerate pentru modelare sunt: condilii femurali, platoul tibial, cartilajul articular AC, meniscurile, patru ligamente și două tendoane și anume: ligamentul încrucișat anterior ACL, ligamentul încrucișat posterior PCL, ligamentul medial MCL, ligamentul lateral LCL, tendonul quadriceps QT și tendonul rotulei PTL (figura 28). Suprafețele articulare sunt reprezentate de suprafețele curbate ale condililor femurali, suprafețele platoul tibial și fațetele rotulei. Cartilajele articulare AC servesc drept suprafețe de susținere, iar meniscurile drept susținători mobili. Mușchii (quadricepsul) din fața femurului, QM, redresează genunchiul (în extensiune), iar musculatura din spatele femurului, tendonul popliteu, susține genunchiul (în flexie). Rotula funcționează ca o adevărată pârgă pentru mușchii quadriceps, crescând eficiența lor. Tendonul quadriceps QT și tendonul rotulei PTL înglobează rotula ajutând la mișcările mecanice ale acesteia.

Doamna Valerica Moșneguțu rezolvă următoarea problemă directă: *Date fiind forțele din mușchi, tendoane și ligamente, unghiurile de rotație internă-externă și de flexie-extensie ale genunchiului, să se determine mișcarea rotulei față de femur pe durata flexiei și extensiei. Și problemă inversă: Să se determine forțele musculare, unghiurile de rotație internă-externă și de flexie-extensie din datele experimentale ale mișcării rotulei în timpul flexiei și extensiei.* În construirea problemei inverse este necesară atât modelarea mișcării rotulei cât și modelarea formei geometrice a rotulei.

Pentru mișcarea rotulei (solidar legată de articulația genunchiului) construiește un model cu 12 grade de libertate. Introduce un sistem global de coordonate pentru articulația genunchiului și câte un sistem local de coordonate pentru femur, tibie și rotulă.

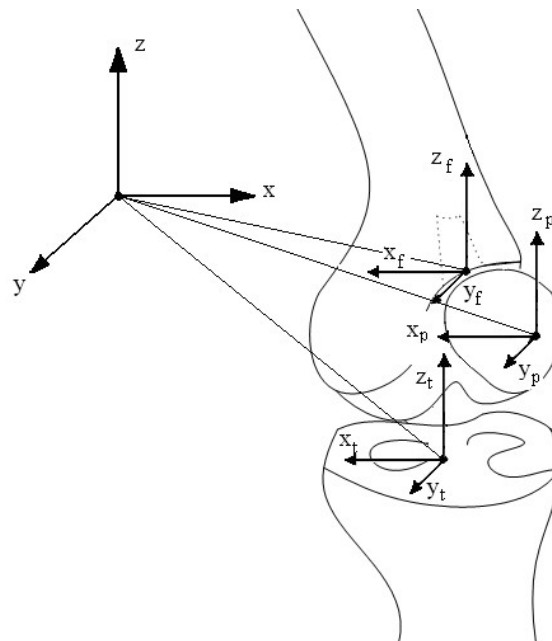


Figura 29

Se presupune că poziția articulației genunchiului este descrisă în raport cu un sistem global de coordonate și cu 3 sisteme locale de coordonate atașate fiecărui os (figura 29): femurului (x_f, y_f, z_f) , tibiei (x_t, y_t, z_t) și respectiv, rotulei (x_p, y_p, z_p) . Originile sistemelor de coordonate atașate tibiei și femurului sunt în centrele zonelor intercondiliene. Originea

sistemului de coordonate al rotulei este situat în centrul de greutate al rotulei. Pentru toate cele trei sisteme, axa x este orientată medial, axa y , posterior, iar axa z , superior, paralele cu axele sistemului global (x, y, z) . În sistemul global de coordonate, planul (x, y) este definit ca planul coronal, iar planul (y, z) ca plan sagital. În sistemul global de referință, un punct aparținând suprafeței articulare, pe care o notăm cu Γ , este definit de coordonatele (x, y, z) , iar în sistemele locale de coordonate de (x'_L, y'_L, z'_L) , unde indicele L indică sistemul local.

Transformarea din sistemul (x'_L, y'_L, z'_L) în sistemul (x, y, z) este dată de $x_i = u_i + R_{ik} x'_{kL}$, unde R_{ij} este matricea de rotație $R = R(z, \varphi)R(x, \theta)R(z, \psi)$, cu:

$$R(z, \psi) = \begin{bmatrix} \cos \psi & -\sin \psi & 0 \\ \sin \psi & \cos \psi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$$R(x, \theta) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{bmatrix}$$

$$R(z, \varphi) = \begin{bmatrix} \cos \varphi & -\sin \varphi & 0 \\ \sin \varphi & \cos \varphi & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

unde u este vectorul de translație.

