



UNIVERSITATEA TEHNICĂ DE CONSTRUCȚII BUCUREȘTI
FACULTATEA DE INGINERIE MECANICĂ ȘI ROBOTICĂ ÎN CONSTRUCȚII
DEPARTAMENTUL MAȘINI DE CONSTRUCȚII ȘI MECATRONICĂ

Ing. STĂNESCU (căsăt. DOGARU) Marina-Gabriela

TEZA DE DOCTORAT

-REZUMAT-

MODELAREA BIOMECANICĂ A ARTICULAȚIILOR ORGANISMULUI UMAN SUB ACȚIUNEA VIBRAȚIILOR MECANICE

Conducător științific:

Prof.univ.dr.ing. Cristian PAVEL

București

2022

CUPRINS

1. INTRODUCERE.....	
2. ANALIZA PARAMETRICĂ DETERMINISTĂ A VIBRAȚIILOR PE CATEGORII DE MODELE SEMNIFICATIVE.....	
3. MODELAREA BIOMECHANICĂ A COTULUI ȘI GENUNCHIULUI	
4. MODELE BIOMECHANICE ALE ARTICULAȚIILOR COT ȘI GENUNCHI	
5. EVALUĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND COMPORTAMENTUL ORGANISMULUI UMAN LA VIBRAȚII TRANSMISE DIN MEDIUL AMBIENT	
6. CONCLUZII GENERALE, CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE STUDIU.....	

1. INTRODUCERE

Fenomenele vibratorii pot fi întâlnite libere, în natură sau pot fi generate de diverse dispozitive. Indiferent de esența lor fizică, vibrațiile au legi fundamentale identice, cu formulări matematice asemănătoare.

Oscilațiile mecanice afectează organismul uman. Din această cauză s-au realizat diverse cercetări pentru a determina comportamentul organismului uman sub acțiunea acestora. Investigațiile au determinat o zonă în care influența vibrațiilor asupra organismului uman este pozitivă, fără a se insista foarte mult asupra lor. Efectelor negative ale oscilațiilor li s-a acordat o atenție sporită pentru a proteja corpul uman.

Cercetările din cadrul tezei au pornit ca o continuare a lucrării de doctorat finalizate de Radu Panaitescu-Liess din 2013 în cadrul UTCB. Pe parcurs am optat pentru utilizarea dispozitivelor Arduino la experimente, după măsurători de vibrații realizate în cadrul laboratorului ICECON.

Prin această lucrare am urmărit realizarea unor modele biomecanice care să se apropie de explicarea fenomenelor și a proceselor care au loc în articulațiile umane expuse fenomenelor vibratorii. Cercetările experimentale au fost realizate cu ajutorul aparaturii profesionale existente în laborator, dar și cu dispozitive artizanale, care pot fi achiziționate cu relativă ușurință și pot oferi un punct de plecare în aprofundarea fenomenelor studiate.

2. ANALIZA PARAMETRICĂ DETERMINISTĂ A VIBRAȚIILOR PE CATEGORII DE MODELE SEMNIFICATIVE

Fenomenele oscilatorii se pot defini ca fiind o succesiune de oscilații, iar oscilația unui punct material reprezintă mișcarea corespunzătoare unei singure treceri printr-o aceeași poziție și în același sens [17].

Vibrațiile pot fi descrise cu ajutorul elongației, vitezei sau accelerației punctului. Aparatele utilizate la măsurarea vibrațiilor sunt capabile să măsoare oricare din cei trei parametri, opțiunea se va face în funcție de: natura și dimensiunile subiectului care vibrează, domeniul frecvențelor care constituie spectrul vibrațiilor, normele existente pe plan național sau internațional cu privire la valorile admisibile și de comparație ale diferitelor categorii de structuri și mașini, domeniul dinamic al vibrațiilor pe întregul spectru de frecvențe, etc [8].

Corpul uman, considerat un sistem fizic sau biologic, este extrem de complex, însă văzut ca un sistem mecanic el conține un număr de elemente liniare sau neliniare, diferite de la persoană la persoană.

Studiul răspunsului organismului uman supus la vibrații sau șocuri, din punct de vedere biologic, trebuie să urmărească și efectele fiziologice și psihologice. Efectele vibrațiilor asupra corpului omenesc nu sunt foarte bine cunoscute, din cauza complexității acestor studii și pentru că nu se pot face cercetări, cu ușurință, pe părți separate din corp. În literatură sunt cunoscute o serie de efecte dăunătoare ale vibrațiilor, de natură obiectivă, sub efect fizic și fiziologic [8].

Vibrațiile mecanice acționează asupra omului în două moduri: este afectat întregul corp (când omul stă în picioare, pe scaun sau culcat) sau asupra unor părți ale corpului, în principal ale sistemului mână-braț [8].

Pentru corpul uman prezintă interes și direcția vibrațiilor: verticale, de la picioare spre cap (Oz); laterale, perpendiculare pe piept (Ox) sau stânga-dreapta (Oy).

În timp ce vibrațiile transmise la om în poziție verticală sau poziția de ședere conduc la apariția unor efecte fiziologice și vegetative (disconfort, deplasări relative ale diferitelor organe, ruperea unor ligamente sau țesuturi, hemoragii pulmonare în cazul vibrațiilor de joasă frecvență (5-15 Hz) și accelerații ridicate (5-15g)), există categoria vibrațiilor mână-braț ce pot produce dereglări fizice în circulația sângelui sau cangrene locale dacă nivelul și timpul de expunere este destul de mare.

Dacă omul este supus simultan la vibrații verticale și laterale, normele ISO sugerează a se lua în considerare limitele fiecărei categorii de vibrații în parte.

RĂSPUNSUL DINAMIC CU EXCITAȚIE ARMONICĂ PENTRU UN MODEL CU UN SINGUR GRAD DE LIBERTATE [17][8]

Sistemele oscilante cu un grad de libertate sunt formate din unul sau mai multe elemente elastice și o masă rigidă. Elementele elastice unesc masa rigidă cu un suport. Masa rigidă efectuează o mișcare de translație sau de rotație, iar poziția ei poate fi stabilită cu un singur parametru scalar [17].

Studiul sistemelor cu un grad de libertate este un punct de pornire pentru a pătrunde fenomenele ce apar în sistemele complexe, cu mai multe grade de libertate. În unele situații reale putem reduce un sistem complex la unul cu un singur grad de libertate.

Un sistem oscilant (figura 1) cu un grad de libertate este supus acțiunii unei forțe perturbatoare armonice.

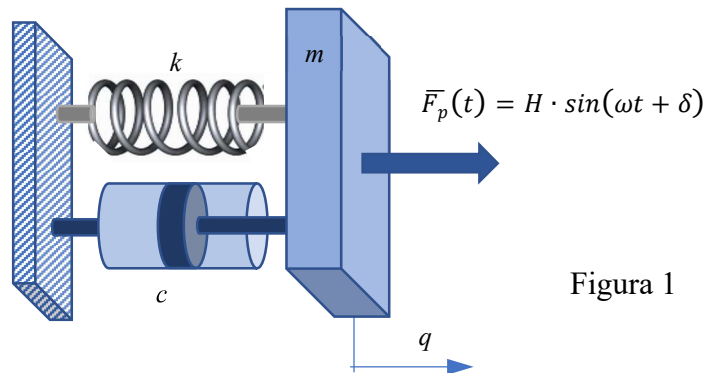


Figura 1

Ecuția de diferențială a mișcării este:

$$m \cdot \ddot{q} + c \cdot \dot{q} + k \cdot q = H \cdot \sin(\omega t + \delta) \quad (1)$$

sau

$$\ddot{q} + 2n \cdot \dot{q} + p^2 \cdot q = h \cdot \sin(\omega t + \delta) \quad (2)$$

în care $2n = \frac{c}{m}$, $p^2 = \frac{k}{m}$, $h = \frac{H}{m}$.

Rezolvând ecuația diferențială se obține:

$$\begin{cases} A = \frac{h}{\sqrt{(p^2 - \omega^2)^2 + 4 \cdot n^2 \cdot \omega^2}} \\ \operatorname{tg} \varepsilon = \frac{2n \cdot \omega}{p^2 - \omega^2} \end{cases} \quad (3)$$

În prima etapă a mișcării avem în același timp vibrație proprie și vibrație forțată, adică un regim tranzitoriu care se va modifica în regim staționar permanent – vibrația proprie se amortizează și vibrația sistemului oscilant va fi aceeași cu vibrația forțată.

RĂSPUNSUL DINAMIC CU EXCITAȚIE POLIARMONICĂ PENTRU UN MODEL CU UN NUMĂR FINIT DE GRADE DE LIBERTATE

Sistemele cu un grad de libertate se dovedesc ineficiente dacă scopul modelării este de a se apropia cât mai mult de sistemul real (organismul uman în cazul nostru).

Asupra sistemelor cu două sau mai multe grade de libertate pot acționa mai multe tipuri de excitații (armonice, periodice, oarecare). Numărul ridicat al gradelor de libertate conduce la calcule laborioase, cu toate că principiile folosite în studiul vibrațiilor rămân aceleași. Pentru ușurarea efectuării calculelor se utilizează programe specializate și echipamente electronice performante.

Una din metodele cu care se pot scrie ecuațiile diferențiale ale vibrațiilor este metoda analizei modale, prezentată pe scurt în cele ce urmează. Cu ajutorul ei se pot identifica parametrii modali ai structurii umane (frecvențe, amortizări, formă modală) pentru modurile proprii care interesează [8].

Se consideră un sistem discret cu un număr finit de grade de libertate, supus acțiunii vibrațiilor forțate și amortizate. Ecuația generală de mișcare a unui astfel de sistem este:

$$[m] \cdot \ddot{q} + [c] \cdot \dot{q} + [k] \cdot q = \{F_p(t)\} \quad (4)$$

Se utilizează transformarea liniară

$$\{q\} = [\mu] \cdot \{\xi\}$$

în care $[\mu]$ este matricea pătratică modală;

$$\{\xi\} = \begin{pmatrix} \xi_1 \\ \xi_2 \\ \dots \\ \xi_n \end{pmatrix} \text{ - vectorul coloană.}$$

Ecuația (4) poate fi decuplată doar dacă amortizarea este proporțională (de tip Rayleigh). Matricea de amortizare este o combinație liniară a matricelor de inerție și de rigiditate [8].

