

SISTEM ROBOTIC COMPLEX PENTRU RECUPERAREA FUNCTIONALA A COPIILOR CU DIZABILITATI LOCOMOTORII

Sinteza lucrării

Obiective:

1. Realizarea unei baze de date necesara studiului dinamic al aparatului locomotor uman pentru activitatea de pasire.
2. Analiza cinematica a aparatului locomotor uman.
3. Elaborarea modelului exoscheletic necesar studiului cinematic al acestuia.
4. Analiza dinamica a aparatului locomotor uman.

1. Realizarea unei baze de date necesara studiului dinamic al aparatului locomotor uman pentru activitatea de pasire

Având în vedere obiectivul propus, și echipamentul achiziționat în cadrul derulării acestui proiect s-a realizat analiza experimentală a activității de pășire pe un număr de 20 de subiecți umani fără dizabilități locomotorii cu vârste cuprinse între 4 și 7 ani. Baza de date este formată din valori numerice ale traiectoriilor și amplitudinilor unghiulare dezvoltate de centrele articulațiilor din structura aparatului locomotor uman dezvoltate în timpul activității de pășire. În vederea realizării acestei baze de date subiecții umani propuși pentru acest studiu au fost repartizați în funcție de vârstă pe 5 categorii. Echipamentul care a permis efectuarea acestei analize se numește CONTEMPLAS (fig. 1) și este format din 2 camere video ultra-rapide, care permit înregistrarea secvențelor cu un număr de 350 cadre/sec și modulul software Templo Standard cu ajutorul căruia sunt obținute rezultatele dorite. Principiul general de analiză experimentală cu acest echipament este reprezentat schematic în figura 2.



Fig. 1. Echipamentul CONTEMPLAS

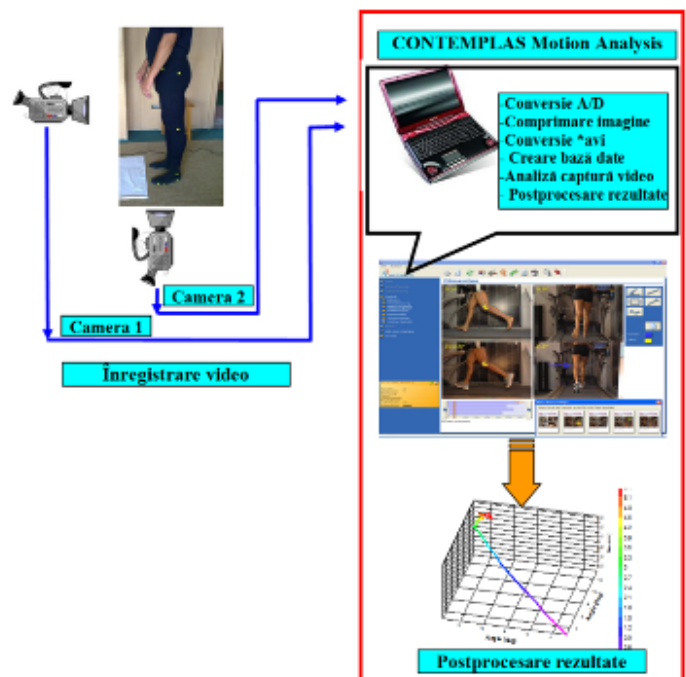


Fig. 2. Procesul general de video-analiză a soft-ului CONTEMPLAS

Obținerea rezultatelor se realizează prin parcurgerea în cadrul soft-ului CONTEMPLAS a următoarelor etape:

1. Crearea bazei de date

Prin crearea bazei de date se pot sorta și filtra anumite înregistrări video; se pot prelucra înregistrările video prin selectarea anumitor secvențe spre a fi analizate ulterior de către administratorul soft-ului; se pot selecta

anumite criterii de analiză prin redefinirea calității înregistrărilor video. Astfel în acest context, subiecții umani au fost definiți prin vârstă, greutate, și parametri dimensionali specifici aparatului locomotor uman.

2. Înregistrarea video

Pe subiecții umani ce urmează a fi studiați s-au atașat marcheri ce definesc centrele articulațiilor/cuplelor cinematice sau puncte caracteristice din structura aparatului locomotor uman. Articulațiile analizate sunt: șoldul, genunchiul, glezna și piciorul. Pentru înregistrarea video s-au cuplat în paralel cele două camere video prin intermediul modului de tip DV. De asemenea analiza secvențelor înregistrate s-a realizat ulterior în baza stocării acestor secvențe în baza de date specifică soft-ului Templo Standard. Soft-ul CONTEMPLAS Templo Standard conferă: reglări inteligente ale camerelor video; sincronizare automată a camerelor; scheme de analiză personalizate; ajustarea funcției de rotire a poziției camerelor; declanșarea înregistrării video prin programarea acesteia în regim automat; captură video prin atribuirea directă a secvențelor înregistrate în baza de date a soft-ului.