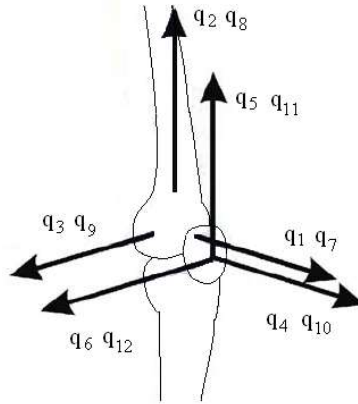


Figura 30

Se consideră că mișcarea rotulei față de femur este descrisă de 12 coordonate generalizate (figura 30). Rotula este privită ca un corp fără masă, iar mișcarea sa este definită printr-o secvență de trei rotații în jurul axelor locale. Deplasarea originii sistemului de referință atașat rotulei față de originea sistemului de referință atașat femurului este definită prin trei translații în lungul celor trei axe.

Mișcarea articulației genunchiului față de sistemul global de coordonate atașat pelvisului este descrisă de 12 coordonate generalizate (grade de libertate) și anume: translația antero-posterioară a tibiei față de femur q_1 , translația proximo-distală a tibiei față de femur q_2 , translația medial-laterală a tibiei față de femur q_3 , translația antero-posterioară a rotulei față de

femur q_4 , translația proximo-distală a rotulei față de femur q_5 , translația medial-laterală a rotulei față de femur q_6 ; rotația varus-valgus a articulației genunchiului q_7 , rotația internă-externă a articulației genunchiului q_8 , rotația de flexie-extensie a genunchiului q_9 , rotația rotulei q_{10} , rotația de înclinație a rotulei q_{11} și rotația de flexie-extensie a rotulei q_{12} . Astfel, se obține vectorul $q = \{q_1, q_2, q_3, \dots, q_{12}\}$ coordonatelor generalizate, de dimensiune 12×1 , coordonate ce descriu configurațiile articulațiilor tibie-femur și rotulă-femur.

În ipoteza că tendonul rotulei este inextensibil și că penetrarea dintre rotulă și femur poate fi neglijată se definesc trei constrângeri holonomice pentru mișcarea rotulei față de femur, care pot fi combinate cu cele șase ecuații de echilibru ale momentelor și forțelor rotulei pentru a oferi un set de șase ecuații algebrice pentru mecanica rotulo-femurală:

$$p_i(q, F_Q) = 0, \quad i = 1, 2, \dots, 6 \quad \text{sau} \quad \sum_{j=1}^{12} (\bar{a}_{kj} q_j + \bar{b}_j F_{mk} \delta_{jk}) = 0, \quad k = 1, 2, \dots, 6$$

cu F_{mk} vectorul de dimensiune 6×1 , al forțelor aplicate rotulei, din mușchii QM și QT, δ_{jk} este simbolul lui Kroneker, iar coeficienții $\bar{a}_{kj}$ și $\bar{b}_j$ sunt determinați experimental.

Realizând o corespondență biunivocă între un parametru notat t (timp) și unghiurile de extensie sau flexie, translația sau rotația q depinde de acest parametru t .

Ecuațiile de mișcare ale articulației genunchiului pot fi scrise astfel

$$A(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q}) + M_m(q)F_m + M_l(q)F_l + T(q, \dot{q}) = 0$$

unde $A(q)$ este matricea de masă de dimensiune 12×6 , $C(q, \dot{q})$ este un vector de dimensiune 6×1 care conține momente și forțe centrigugale și Coriolis ce rezultă din mișcarea femurului, F_m este un vector de dimensiune 6×1 al forțelor aplicate din mușchii QM și QT, $M_m(q)$ este o matrice de dimensiune 12×6 care descrie brațele momentelor forțelor musculare aplicate, F_l este un vector de dimensiune 6×1 care conține forțele aplicate din cele patru ligamente și două tendoane, $M_l(q)$ este o matrice de dimensiune 12×6 care descrie brațele momentelor forțelor tendoanelor și ligamentelor genunchiului, iar $T(q, \dot{q})$ este un vector de dimensiune 6×1 al momentelor externe aplicate articulației genunchiului.

Modelul considerat nu ține seama de faptul că articulația unui genunchi normal este înconjurată de membrana sinovială care conține celule ce secretă *fluidul sinovial*. Proprietățile fluidului sinovial al unui genunchi bolnav variază considerabil și sunt alterate față de cele ale unui genunchi sănătos (Chiroiu *et. al.*, 2010; Dowson, 1990). Rezultatele experimentale au pus în evidență un fenomen interesant, și anume descreșterea coeficientului de vâscozitate al fluidului sinovial în raport cu volumul de fluid sinovial în cazul mersului normal. Efectul este similar cu efectul Fahraesus și Lindquist observat experimental în curgerea sângelui prin vase mici (Munteanu, Chiroiu și Chiroiu, 2002; Munteanu, Donescu și Chiroiu, 2006). [4]

6. CONCLUZII ȘI PERSPECTIVE

Articulațiile cotului și genunchiului sunt articulații complexe de tip pendular care pot fi modelate fie sub formă de bare articulate, fie ca sisteme alcătuite din mase și resorturi.