După parcurgerea pașilor necesari, soluția este de forma:

$$\begin{aligned} \xi_i(t) = & \frac{1}{\omega_i \cdot \sqrt{1 - \zeta_i^2}} \cdot \int_0^t P_i(\tau) \cdot \sin\left[\omega_i \sqrt{1 - \zeta_i^2} (t - \tau)\right] d\tau + \\ & + e^{-\zeta_i \omega_i t} \left[\frac{\xi_i(0)}{\left(1 - \zeta_i^2\right)^{\frac{1}{2}}} \cos\left(\omega_i \sqrt{1 - \zeta_i^2} t - \varphi_i\right) + \frac{\dot{\xi}_i(0)}{\omega_i \left(1 - \zeta_i^2\right)^{\frac{1}{2}}} \sin\left(\omega_i \sqrt{1 - \zeta_i^2} t\right) \right] \end{aligned} \quad (5)$$

3. MODELAREA BIOMECHANICĂ A COTULUI ȘI GENUNCHIULUI

Biomecanica se ocupă de țesuturile vii, iar acestea au proprietăți total diferite de cele ale materialelor folosite în diverse ramuri ale ingineriei: ele au capacitatea de a crește, de a se resorbi, de a se autoreface. Țesutul viu își poate schimba dimensiunile și proprietățile mecanice. Aceste

modificări sunt legate atât de anumite solicitări externe, dar și de procesele biochimice ce reprezintă proprietăți intrinsece ale acestuia [6].

Încercând să reproducă, să copieze și să explice ceea ce vedea în mediul înconjurător, omul a adoptat noțiunea de model, folosind-o încă din cele mai vechi timpuri. Odată cu dezvoltarea civilizației au fost definite și conceptele fundamentale de mecanică elementară, dezvoltate ulterior și utilizate pentru descrierea mișcărilor corpului omenesc.

MODELAREA COTULUI ȘI GENUNCHIULUI

În scopul studierii organismului uman din punct de vedere mecanic și matematic sunt necesare câteva precizări. Pentru sistemul muscular, osos, articular, organele interne, țesuturi, la nivel celular mișcarea este guvernată de legile mecanicii newtoniene. La scară mai mică, a atomilor și moleculelor, legile lui Newton nu mai sunt valabile. Ele sunt înlocuite de legile mecanicii cuantice.

Corpul uman este deosebit de complex, iar modelarea biomecanică a proceselor din interiorul acestuia este destul de anevoioasă. Totuși, principiile și regulile stricte din ingineria mecanică se aplică și în acest caz. Se pot studia condițiile de echilibru sub acțiunea forțelor aplicate, neluând în seamă mișcarea obținând un model *static*. Urmărind doar aspectul geometric al mișcării, fără a ține seama de mase și de forțe, rezultă un model *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 [14].

Elementele structurale de baza specifice unei articulații sinoviale sunt prezentate în figura 2. Cavitățile articulare sinoviale și cartilajele articulare sunt cele care separă oasele articulare, reducând astfel frecarea suprafețelor articulare și preluând șocurile produse în timpul mișcării corpului [2].

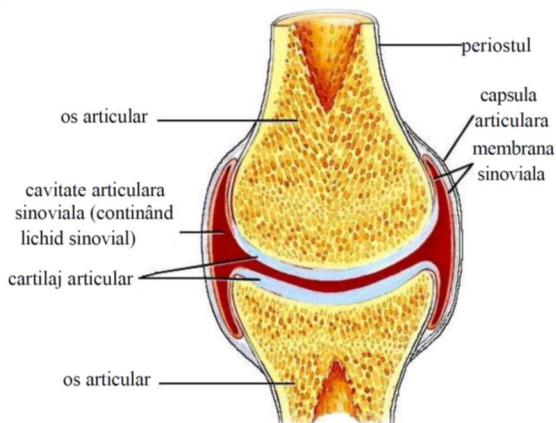


Figura 2

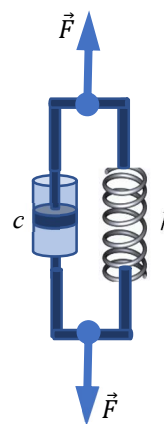


Figura 3

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 [10].

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 3. S-au notat cu k – coeficientul de elasticitate, iar cu c – coeficientul de amortizare, măsurat în [Ns/m].

MODELE BIOMECHANICE CA BAZĂ DE ANALIZĂ DINAMICĂ A ORGANISMULUI UMAN

Un model cu trei grade de libertate al degetului uman a fost realizat și prezentat în cadrul tezei de doctorat de către domnul Radu Panaitescu-Liess, membru al Departamentului de Mașini de Construcții și Mecatronică din cadrul U.T.C.B. Oasele degetului, numite falange, sunt scurte, câte trei pentru fiecare deget, cu excepția policelui care are două (figura 4) [14].

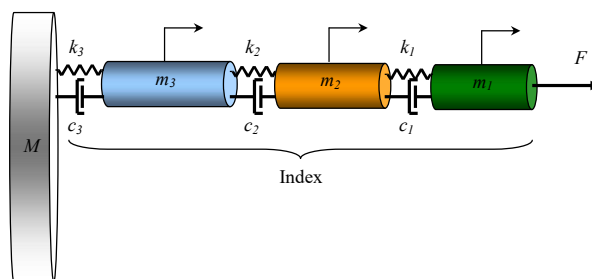


Figura 4. Modelul Panaitescu-Liess [14]

În aceeași lucrare, domnul Radu Panaitescu-Liess a prezentat un model cu 8 grade de libertate al sistemului mână-antebraț-brăț și a calculat, cu ajutorul programului Matlab, pulsațiile și frecvențele proprii ale acestuia (figura 5). Amortizările sistemului au fost neglijate.

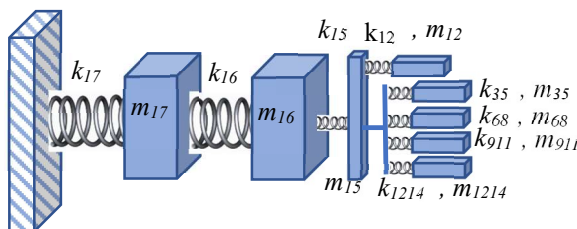
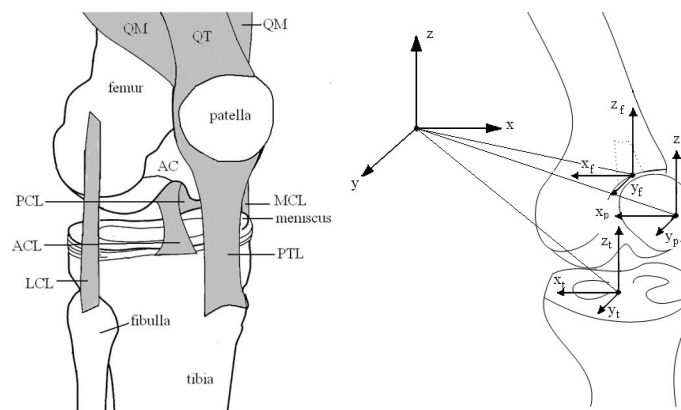


Figura 5. Modelul Panaitescu-Liess cu 8 grade de libertate [14]

Cercetări asupra sistemului mână-brăț au fost efectuate și de Marco Tarabini, Bortolino Saggin, Diego Scaccabarozzi, Giovanni Moschioni. Ei au studiat rezistența acestuia la acțiunea vibrațiilor aleatoare (2013).

Modelul 3D cu 12 grade de libertate propus de Moșneguțu și Chiroiu (2013) a rezultat în urma unei analize critice a două lucrări remarcabile în domeniu: Shelburne, Pandy, Anderson și Torry (2004) și Wolf și Degani (2007).

Un model al membrului inferior, în poziția în picioare în plan sagital, de tip pendul triplu este prezentat în lucrarea din 2015 a cercetătorilor Akio Yamamoto, Shun Sasagawa, Naoko Oba, Kimitaka Nakazawa (figura 7).



Mușchii și ligamentele genunchiului

Sistemele de coordonate local și global

Figura 6. Modelul propus de Moșneguțu și Chiroiu (2013)[9][10]

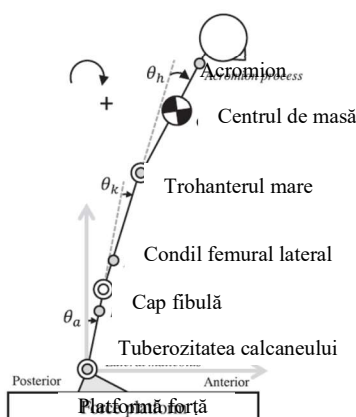


Figura 7. Diagrama modelului vertical cu pendul inversat cu triplă legătură stând în plan sagital.

Unghiurile comune (θ_a , θ_k , θ_h) sunt definite ca fiind pozitive în sensul acelor de ceasornic.

Cercurile gri reprezintă markerile sferice plasate pe repere anatomice. Înclinarea corpului este înfățișată exagerat pentru comoditatea cititorului [34].

L.M. Roseiro, M.A. Neto, A.M. Amaro, C.J. Alcobia și M.F. Paulino de la Universitatea din Coimbra, Portugalia au urmărit comportamentul organismului uman și al sistemului mână-braț sub influența vibrațiilor generate de activitățile sportive de tip moto-cross și ciclism (2016).

Un studiu asupra articulației cotului a fost prezentat de Munsur Rahmana, Akin Cıl și Antonis P. Stylianou în 2016. Scopul cercetării a fost crearea unui model care să permită urmărirea comportării cartilajelor humerusului, ulnei și radiusului la mișcări repetate de flexie-extensie.

Mersul uman, descris cu ajutorul pendulului rigid sau cu arc a făcut obiectul articolului din 2016 publicat de Hyunggwı Song, Heewon Park, Sukyung Park (figura 8).

Xueyan S. Xu, Ren G. Dong, Daniel E. Welcome, Christopher Warren, Thomas W. McDowell, John Z. Wu au urmărit modul în care vibrațiile sunt transmise în organism pornind de la mână către braț, umăr, spată, gât și cap (2017).

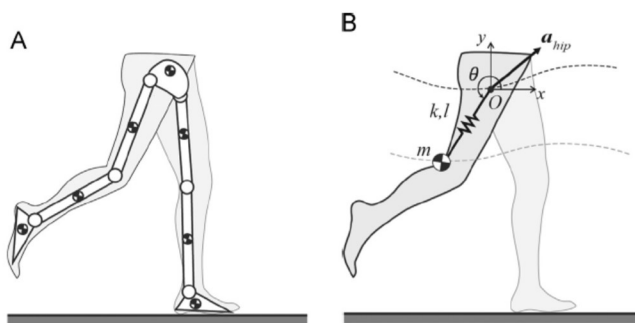


Figura 8. A) Dinamica inversă a unui model de pendul rigid din 7 segmente utilizată pentru calcularea forțelor interne ale șoldului. (B) Un model de pendul cu arcuri al piciorului oscilant agățat la articulația de șold O [22]

Cu ajutorul programelor software de tipul Visual3D, Nexus, Cortex și OpenSim, cercetătorii Julia K. Nichols și Oliver M. O'Reilly obțin informații despre articulația genunchiului supusă la diverse solicitări, în două sisteme de coordonate diferite (2017) (figura 9).