3. Analiza

În cadrul analizei se pot masura variații unghiulare pe anumite cadre din secvențe, prin identificarea poziției fiecărui marker atașat în centrele articulare din structura aparatului locomotor uman. Soft-ul a permis definirea unor scheme de analiză, marcarea sau demarcarea unor puncte caracteristice de pe sistemul de locomoție umană cu ajutorul instrumentelor specifice soft-ului, suprapuneri video, funcția de stroboscop, și urmărirea automată sau manuală a markerilor de pe sistemul studiat. În figurile 3 și 4, este prezentată captura ferestrei de analiză a soft-ului Contemplas – Templo standard.

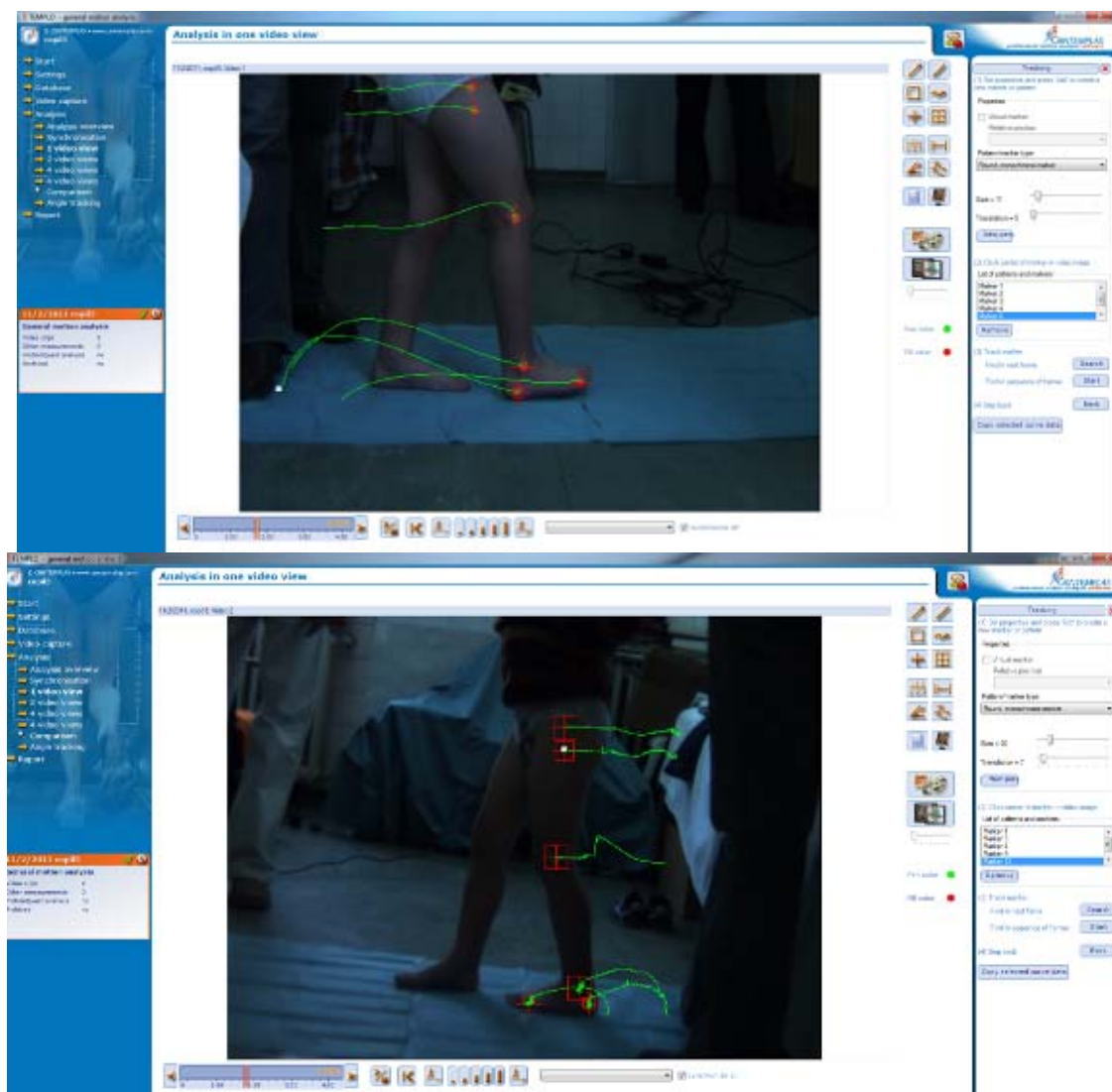


Fig. 3. Capturi ale soft-ului CONTEMPLAS de generare a traiectoriilor (membru inferior stang și drept)