Articulația cotului este o trohleartroză cu un singur grad de libertate. Ea este alcătuită din oasele humerus al brațului și radius și ulna ale antebrațului. Aceasta articulație permite numai executarea mișcărilor de flexie și extensie.

Articulația genunchiului este formată din capătul inferior al femurului, extremitățile superioare ale tibiei și peroneului și rotulă. Această articulație are un singur grad de libertate. Mișcările principale ale genunchiului sunt: flexia și extensia gambei pe coapsă. Mișcările secundare sunt: rotație internă și rotație externă.

Pentru o modelare corespunzătoare a acestora trebuie făcută „ruperea” lor de restul corpului uman. Modelele sunt create pentru a realiza punctual o anumită problemă.

Perioada următoare de cercetare va urmări validarea rezultatelor teoretice obținute la acest nivel și prin date experimentale proprii. De asemenea se va urmări realizarea unui studiu comparativ în raport cu documentele normative de reglementare a efectelor negative și pozitive pe care vibrațiile le au asupra articulațiilor organismului uman.

BIBLIOGRAFIE

- [1] Rades, M. – Metode dinamice pentru identificarea sistemelor mecanice, Editura Academiei, Bucuresti, 1979;
- [2] Panaitescu-Liess, R. – Modelarea biomecanică a organismului uman sub acțiunea vibrațiilor, Teza de doctorat, 2013;
- [3] V. Moșneguțu, V. Chiroiu - Introducere în modelarea matematică a articulației genunchiului, Editura Academiei Române, București, 2013
- [4] V. Moșneguțu - Contribuții privind dinamica sistemelor cu frecare cu aplicații în controlul vibrațiilor și al amortizării, Teza de doctorat, 2008
- [5] E. Budescu, Biomecanică generală, Iași 2013;
- [6] G. Nenciu, Biomecanică- Curs în tehnologie IFR, Ed. Fundației România de mâine, București, 2012
- [7] * * * - http://www.iso.org/iso/standards_development/technical_committees;
- [8] Legendi, A., Bausic, F., Pavel, C. - Analiza transmisibilității vibrațiilor utilizate în scop terapeutic-metoda de investigație a structurii osoase, SIMEC 2007, 31 martie 2007, Editura Conspress Bucuresti, ISBN 973-7797-83-3, pag. 133-136;
- [9] A. Picu – Modelarea biomecanică neliniară a dinamicii corpului uman sub acțiunea vibrațiilor transmise, Teza de doctorat, 2010;
- [10] Atlasul corpului uman, Editura Aquila, 20;
- [11] Stanescu M., Realizări actuale în domeniul modelării biomecanice a organismului uman sub acțiunea vibrațiilor mecanice Raport de cercetare, Septembrie 2014
- [12] Reynolds, D.D. and Soedel W. (1972) Dynamic Response of the hand-arm system to a sinusoidal input. Journal of Sound & Vibration 21,339-353
- [13] Mishow JW, Suggs C.W., (1977) - Hand-arm vibration part-1, vibration response to the human hand. Jr. of Sound and Vibration 1977,53; 545-58
- [14] Reynolds, D.D. , Falkenberg R.J. (1985) - Three or four degrees of freedom models of the vibration response of the human hand in “vibration effects on the had-arm in Industry (Bramer, A.J and Tailor New-York Wiley:)
- [15] Gurram R., Rakheza S., Gouw G.J. (1995) - International Journal of Industrial Ergonomics 16, 135-145. Biodynamic Response of the human hand-arm system subject to sinusoidal and stochastic excitations.
- [16] Miwa, T. - Studies on hand protectors for portable vibrating tools, Industrial Health, 1964;
- [17] Suggs, C. W., Mishoe, J. W. – Hand-arm vibration: Implications drawn from lumped parameters models. In: Wasserman, D. E., Taylor, W., Curry, M. G., Proceedings of the International Occupational Hand-Arm Vibration Conference, National Institute for Occupational Safety and Health, Cincinnati, p. 136-141, 1977
- [18] Patil, M.K., Palanichamy, M.S., Ghista, D.N. - Dynamic response of human body seated on a tractor and effectiveness of suspension systems, SAE Paper 770932, 1977, pag. 755–792;
- [19] Mishoe J.W. , Suggs C.W. (1977) - Journal of Sound and Vibration 95,499-514. A Study of hand-vibration on chipping and grinding operators. Part-2: four –degree of freedom lumped parameter model of the vibration response of the human hand.
- [21] K.K. Sinha, A. Shanker (2004) - A comparison of anthropomorphic model responses of human hand-arm system, 10th International Conference on Hand-Arm Vibration 7-11 June 2004 Flamingo Hilton Resort Las Vegas, Nevada, USA, 209-219