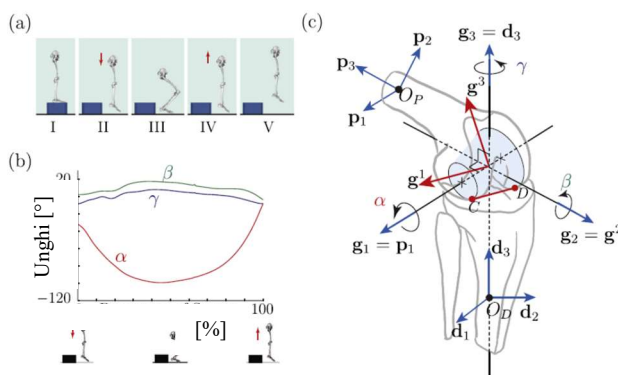


Figura 9. (a) Schema celor cinci etape ale sarcinii de salt vertical. (b) Variația unghiurilor articulare ale genunchiului drept în timpul unei sarcini de salt vertical. [12]

Deși au început ca o dorință a oamenilor de a studia și eventual rezolva problemele mișcării, cercetările din biomecanică și vibrații sunt importante deoarece abordează subiecte interesante pentru sportivi, antrenori, cercetători, medici, ingineri. Sunt studiate optimizarea mișcării sau limitarea fizică. Modelele create ajută la îmbunătățirea condițiilor de muncă în domenii variate sau în viața de zi cu zi.

4. MODELE BIOMECHANICE ALE ARTICULAȚIILOR COT ȘI GENUNCHI

SCURTĂ PREZENTARE A APARATULUI LOCOMOTOR UMAN

Aparatul locomotor este alcătuit din sistemul osos (oase și articulații) și sistemul muscular (mușchii). Sistemul osos are rolul de pârghii ale aparatului locomotor, asupra căruia acționează sistemul muscular, asigurând susținerea și mișcarea corpului.

Prin mișcarea unui corp se înțelege acțiunea de deplasare a acestuia sub influența tuturor forțelor care acționează asupra lui. Această mișcare poate fi cuantificată prin valorile, modificate în timp, ale unor coordonate față de un sistem geometric de referință. Mișcarea poate fi analizată

fără a ține cont de cauze, respectiv forțe, doar pe baza unor considerații geometrice, iar analiza se numește cinematică. Dacă se ține cont de interacțiunea tuturor forțelor care acționează asupra corpului analiza se numește dinamică. 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 [2].

Articulația pivotantă a cotului unește osul humerus al brațului cu oasele radius și ulna ale antebrăului. Relația dintre radius și ulnă permite realizarea unor mișcări rotative ale cotului, osul radius rotindu-se în jurul ulnei, întorcând astfel mâinile [2].

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 gabei: tibia și peroneul și osul propriu al regiunii, rotula (patela).



Această articulație intră în categoria articulațiilor pivotante (care acceptă mișcarea într-un singur plan, exemplu: îndoire/îndreptare genunchi) (figura 10). 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 [13].

Figura 10

MODEL BIOMECHANIC PENTRU ARTICULAȚIA COTULUI

Sistemul antebrău-braț poate fi privit sub forma unui model cu două grade de libertate, alcătuit din două corpuri cilindrice (cu mase m_i , raze r_i , lungimi l_i), articulate prin intermediul unei bare de torsiune de masă neglijabilă (figura 11) [5].

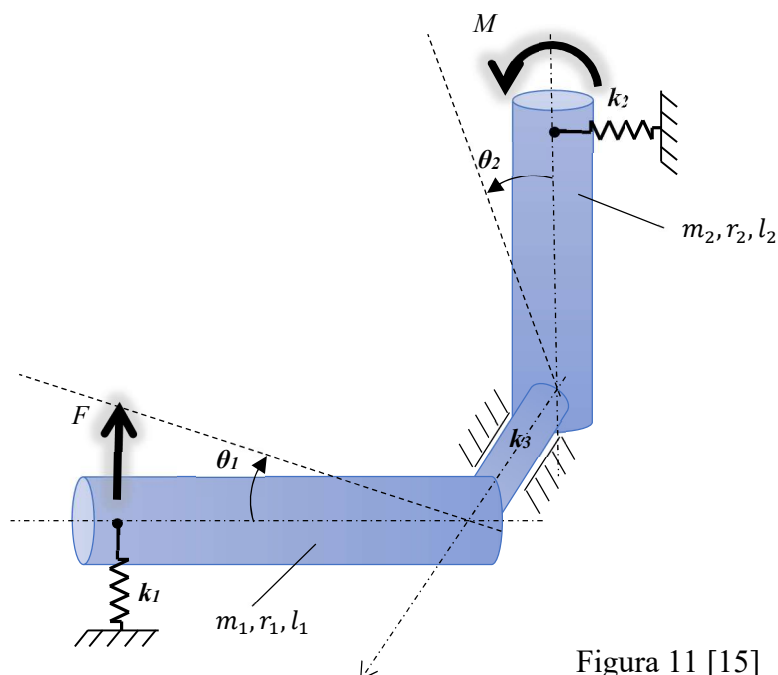


Figura 11 [15]

Se consideră modelul biomecanic propus ca fiind acționat de o forță perturbatoare F , care poate fi dată de utilizarea unui echipament de lucru portabil (de ex: bormașină), careia i se opune un moment rezistent M ce acționează în zona superioară a brațului (umărul lucrătorului) [5].

Ecuatiile diferențiale ale mișcării sistemului mecanic sunt:

$$\begin{cases} m_1 \cdot \left[3r_1^2 + l_1^2 + \left(\frac{l_1}{2} \right)^2 \right] \cdot \ddot{\theta}_1 + (k_1 \cdot l_1^2 + k_3) \cdot \theta_1 + k_3 \cdot \theta_2 = F_1 \cdot l_1 \cdot \sin \omega t \\ m_2 \cdot \left[3r_2^2 + l_2^2 + \left(\frac{l_2}{2} \right)^2 \right] \cdot \ddot{\theta}_2 + k_3 \cdot \theta_1 + \left(-\frac{m_2 \cdot g \cdot l_2}{2} + k_2 \cdot l_2^2 + k_3 \right) \cdot \theta_2 = M_2 \cdot \sin \omega t \end{cases} \quad (4.22)$$

Se rezolvă sistemul de ecuații și rezultă pulsațiile proprii ale acestuia de forma:

$$p_{1,2} = \sqrt{\frac{(k_{11} \cdot m_{22} + m_{11} \cdot k_{22} - 2 \cdot k_{12} \cdot m_{12})}{2 \cdot (m_{11} \cdot m_{22} - m_{12}^2)}} \pm \sqrt{\frac{(k_{11} \cdot m_{22} - m_{11} \cdot k_{22} + 2 \cdot k_{12} \cdot m_{12})^2 - 4 \cdot (k_{11} \cdot k_{22} - k_{12}^2) \cdot (m_{11} \cdot m_{22} - m_{12}^2)}{2 \cdot (m_{11} \cdot m_{22} - m_{12}^2)}}$$

Pulsațiile proprii determinate pentru un subiect uman (masa totală 104 kg, lungime braț 32 cm, lungime antebraț 24 cm):

$$p_1 = 2,56604 \text{ s}^{-1}$$

$$p_2 = 8,33947 \text{ s}^{-1}$$

MODEL BIOMECHANIC PENTRU ARTICULAȚIA GENUNCHIULUI

Pornind de la studiul mobilității articulare a membrelor inferioare și superioare prezentat în [14], s-a extins modelul biomecanic al sistemului picior-gambă la întreg membrul inferior. Dacă pentru scopul lucrării amintite, nu era necesar realizarea unui model complet al membrului inferior, pentru nivelul următor de cercetare și anume, studiul articulațiilor cot și genunchi, modelele biomecanice trebuie la rândul lor să devină mai complexe.

S-au considerat gamba și piciorul sub forma unei bare articulată la un capăt, asamblată cu o altă bară (coapsa), modelul căpătând forma unui pendul fizic dublu (figura 12).

În continuare s-a făcut presupunerea că asupra modelului acționează două forțe perturbatoare F_1 și F_2 , una asupra coapsei, cealaltă asupra ansamblului gambă-picior. În centrele de greutate ale barelor s-au poziționat două perechi de arcuri pentru limitarea deplasării modelului și amortizarea vibrațiilor.

Pornind de la ecuațiile lui Lagrange de speța a II-a s-a urmărit determinarea ecuației de mișcare a modelului considerat.

Pentru modelul considerat se obțin ecuațiile diferențiale ale sistemului mecanic considerat sub formă matriceală:

$$\begin{bmatrix} \frac{m_1 l_1^2}{3} + m_2 l_1^2 & m_2 l_1 a_2 \\ m_2 l_1 a_2 & \frac{m_2 l_2^2}{12} + m_2 a_2^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \ddot{\theta}_1 \\ \ddot{\theta}_2 \end{Bmatrix} + \begin{bmatrix} m_1 g a_1 + m_2 g l_1 + 2k_1 a_1^2 + 2k_2 l_1^2 & 2k_2 l_1 a_2 \\ 2k_2 l_1 a_2 & m_2 g a_2 + 2k_2 a_2^2 \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} \theta_1 \\ \theta_2 \end{Bmatrix} = \begin{Bmatrix} F_{O1} a \\ F_{O2} l_2 \end{Bmatrix} \sin \omega t \quad (4.13')$$

Rezolvând sistemul de ecuații diferențiale și aplicând datele antropometrice ale unui subiect uman (masa totală 104 kg, lungime braț 32 cm, lungime antebraț 24 cm) obținem ecuația pulsațiilor de forma:

$$(244.127 - 3.638 \cdot p^2) \cdot (55.431 - 0.863 \cdot p^2) - (66.302 - 1.271 \cdot p^2)^2 = 0$$

Pulsațiile proprii au valorile:
 $p_1 = 7,74089 \text{ s}^{-1}$
 și
 $p_2 = 10,0018 \text{ s}^{-1}$