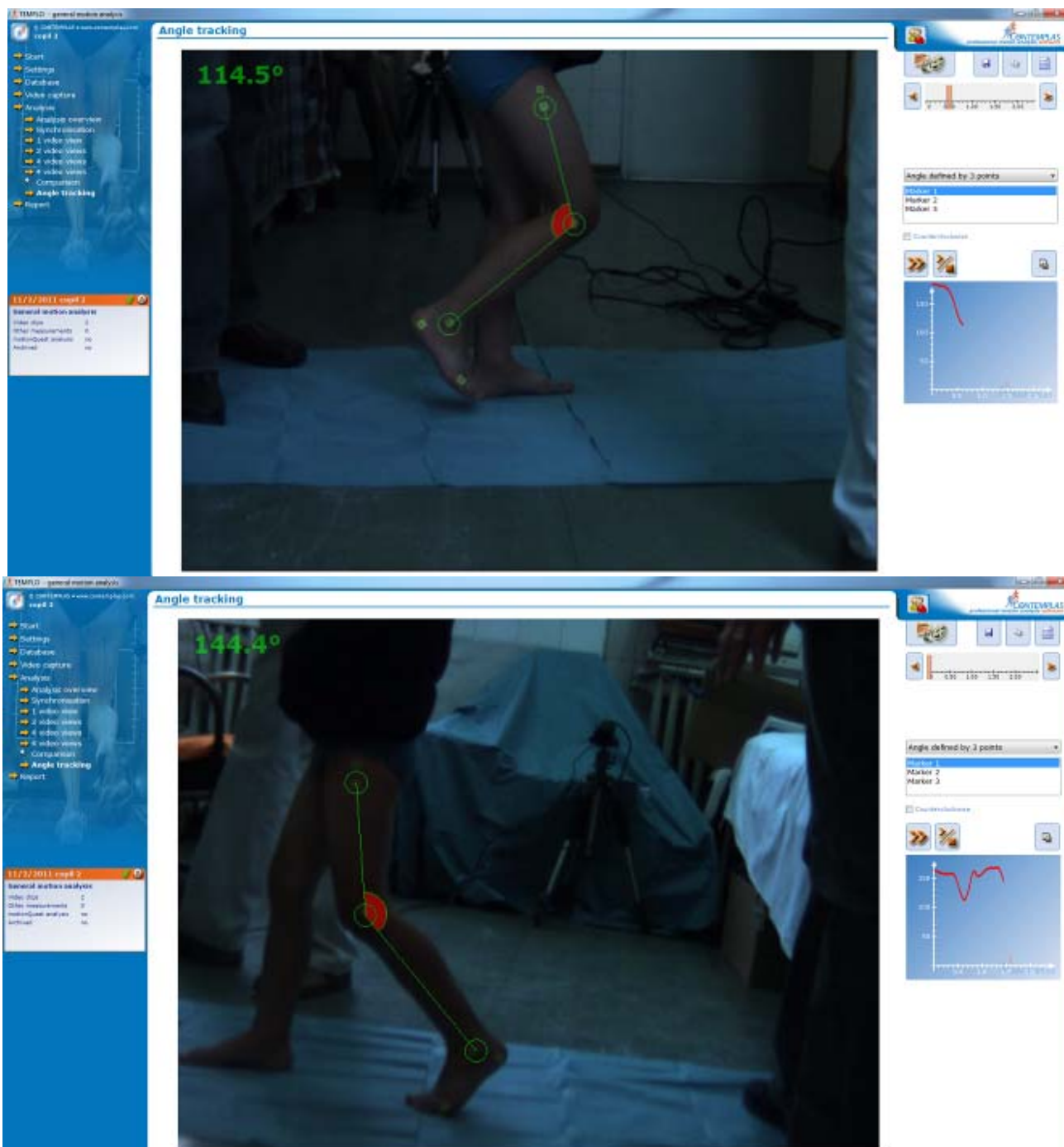


Fig. 4. Capturi ale soft-ului CONTEMPLAS de generare a amplitudinilor unghiulare pentru articulația genunchiului (membru inferior stang și drept)

4. Postprocesarea rezultatelor

Soft-ul a permis exportarea rezultatelor în format .xls putând fi vizualizate cu ajutorul programului Microsoft Excel. Astfel s-au obținut traiectoriile centrelor articulare (sold, genunchi, gleznă și picior), dar și amplitudinile unghiulare dezvoltate de articulațiile studiate în timpul activității de pășire pentru fiecare subiect uman, iar rezultatele au fost centralizate formând o bază de date utilă pentru analizele ulterioare ale aparatului locomotor uman.

Ca exemplu în figurile 5, 6 și 7 sunt prezentate exemplificat diagrame ale traiectoriilor centrelor articulare pe un subiect uman cu vârsta de 6 ani și amplitudinea unghiulara dezvoltată de articulația genunchiului în timpul activității de pășire.