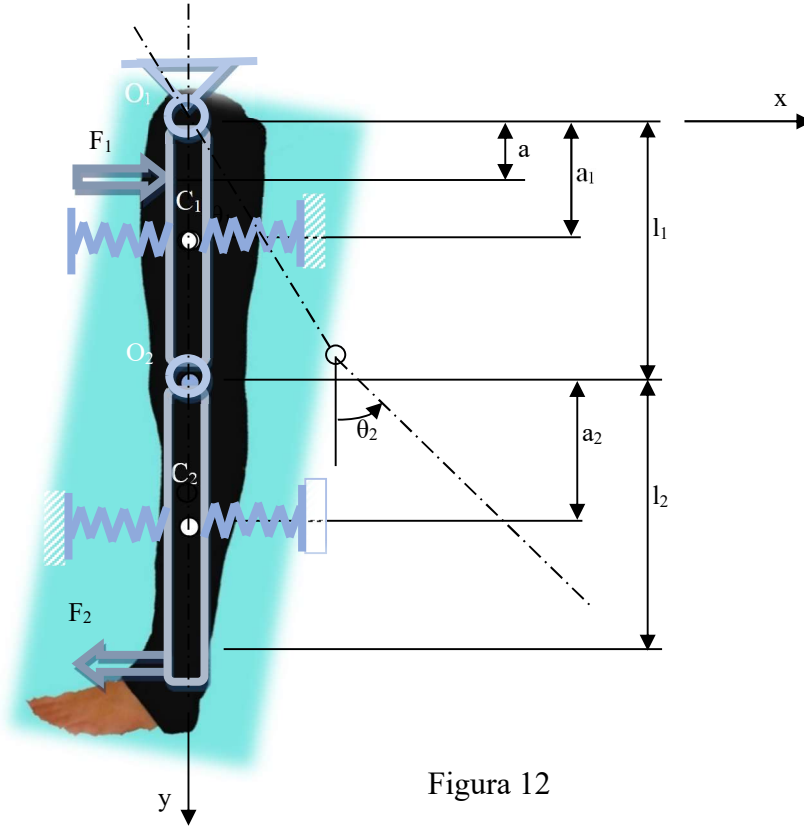


Figura 12

MODELAREA MEMBRELOR CA SISTEME PENDULARE ÎN MIȘCAREA ORGANISMULUI UMAN

Se consideră că membrele umane pot fi modelate sub forma unui pendul dublu inversat. În figura 13 este prezentat sistemul cu două grade de libertate, asupra căruia acționează două forțe perturbatoare, F_1 și F_2 . Inițial, modelul se presupune compus din două corpuri modelate sub forma unor bare de aceeași masă m și aceeași lungime l .

Ecuatiile diferențiale ale mișcării modelului considerat sub formă analitică:

$$\begin{cases} \frac{4 \cdot m \cdot l^2}{3} \cdot \ddot{\theta}_1 + m \cdot l^2 \cdot \ddot{\theta}_2 + \frac{1}{2} \cdot (3 \cdot m \cdot g \cdot l + k \cdot l^2) \cdot \theta_1 + k \cdot \frac{l^2}{4} \cdot \theta_2 = F_{01} \cdot \frac{l}{2} \cdot \sin \omega t \\ m \cdot l^2 \cdot \ddot{\theta}_1 + \frac{m \cdot l^2}{3} \cdot \ddot{\theta}_2 + k \cdot \frac{l^2}{4} \cdot \theta_1 + \frac{1}{2} \cdot \left(m \cdot g \cdot l + \frac{1}{2} \cdot k \cdot l^2 \right) \cdot \theta_2 = F_{02} \cdot \frac{l}{2} \cdot \sin \omega t \end{cases} \quad (4.18^\circ)$$

Se rezolvă sistemul.

Pentru a determina valorile numerice ale pulsațiilor proprii, legile de mișcare și modurile proprii de vibrație se vor introduce dimensiunile antropometrice pentru patru persoane cu vârste între 15 și 43 de ani (tabelele 1 și 2).

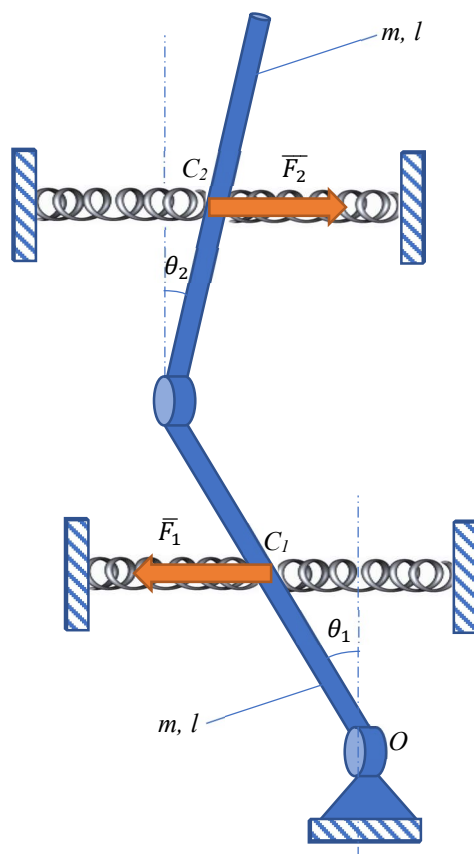


Figura 13

Tabelul 1. Date antropometrice membru superior subiecți

Subiectul	Masa totală [kg]	Lungime braț [m]	Lungime antebraț [m]	Masă braț [kg]	Masă antebraț [kg]	Poziția CG al brațului [m]	Poziția CG al antebraț [m]
A	104	0,32	0,24	2,80	1,87	0,139	0,103
B	54	0,34	0,25	1,45	0,97	0,148	0,107
C	45	0,30	0,25	1,21	0,81	0,130	0,107
D	80	0,29	0,24	2,16	1,44	0,126	0,103

Tabelul 2. Date antropometrice membru inferior subiecți

Subiectul	Masa totală [kg]	Lungime coapsă [m]	Înălțime gambă [m]	Înălțime picior [m]	Masă coapsă [kg]	Masă gambă [kg]	Poziția CG al coapsei [m]	Poziția CG al gambei [m]
A	104	0,50	0,47	0,08	10,5	5,61	0,216	0,238
B	54	0,55	0,48	0,08	5,45	2,91	0,238	0,207
C	45	0,53	0,45	0,07	4,54	2,43	0,229	0,194
D	80	0,41	0,34	0,07	8,08	4,32	0,177	0,147

Rezultatele obținute sunt prezentate în tabelul 3.

Tabelul 3. Pulsații proprii/legi de mișcare

- pentru membrul superior:	
-în cazul subiectului A:	
Pulsațiile proprii: $p_1=132.638 \text{ rad/s}$ $p_2=132.395 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=21.11 \text{ rad/s}$ $f_2=21.071 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(132.638t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(132.395t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.33 \cdot C_1 \cdot \sin(132.638t + \beta_1) - 1.33 \cdot C_2 \cdot \sin(132.395t + \beta_2)$	
-în cazul subiectului B:	
Pulsațiile proprii: $p_1=55.657 \text{ rad/s}$ $p_2=55.037 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=8.858 \text{ rad/s}$ $f_2=8.759 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(55.657t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(55.037t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.316 \cdot C_1 \cdot \sin(55.657t + \beta_1) - 1.315 \cdot C_2 \cdot \sin(55.037t + \beta_2)$	
-în cazul subiectului C:	
Pulsațiile proprii: $p_1 = 46.001 \text{ rad/s}$ $p_2 = 45.165 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=7.321 \text{ rad/s}$ $f_2=7.188 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(46.001t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(45.165t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.305 \cdot C_1 \cdot \sin(46.001t + \beta_1) - 1.304 \cdot C_2 \cdot \sin(45.165t + \beta_2)$	
-în cazul subiectului D:	
Pulsațiile proprii: $p_1 = 82.788 \text{ rad/s}$ $p_2 = 82.309 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=13.176 \text{ rad/s}$ $f_2=13.1 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(82.788t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(82.309t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.324 \cdot C_1 \cdot \sin(82.788t + \beta_1) - 1.324 \cdot C_2 \cdot \sin(82.309t + \beta_2)$	
- pentru membrul inferior:	
-în cazul subiectului A:	
Pulsațiile proprii: $p_1 = 453.583 \text{ rad/s}$ $p_2 = 453.542 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=72.19 \text{ rad/s}$ $f_2=72.183 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(453.583t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(453.542t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.333 \cdot C_1 \cdot \sin(453.583t + \beta_1) - 1.333 \cdot C_2 \cdot \sin(453.542t + \beta_2)$	
-în cazul subiectului B:	
Pulsațiile proprii: $p_1 = 216.474 \text{ rad/s}$ $p_2 = 216.380 \text{ rad/s}$	Frecvențele proprii: $f_1=34.453 \text{ rad/s}$ $f_2=34.438 \text{ rad/s}$
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(216.474t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(216.380t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.332 \cdot C_1 \cdot \sin(216.474t + \beta_1) - 1.332 \cdot C_2 \cdot \sin(216.380t + \beta_2)$	

-în cazul subiectului C:	
Pulsațiile proprii: p1 = 178.661 rad/s p2 = 178.543 rad/s	Frecvențele proprii: f1=28.435 rad/s f2=28.416 rad/s
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(178.661t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(178.543t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.332 \cdot C_1 \cdot \sin(178.661t + \beta_1) - 1.332 \cdot C_2 \cdot \sin(178.543t + \beta_2)$	
-în cazul subiectului D:	
Pulsațiile proprii: p1 = 300.575 rad/s p2 = 300.482 rad/s	Frecvențele proprii: f1=47.838 rad/s f2=47.823 rad/s
Legile de mișcare: $\theta_1 = C_1 \cdot \sin(300.575t + \beta_1) + C_2 \cdot \sin(300.482t + \beta_2)$ $\theta_2 = -1.332 \cdot C_1 \cdot \sin(300.575t + \beta_1) - 1.332 \cdot C_2 \cdot \sin(300.482t + \beta_2)$	

5. EVALUĂRI EXPERIMENTALE PRIVIND COMPORTAMENTUL ORGANISMULUI UMAN LA VIBRAȚII TRANSMISE DIN MEDIUL AMBIENT

Partea experimentală a acestei lucrări a fost realizată la: I) Institutul de Cercetări pentru Echipamente și Tehnologii în Construcții – ICECON S.A.; II) Arduino; III) Șos. Cățelu. Obiectivul urmărit în cele trei locații a fost determinarea unor mărimi caracteristice vibrațiilor ce acționează asupra articulațiilor cot și genunchi.

Măsurătorile au fost efectuate asupra a patru persoane cu vârste între 15 și 43 de ani, care utilizează preponderent mâna dreaptă în activitățile zilnice.

I. Grupa de măsurători din cadrul ICECON S.A.

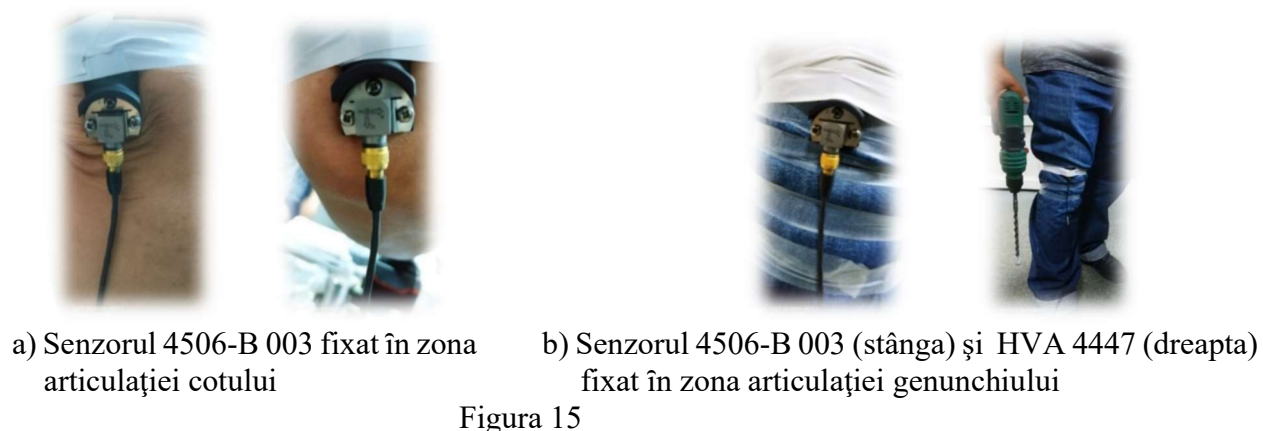
În cadrul ICECON S.A., măsurătorile s-au făcut cu senzori profesionali de vibrații, utilizați în diverse situații statice solicitante. Scopul urmărit prin efectuarea acestor teste a fost determinarea accelerațiilor în diferite situații posibile: a) gol, b) lemn, c) beton.

Măsurătorile au fost efectuate asupra unei singure persoane, notată în cele ce urmează cu litera A. Pentru realizarea acestora accelerometrele au fost atașate pe rând de: 1) bormașină, 2) cotul și 3) genunchiul subiectului uman. Persoana asupra careia s-au efectuat măsurători în cadrul ICECON este de sex masculin, cu vârsta de 43 de ani.

Dispozitivele utilizate sunt prezentate în figura 14.



Figura 14



Accelerometrele utilizate au fost fixate pe rând de bormașină, de cotul subiectului și de genunchiul acestuia în timpul experimentelor. Fiecare test a avut o durată de aproximativ 10 secunde. Rezultatele obținute au fost prelucrate cu ajutorul programului LABVIEW.

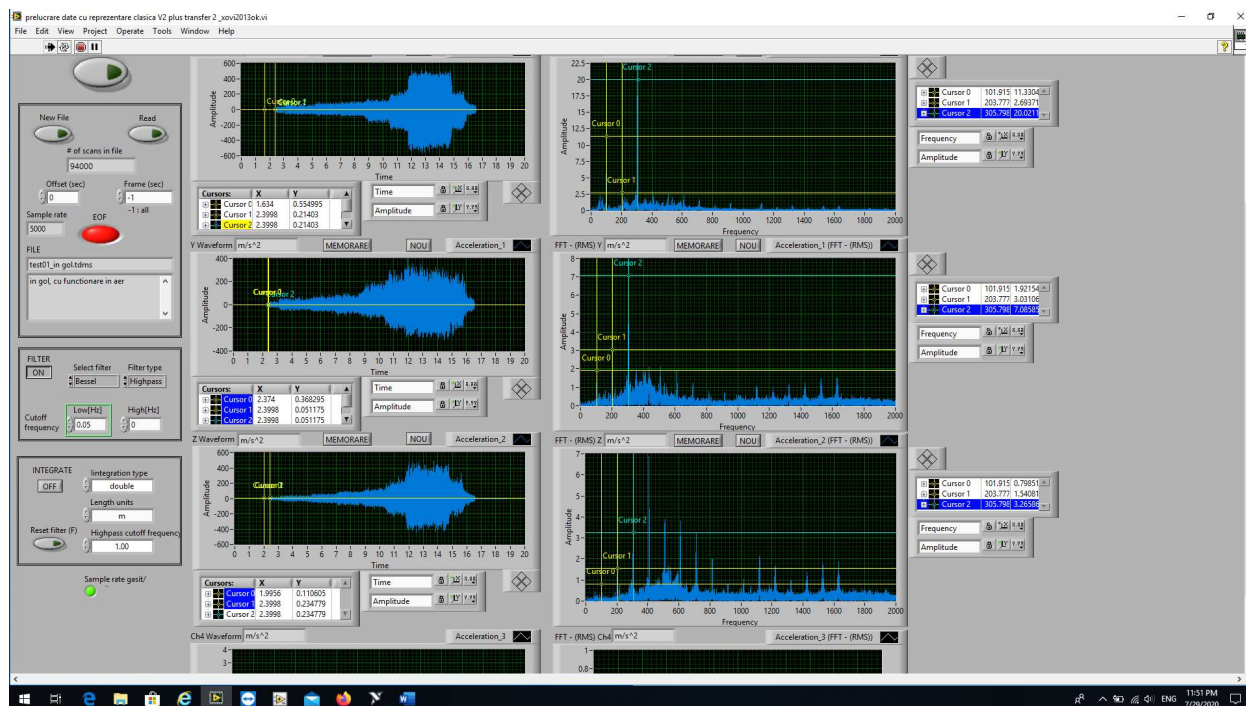


Figura 16 Test de pregătire cu accelerometrul 4506-B 003 montat pe bormașină

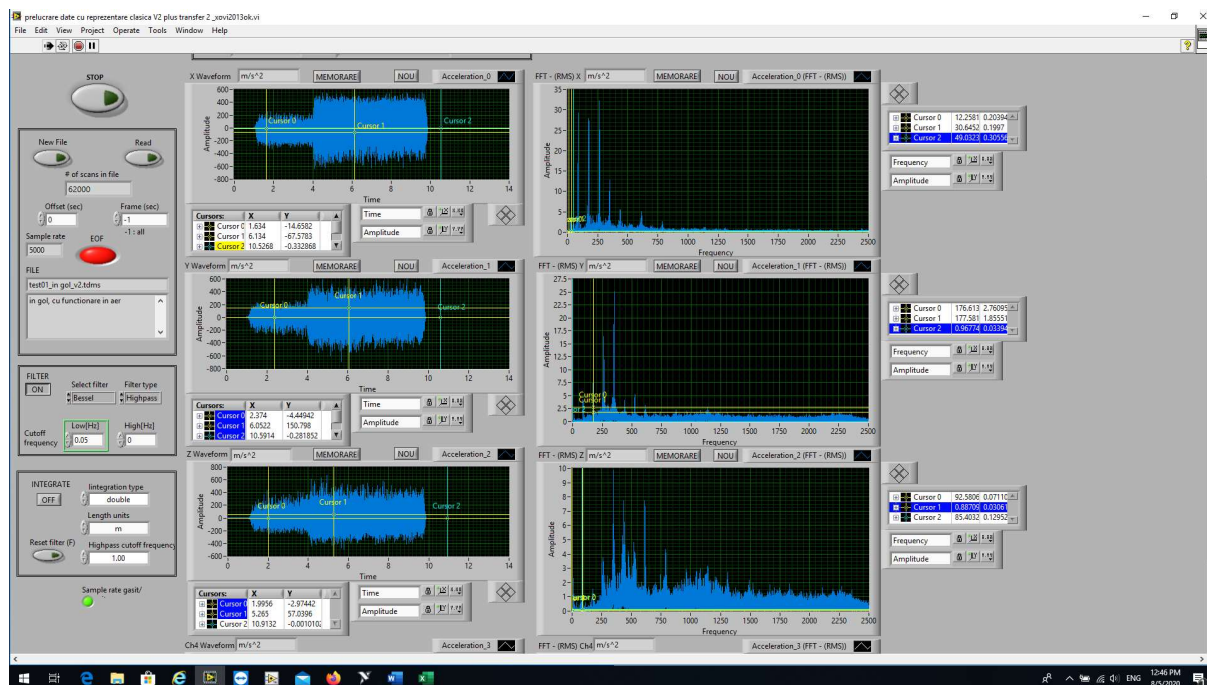


Figura 17 Răspunsul Fft la semnalul primit de la senzorul aflat pe bormașină – IA1a

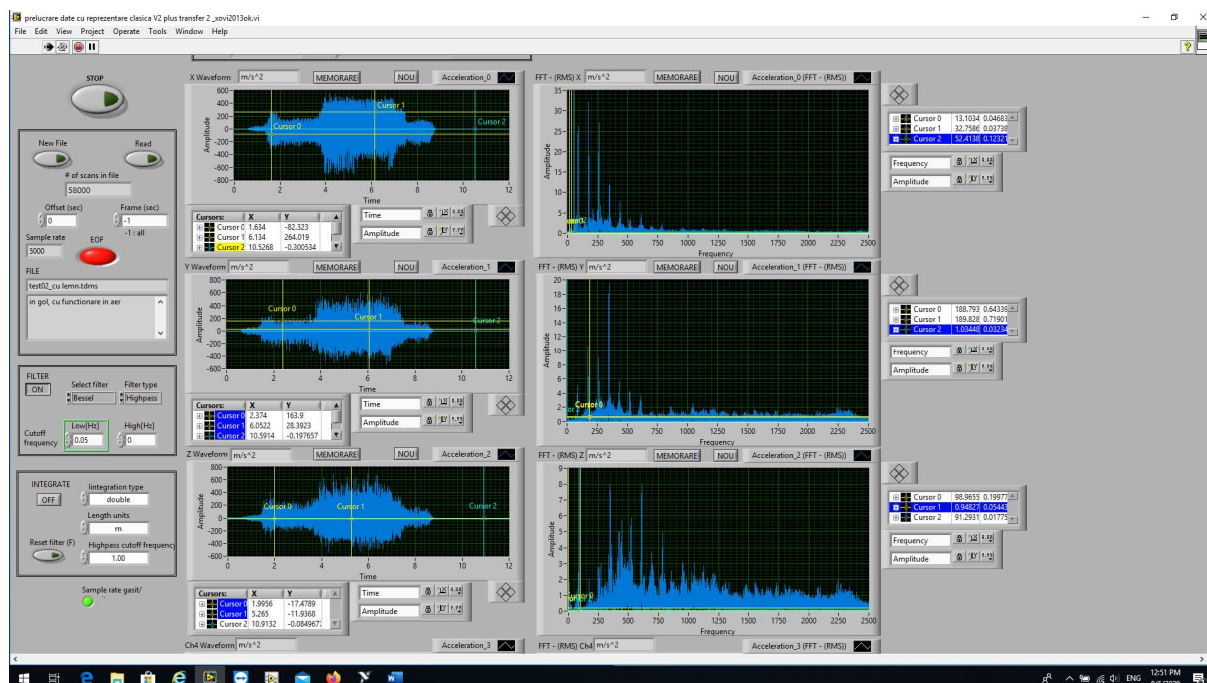


Figura 18 Răspunsul Fft la semnalul primit de la senzorul aflat pe bormașină – IA1b

II. Grupa de măsurători cu Arduino

În partea a doua a experimentelor s-au utilizat componente ARDUINO pentru măsurarea vibrațiilor generate de utilizarea bormașinii, aceeași din primul set de teste (grupa I).