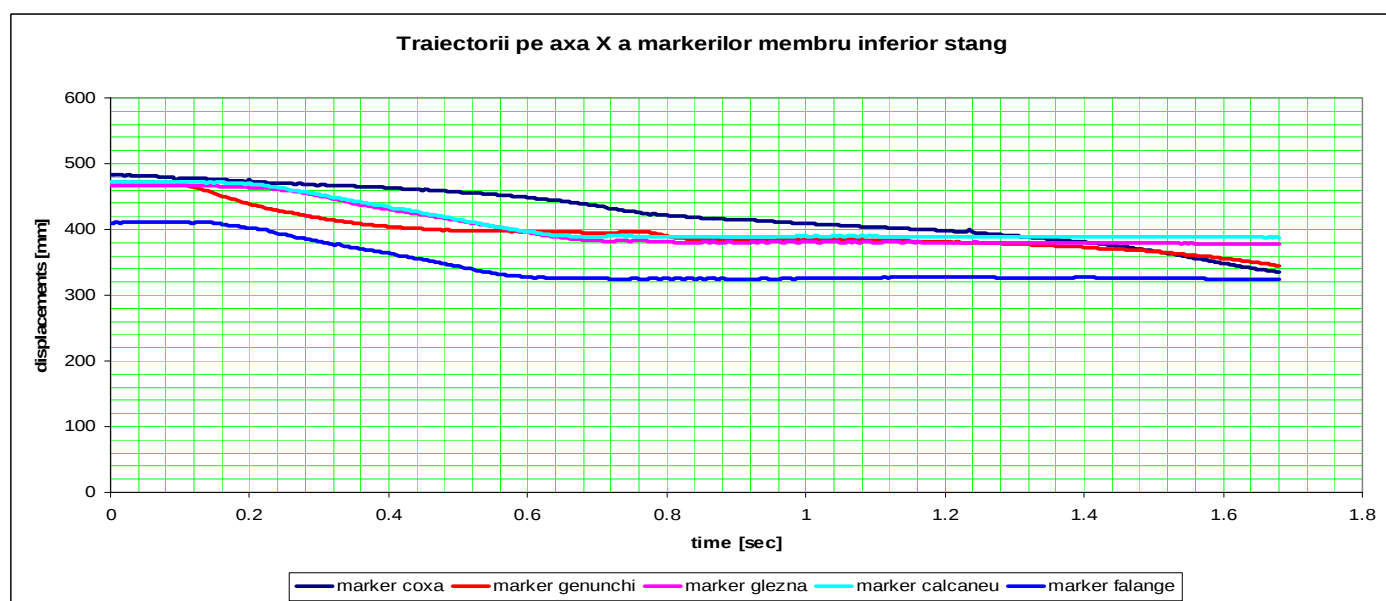
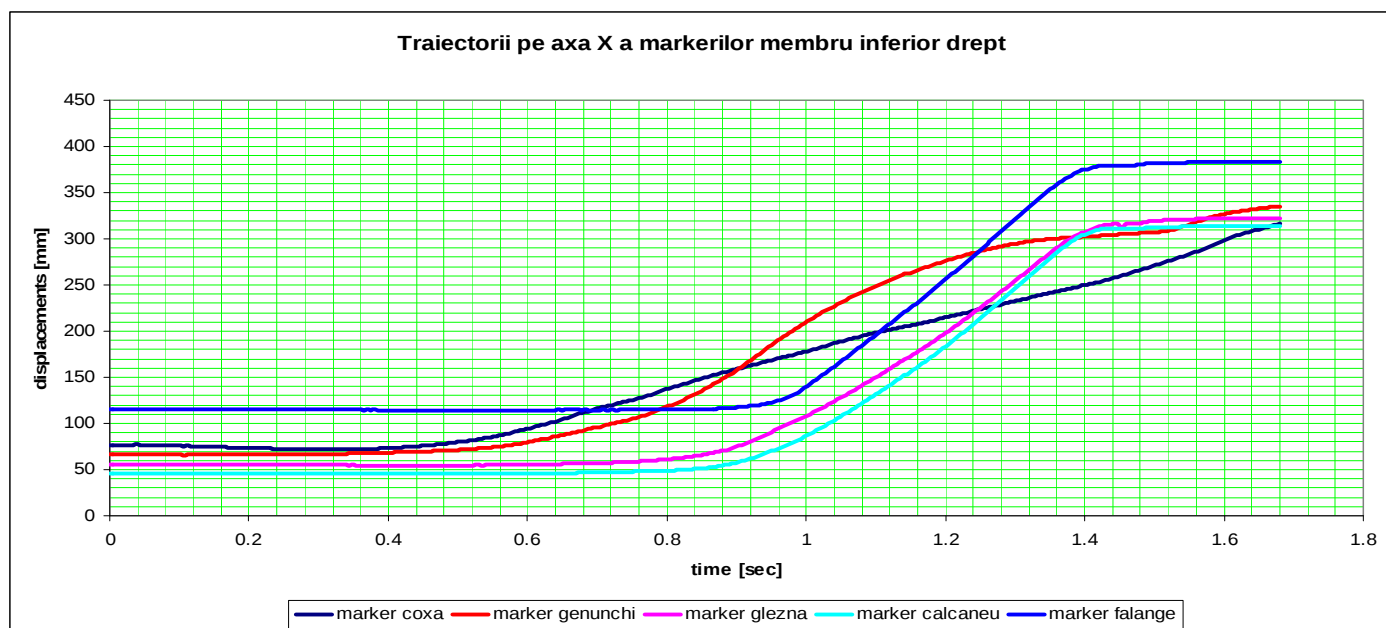


Fig. 5 Traectoriile pe axa X ale membrelor inferioare obținute cu ajutorul echipamentului CONTEMPLAS pentru activitatea de pășire în cazul unui subiect uman cu vârsta de 6 ani