Aceste măsurători au fost realizate simultan pe bormașină, cot, și genunchi cu ajutorul accelerometrului ADXL 345. La teste au participat patru persoane. Încercările s-au făcut: a) în gol, b) în lemn și c) în beton.

La testele cu senzori Arduino au participat patru persoane cu vârste între 15 și 43 de ani.



a) Accelerometrul ADXL 345 b) Placa de dezvoltare ARDUINO UNO R3

Figura 19 Dispozitive Arduino utilizate în cadrul experimentelor

Dispozitivele Arduino utilizate pentru experimente au fost: accelerometru ADXL 345, placă dezvoltare ARDUINO UNO. Datele transmise de senzori au fost prelucrate cu ajutorul unui laptop.



Figura 20 Subiectul B pregătit pentru efectuarea testelor

Informațiile, redate în timp real de serial ploter, au fost înregistrate cu ajutorul unui program de prelucrare video free numit VLC Media Player. S-au realizat capturi de imagini din momentul testărilor, prezentate în cele ce urmează.

Fiecare senzor, legat de placa arduino, oferă informații despre comportarea pe cele trei axe de coordonate (x, y, z). Fiecare axă este reprezentată printr-o culoare (axa x – roșu, axa

y – portocaliu, axa z – negru) în graficele de mai jos. Porturile USB sunt următoarele: COM12-senzor aflat pe cot, COM13-senzor aflat pe bormașină, COM18-senzor aflat pe genunchi. Rezultatele comportării articulațiilor cot și genunchi în timpul funcționării bormașinii obținute cu accelerometrul ADXL 345 sunt prezentate în cele ce urmează.

Ordinea înregistrărilor este: senzor cot (COM12), senzor bormașină (COM 13) și senzor genunchi (COM18).

În cazul subiectului A, cu poziția brațului față de antebraț – a) 90°, b) 180°, la utilizare bormașină în gol, înregistrările sunt prezentate în figura 21.

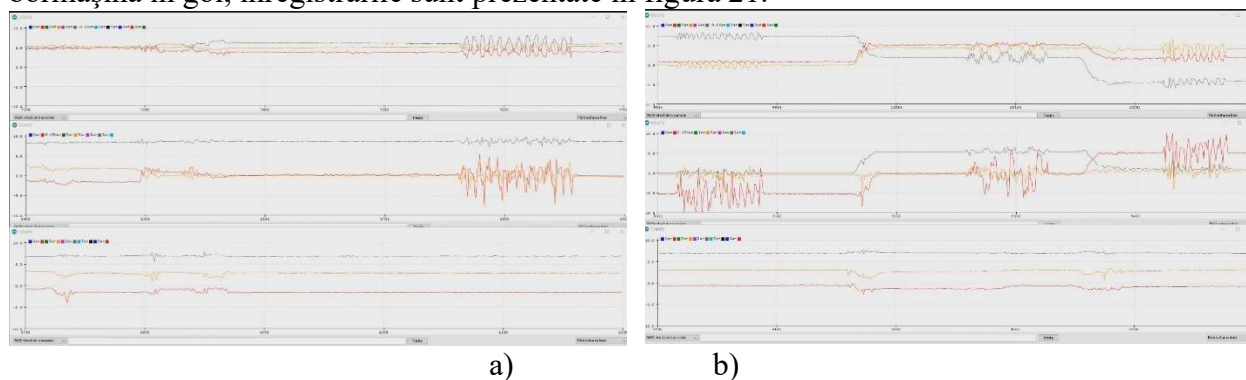


Figura 21

Rezultatele de mai jos au fost obținute cu bormașina în gol, subiectul B având poziția brațului față de antebraț la 90° (figura 22 a) și la 180° (figura 22 b).

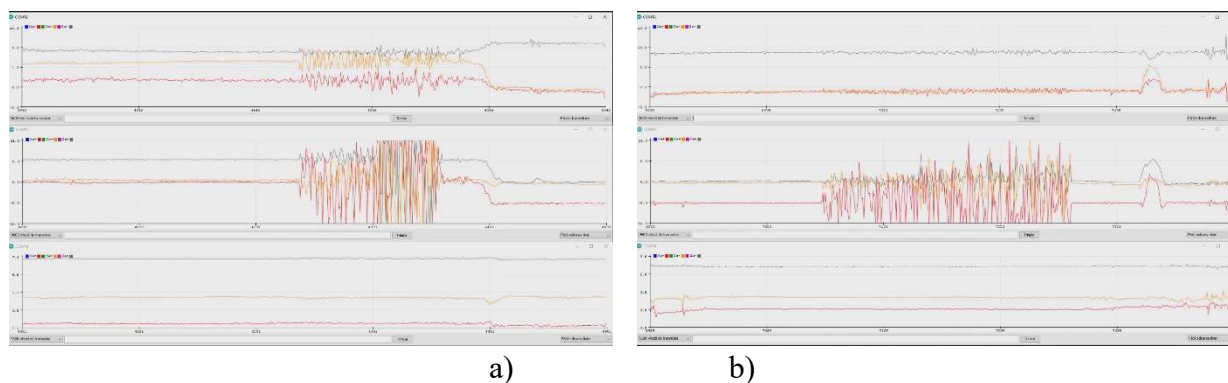


Figura 22

Față de experimentele realizate în laboratorul ICECON, măsurătorile efectuate pe zona genunchiului cu accelerometrul ADXL345 nu au fost concludente.

III. Grupa de teste Sos. Cățelu

Testele de măsurare a vibrațiilor în timpul deplasării pe trotinete încheie acest capitol de experimente. Au fost implicate 2 trotinete (una cu sistem de amortizare și una fără sistem de amortizare), 3 accelerometre ADXL 345, 3 plăci Arduino UNO și un laptop. Accelerometrele au fost dispuse astfel: unul pe trotinetă, al doilea pe cot și cel de-al treilea pe genunchi. Fiecare accelerometru a fost conectat, prin intermediul cablurilor de date, la o placă Arduino și laptop. Au participat 3 persoane la teste. Au fost utilizate 2 trasee cu acoperire diferită. Pe trotinetă a fost

fixată o cameră de filmat. Drumul a fost parcurs pe rând de subiecți cu fiecare tip de trotinetă. Echipamentul utilizat este prezentat în figura 48. În figura 49 sunt prezentate imagini cu cei 3 subiecți din timpul testelor.



Figura 23 Trotinetă, cotieră, genunchieră cu accelerometre

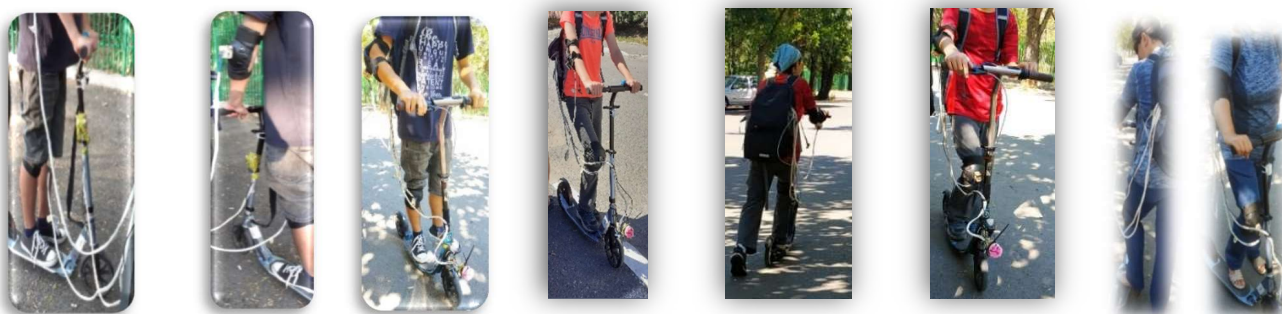


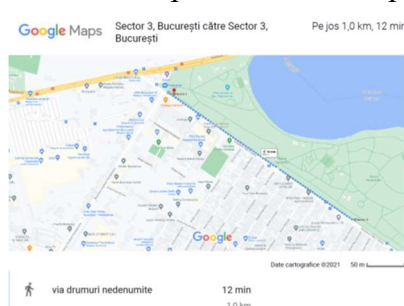
Figura 24

Cu ajutorul Google Maps sunt prezentate cele două drumuri parcurse pentru experimente.

- traseul 1 – strada, acoperită cu înveliș de tip asfalt:



- traseul 2 - parcare auto, acoperită cu înveliș de tip asfalt și pavele:



Informațiile de la cele trei porturi USB sunt redată de serial ploter în următoarea ordine: COM 12 – senzorul se afla pe cot; COM 13 – senzorul se afla pe trotineta; COM 18 – senzorul se afla pe genunchi. În graficele de mai jos, cele trei axe sunt reprezentate cu următoarele culori: axa x – roșu, axa y – portocaliu și axa z – negru.

Capturi de ecran cu datele înregistrate în timpul deplasărilor sunt prezentate mai jos.