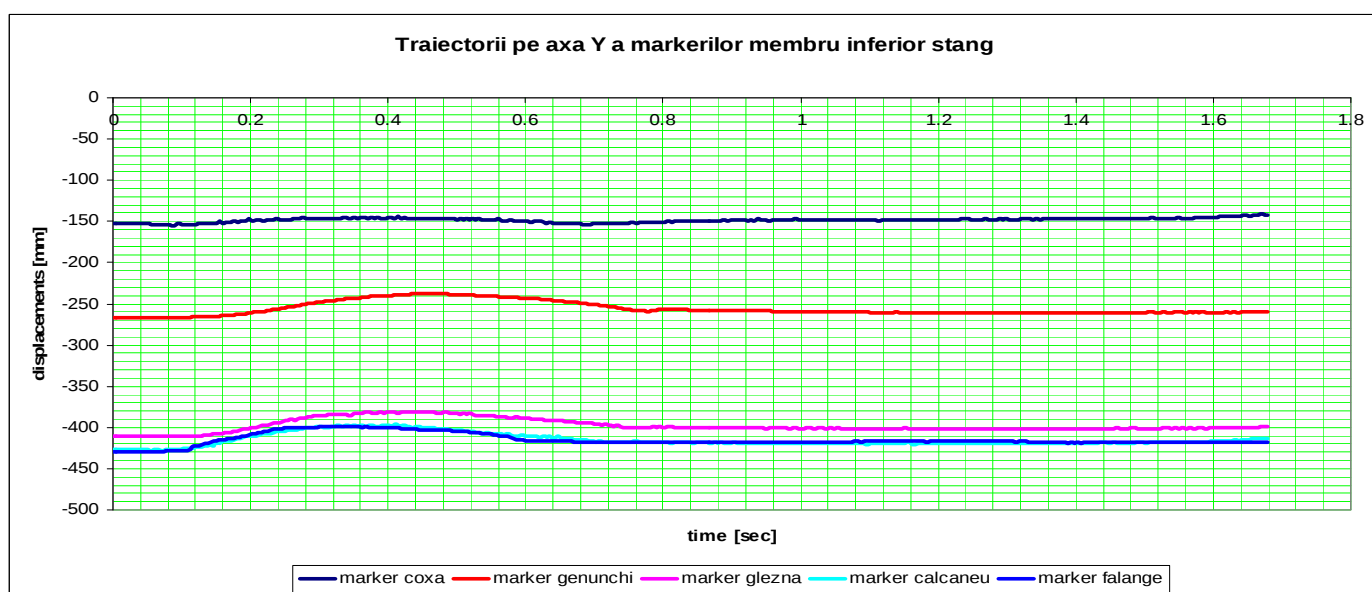
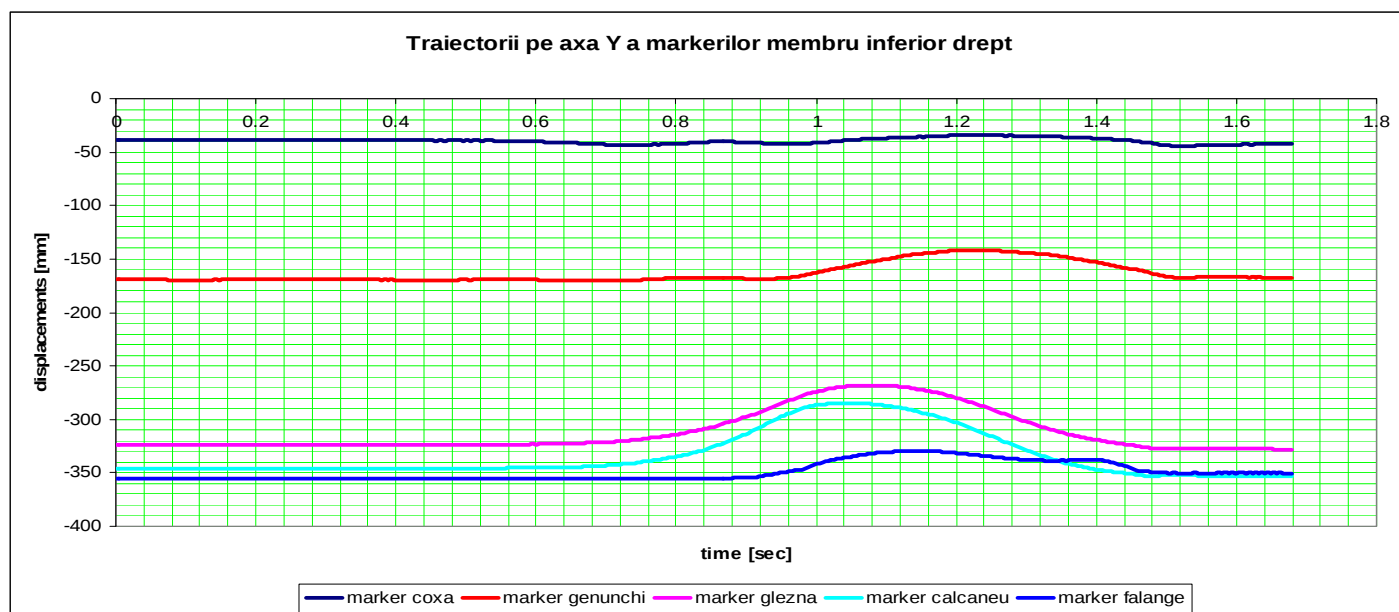


Fig. 6 Traectoriile pe axa Y ale membrului inferior obținute cu ajutorul echipamentului CONTEMPLAS pentru activitatea de pășire în cazul unui subiect uman cu vârsta de 6 ani

În urma rezultatelor obținute, baza de date creată este formată din amplitudinile unghiulare ale articulațiilor studiate, numai pentru un singur pas și anume pasul numărul 2 pentru fiecare subiect uman. Cei 20 de subiecți au desfășurat un număr de 4 pași pentru această activitate. De asemenea subiecții umani au fost împărțiți în grupe de câte 5 în funcție de vârstă iar cu amplitudinile unghiulare obținute pe fiecare grupă s-a realizat o medie a acestora stabilindu-se astfel datele de intrare necesare desfășurării analizei cinematie și dinamice a aparatului locomotor uman. Acestea sunt reprezentate în diagramele din figurile 8, 9, 10 și 11.

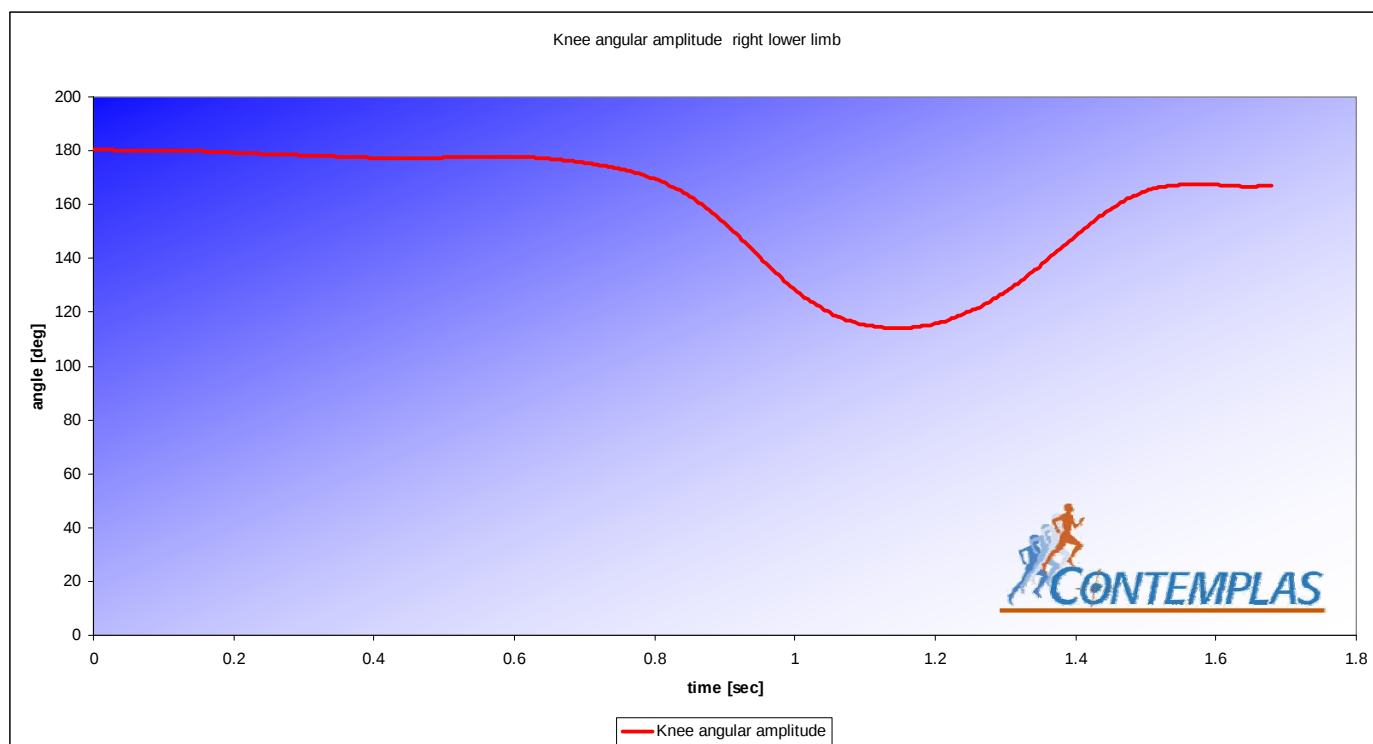


Fig. 7. Amplitudinea unghiulară a articulației genunchiului obținută cu ajutorul echipamentului CONTEMPLAS pentru activitatea de pășire în cazul unui subiect uman cu vârsta de 6 ani

În mod similar s-a realizat analiza experimentală a aparatului locomotor uman pe un număr de 4 subiecți umani cu deficiențe locomotorii, a căror vârste fiind cuprinse în intervalul 4-7ani, rezultatele fiind complet diferite de cele anterior relatate, ele servind de altfel la stabilirea performanțelor calitative al sistemului ce urmează să fie elaborat.