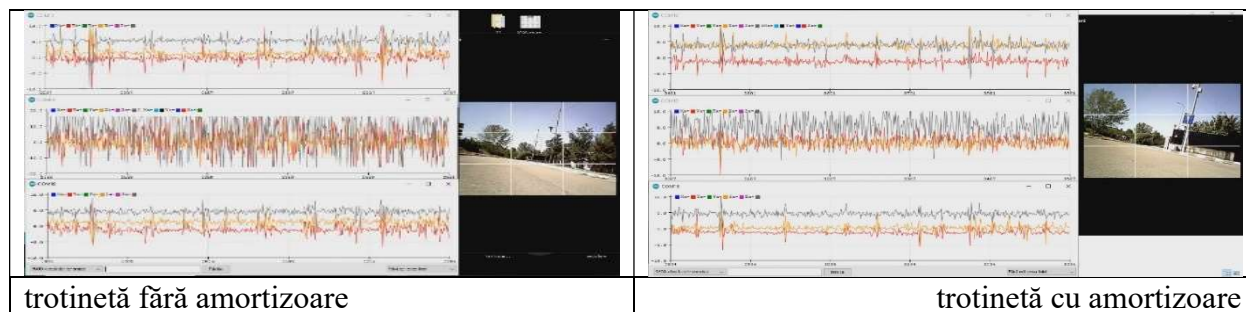


Figura 25 Subiectul A, traseul 1, șosea asfaltată, parcurs rectiliniu

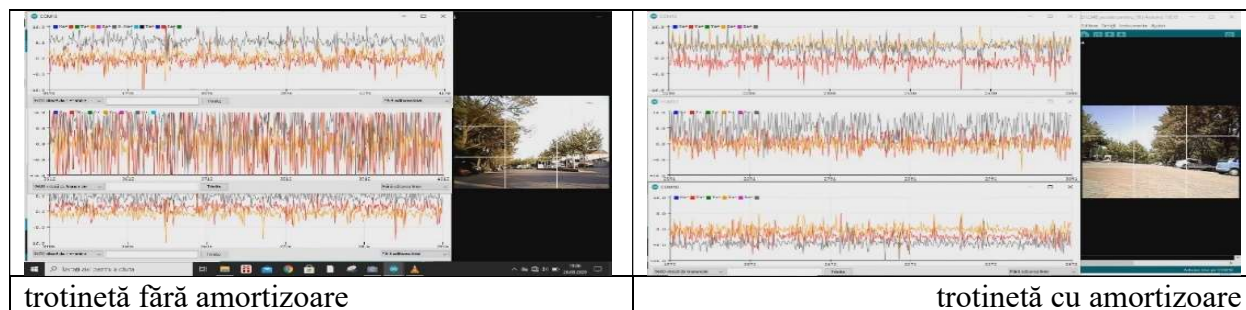


Figura 26 Subiectul A, traseul 2, parcare auto, parcurs constant rectiliniu

Subiecții A și B au efectuat câteva sărituri cu trotineta. Rezultatul este prezentat mai jos.

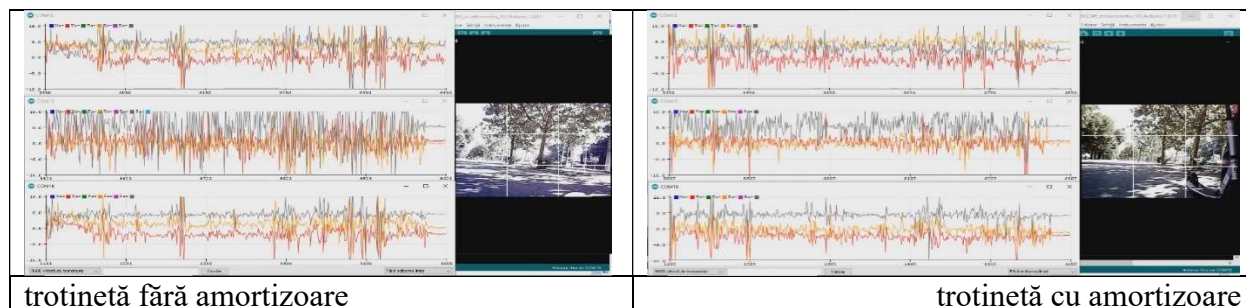


Figura 27 Deplasare cu sărituri, asfalt, subiectul A

6. CONCLUZII GENERALE, CONTRIBUȚII ORIGINALE ȘI DIRECȚII VIITOARE DE STUDIU

CONCLUZII

Această lucrare, intitulată “*Modelarea biomecanică a articulațiilor organismului uman sub acțiunea vibrațiilor mecanice*”, a urmărit comportarea articulațiilor cot și genunchi sub acțiunea oscilațiilor mecanice.

Obiectivele specifice ale tezei de doctorat au constatat în:

- modelarea articulațiilor cot și genunchi;
- măsurarea vibrațiilor cu dispozitive profesionale în zona articulațiilor cot și genunchi în timpul utilizării bormașinii;
- măsurarea vibrațiilor cu dispozitive Arduino în zona articulațiilor cot și genunchi în timpul utilizării bormașinii;
- măsurarea vibrațiilor cu dispozitive Arduino în zona articulațiilor cot și genunchi în timpul utilizării trotinetei.

Vibrațiile pot apare la locul de muncă, în timpul deplasării cu diverse mijloace de transport (cu motor sau fără) sau în timpul efectuării diverselor activități pe lângă casă (domestice sau de reparații). Manipularea dispozitivelor moderne expun utilizatorii unor posibile oscilații mecanice de intensități diferite.

Măsurătorile au fost efectuate asupra a 4 subiecți, membri aceleiași familii, informați corespunzător asupra modului de efectuare a cercetării, scopului acesteia și efectelor posibile.

Experimentele au fost făcute conform normelor în vigoare.

Metodele grafice permit apariția erorilor umane.

Modelele utilizate pentru studiul articulațiilor cot și genunchi au condus la rezultate teoretice apropiate de valorile experimentale măsurate. Măsurătorile efectuate cu dispozitivele arduino au fost apropiate de valorile obținute cu accelerometrele profesionale pe axele x și y.

Deplasarea cu trotineta este destul de solicitantă pentru articulațiile studiate (cot și genunchi), în funcție de tipul de drum parcurs și de obstacolele întâlnite în cale (dacă sunt efectuate treceri peste borduri sau opritoare). Un drum bine asfaltat oferă condiții plăcute pentru a utiliza trotineta.

Pe durată scurtă, utilizarea trotinetei fără amortizare poate fi la fel de solicitantă ca manipularea unei unelte de mică mecanizare.

Din studiul graficelor rezultate și compararea cu valorile frecvențelor obținute pe modelele teoretice se desprind următoarele:

1. Rezultatele obținute au fost asemănătoare în cazul testelor cu senzorii (profesionali și Arduino) fixați pe bormașină.

2. Persoana A este cea care a parcurs experimentele din laboratorul ICECON și cele cu Arduino, de asemenea a fost considerată în partea teoretică a tezei reper principal. În cele ce urmează sunt prezentate rezultatele obținute după măsurătorile efectuate asupra cotului cu accelerometrul profesional și cu ADXL 345. Senzorul a fost fixat în zona cotului subiectului A, care manipula bormașina pentru realizarea experimentului.

Câteva valori ale accelerațiilor obținute cu senzorul profesional la măsurători în gol:

Pe axa x : $t=0.425$ $a_x=1.47544$; $t=0.4292$ $a_x=1.4774$; $t=0.427$ $a_x=1.46852$

Pe axa y: $t=0.425$ $a_y=0.915416$; $t=0.4292$ $a_y=1.02028$; $t=0.427$ $a_y=1.02999$

Pe axa z: $t=0.425$ $a_z=1.03094$; $t=0.4292$ $a_z=0.97429$; $t=0.427$ $a_z=0.952022$

Arduino a condus la următoarele rezultate în cazul subiectului A, măsuratori pe cot cu bormașina în gol:

Cot 90

20:27:41.366 -> $X_a=1.47$ $Y_a=0.91$ $Z_a=7.22$

20:27:43.373 -> $X_a=1.47$ $Y_a=-2.50$ $Z_a=7.50$

Cot 180

20:29:41.008 -> $X_a=-1.47$ $Y_a=-0.34$ $Z_a=6.25$

20:29:43.671 -> $X_a=-1.47$ $Y_a=-2.56$ $Z_a=7.13$

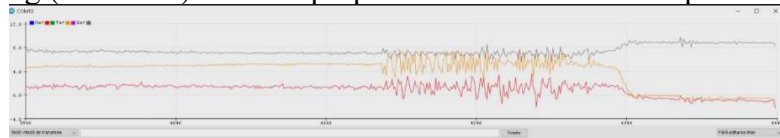
Comparând rezultatele de la cele două seturi de date se constată că au valori apropiate.

3. Luând în considerare vârsta și greutatea subiecților se poate face o evaluare pe grupe a rezultatelor obținute:

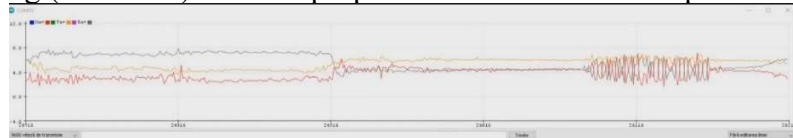
- Grupa I subiecții B și C (vârsta 17 respectiv 14 ani, greutatea 54 respectiv 45 kg).

Bormașina s-a utilizat în gol și în sarcină, cu senzori aflați pe cot, genunchi și bormașină. Dispozitiv de măsurare: senzor ADXL 345. Date colectate cu program Arduino. La genunchi nu au putut fi măsurate accelerațiile cu acest senzor.

Accelerația măsurată în zona cotului (90), în gol, pentru subiectul B a fost de aproximativ 4g (39.2 m/s^2). Valori apropiate de maxim s-au aflat pe axele x și y.



Accelerația măsurată în zona cotului (90), în gol, pentru subiectul C a fost de aproximativ 4g (39.2 m/s^2). Valori apropiate de maxim s-au aflat pe axele x și z.



Graficele pe cele trei axe au forme și valori asemănătoare în cazul celor doi.

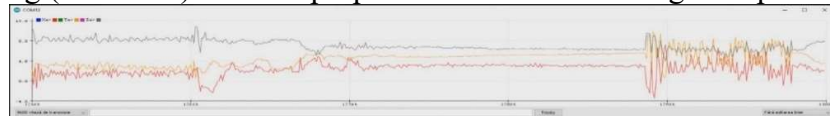
- Grupa II subiecții A și D (vârsta 42 respectiv 41 ani, greutatea 104 respectiv 80 kg).

Bormașina s-a utilizat în gol și în sarcină, cu senzori aflați pe cot, genunchi și bormașină. Dispozitiv de măsurare: senzor ADXL 345. Date colectate cu program Arduino. La genunchi nu au putut fi măsurate accelerațiile cu acest senzor.

Accelerația măsurată în zona cotului (90), în gol, pentru subiectul A a fost de aproximativ 5g (49 m/s^2). Valori apropiate de maxim s-au înregistrat pe axele x și y.



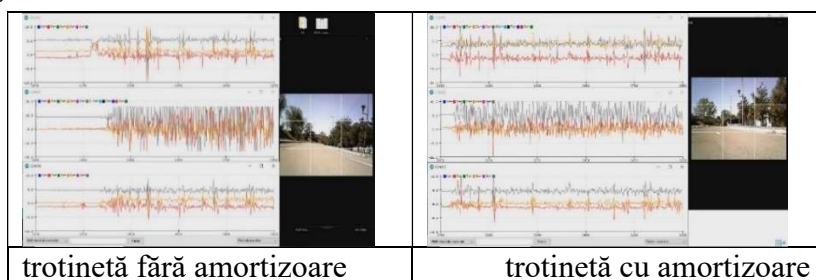
Accelerația măsurată în zona cotului (90), în gol, pentru subiectul D a fost de aproximativ 4g (39.2 m/s^2). Valori apropiate de maxim s-au înregistrat pe axele x și z.



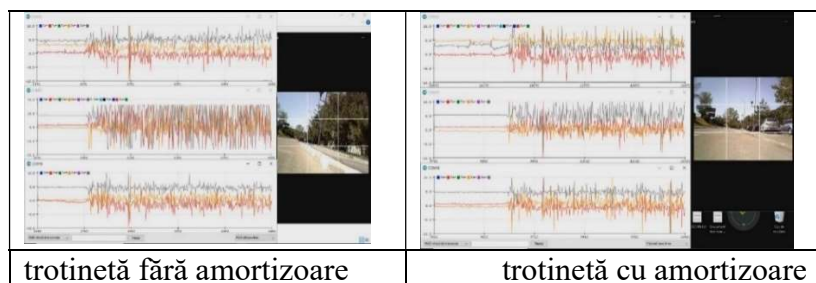
Cei doi subiecți au valori asemănătoare ale accelerației în momentul în care utilizează bormașina pentru a da găuri în material. La utilizarea în gol apar diferențe. O altă diferență este evoluția pe axa y a accelerației pentru subiecți la măsurătorile în sarcină.

4. Subiecții A (17 ani, 54 kg) și B (14 ani, 45 kg) au purtat echipamentul pentru teste pe trotinete cu și fără amortizare. Modul de realizare al măsurătorilor a fost prezentat anterior. Cei doi au parcurs un traseu de aproximativ 1,3 km. Timpul de parcurgere a traseului a fost de 14 minute. Deplasarea s-a efectuat pe suprafață asfaltată și cu pavele. Valorile înregistrate ale accelerațiilor s-au aflat în intervalul $\pm 16g$ (156.8 m/s^2). Rezultatele înregistrate cu senzorul Arduino sunt asemănătoare în cazul celor doi subiecți.

Subiectul A, traseul 1, șosea asfaltată:



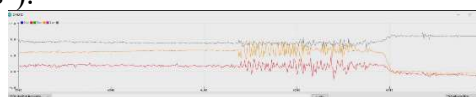
Subiectul B, traseul 1, șosea asfaltată:



5. Pentru persoana B este studiat comportamentul cotului în condițiile utilizării bormașinii și în timpul deplasării cu trotineta.

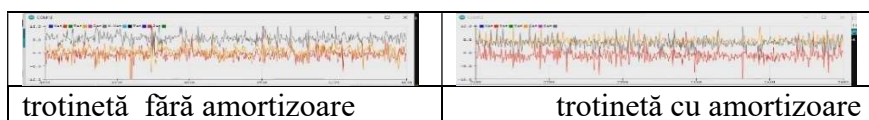
Graficele obținute în cele 2 situații sunt prezentate mai jos:

Cotul la 90, în gol, accelerația estimată $4g$ (39.2 m/s^2):



Deplasarea cu trotineta:

Traseul 2, parcare auto, accelerația estimată $8g$ (78.48 m/s^2):



Rezultatele obținute sunt asemănătoare în cele două cazuri.

6. În cazul genunchiului, măsurătorile efectuate cu senzorul profesional HVA 4447 au condus la următoarele valori ale accelerației medii:

- în cazul utilizării mașinii unelte în gol: 9.24 m/s^2 ;
- în cazul utilizării mașinii unelte în sarcină: 5.22 m/s^2 (lemn); 5.64 m/s^2 (beton).

Experimentele realizate au validat în buna masura modelele teoretice alese.

Senzorii Arduino pot fi o alternativă ieftină și rapidă pentru a măsura efectul vibrațiilor asupra corpului uman.

În condițiile în care sunt necesare măsurători la vibrații, Arduino poate fi o alternativă, dacă este bine calibrat și există posibilitatea atașării corespunzătoare pe zona urmărită pentru a putea aduna informații.

În cadrul tezei am realizat măsurători cu accelerometrul ADXL345 și accelerometrele profesionale HVA 4447 și 4506-B 003.

Rezultatele au fost surprinzător de apropiate, dar reflectă necesitatea unei calibrări mai bune pentru Arduino și unele îmbunătățiri necesare la echipamentul de măsurare.

CONTRIBUȚII ORIGINALE

În cadrul lucrării mele de doctorat am urmărit comportamentul articulațiilor cot și genunchi sub influența vibrațiilor la locul de muncă, dar și în cazul deplasărilor în timpul liber cu un mijloc de transport de tipul trotinetei.

Contribuții personale:

- Prezentarea sistemică a celor mai spectaculoase modele matematice ale organismului uman;
- Elaborarea a două modele biomecanice originale pentru articulația cotului, respectiv a genunchiului;
- Determinarea parametrilor principali ai vibrațiilor forțate ce acționează asupra cotului, respectiv genunchiului în cazul unor persoane ce utilizează o mașină rotopercutantă;
- Determinarea parametrilor principali ai vibrațiilor forțate ce apar accidental în timpul utilizării unei trotinete;
- Validarea modelelor biomecanice propuse pentru articulații prin compararea mărimilor teoretice și experimentale.

PERSPECTIVE

Pe parcursul cercetărilor efectuate pentru realizarea tezei am constatat că au fost efectuate studii care au arătat efectele negative ale vibrațiilor (disconfort, oboseală, teamă, leziuni grave ale sistemului muscular și osos sau ale organelor interne), dar există și metode și tehnologii care utilizează vibrațiile în scop terapeutic.

În viitor, pentru continuarea cercetărilor începute în cadrul acestei teze, se propun următoarele:

Determinarea valorilor accelerațiilor și frecvențelor în zonele cot și genunchi pe baza măsurătorilor realizate cu ajutorul unei plăci vibrante și a uneltelor de mică mecanizare.

Calibrarea mai eficientă pentru accelerometrul ADXL345 cu scopul de a realiza măsurători mai precise. O calibrare mai bună a senzorului conduce la creșterea sensibilității acestuia și obținerea unor date mai exacte.

Realizarea unor modele biomecanice noi pentru articulațiile organismului uman în care să se țină seama de neliniaritățile din legături cu scopul de a mări precizia.

Utilizarea echipamentelor de mică mecanizare și a aparatelor de fitness pentru a face măsurări comparative de vibrații asupra articulațiilor cot și genunchi.

Cu ajutorul printării 3D să fie modelată articulația cot sau genunchi și asupra modelelor printate să se facă măsurători in vitro.

Achiziția de echipamente profesionale pentru efectuarea măsurătorilor de vibrații de tipul senzorilor profesionali Arduino și microcontrollere.

Pornind de la ideea realizării unei distribuții a punctelor organismului uman expus oscilațiilor prezentată de domnul Panaitescu-Liess, se propune o platformă de cercetare românească în domeniul vibrațiilor mecanice și al biomecanicii prin care se pot face teste pentru a vedea influența echipamentelor de construcții asupra utilizatorilor și integrarea unor modele dinamice în modele robotice complexe. Poate fi creat un model de calcul al organismului uman și a componentelor sale la solicitări de tip vibrații ținând seama de distribuția parametrică pe lungime, suprafață și volum. Scopul acestei platforme este de creare a mecanismelor de control la vibrații – evaluare, măsurare, raportare – pentru prevenirea efectelor negative prin expunere prelungită la vibrații. Cercetările și arhitectura platformei ar putea fi realizate în cadrul facultății împreună cu studenții interesați.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

2	Budescu, E.	<i>Biomecanica generală</i> , Iași 2013
5	Dogaru, M.G., Legendi, A. Pavel, Cr., Panaitescu-Liess, R.	<i>Vibrațiile sistemului antebraț- braț modelat sub forma unui model biomecanic cu două grade de libertate</i> , Articol, Revista Sinteză de Mecanică Teoretică și Aplicată, vol. IX, 2018, nr. 2, Editura MatrixRom, București, ISSN 2068-6331
6	Drăgulescu, D.	<i>Modelarea în biomecanică</i> , Editura Didactică și Pedagogică, București, 2005, ISBN 973-30-1725-6
8	Magheți, I., Savu, M.	<i>Vibrații mecanice. Teorie și practică</i> , ISBN 973-648-389-4, Editura BREN, București, 2004
9	Moșneguțu, V., Chiroiu, V.	<i>Introducere în modelarea matematică a articulației genunchiului</i> , Editura Academiei Române, București, 2013
10	Moșneguțu, V.	<i>Contribuții privind dinamica sistemelor cu frecare cu aplicații în controlul vibrațiilor și al amortizării</i> , Teza de doctorat, 2008
12	Julia K. Nicholasa, Oliver M. O'Reilly	<i>Verifying the equivalence of representations of the knee joint moment vector from a drop vertical jump task</i> The Knee 24 (2017) 484–490, www.elsevier.com/locate/
13	Cezar Th. Niculescu s.a.	<i>Anatomia si fiziologia omului. Compendiu</i> , Editura Corint educational, 2014 ISBN 978-606-8609-07-2
14	Panaitescu-Liess, R.	<i>Modelarea biomecanică a organismului uman sub acțiunea vibrațiilor</i> , Teza de doctorat, 2013
15	Panaitescu-Liess, R.	<i>A Comparative study about the Influence of Vibration on Elbow Joint Mobility</i> , Analele Universității “Eftimie Murgu” Reșița, Anul XXI, nr. 1, 2014, ISSN 1453 – 7397, p. 307-310
17	Pavel, C., Constantinescu, A.	<i>Vibrații mecanice</i> , Editura Matrix Rom, București, 2009, ISBN 978-973-755-468-0
22	Hyunggwi Song Heewon Park Sukyung Park	<i>A springy pendulum could describe the swing leg kinetics of human walking</i> , Journal of Biomechanics 49(2016)1504–1509 www.elsevier.com/locate/jbiomech , www.JBiomech.com
34	Akio Yamamoto, Shun Sasagawa *, Naoko Oba, Kimitaka Nakazawa	<i>Behavioral effect of knee joint motion on body's center of mass during human quiet standing</i> , Gait & Posture 41 (2015) 291–294, www.elsevier.com/locate/gaitpost

Bibliografia cuprinde 125 de titluri, din care 18 site-uri de internet.