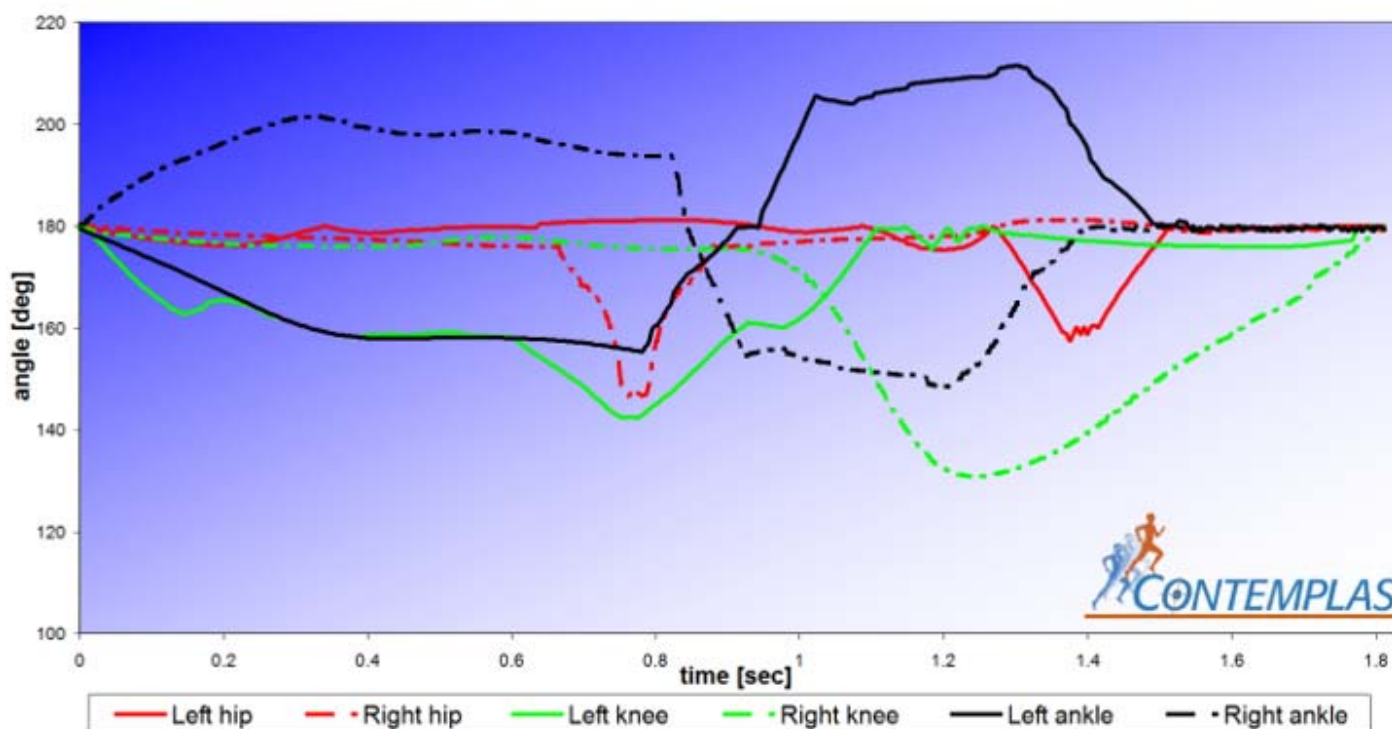
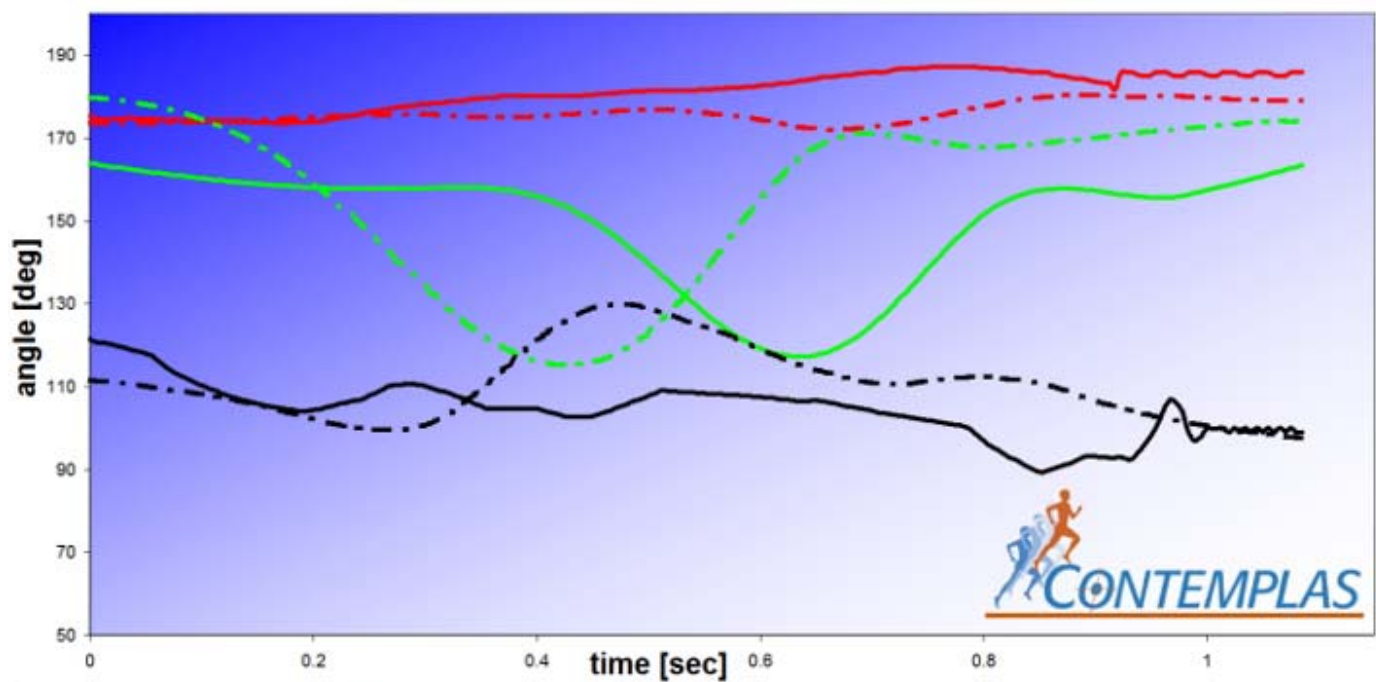
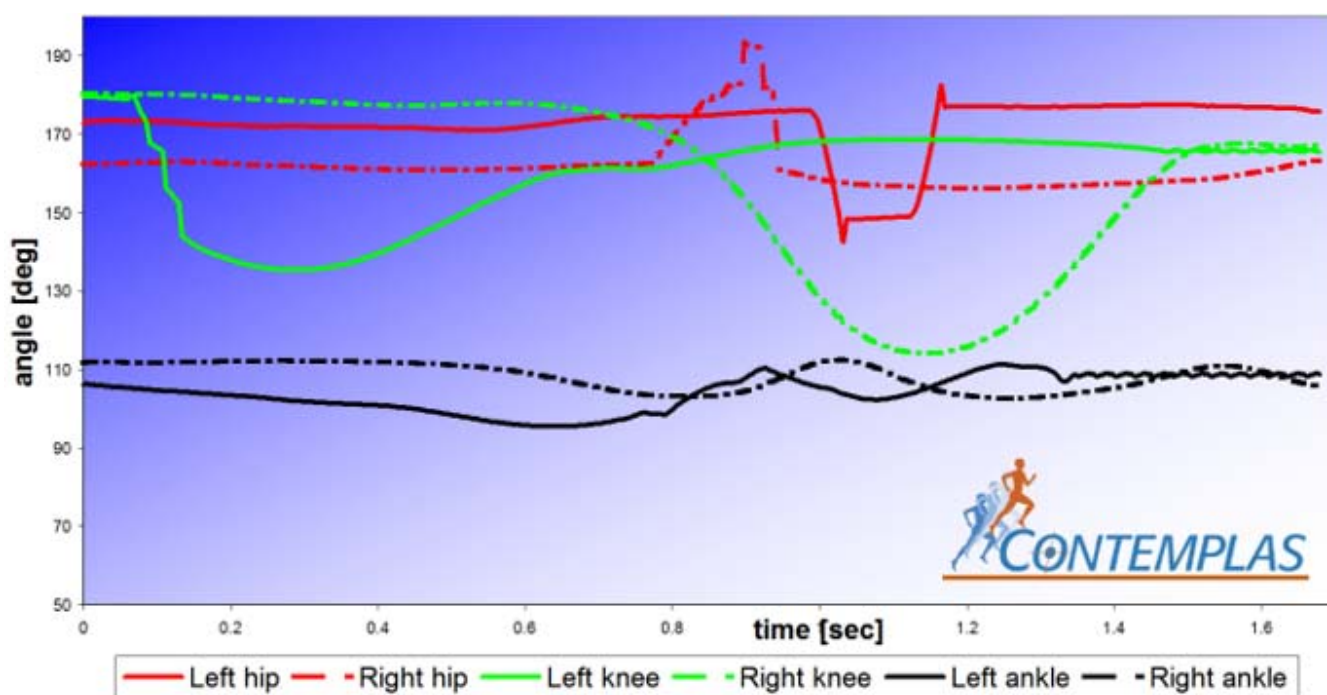


Fig. 8. Media amplitudinilor unghiulare obținute pentru un singur pas dezvoltate de aparatul locomotor uman pe grupa subiecților umani cu vârsta de 4 ani



— Left hip — Right hip — Left knee — Right knee — Left ankle — Right ankle

Fig. 9. Media amplitudinilor unghiulare obtinute pentru un singur pas dezvoltate de aparatul locomotor uman pe grupa subiecților umani cu vârsta de 5 ani



— Left hip — Right hip — Left knee — Right knee — Left ankle — Right ankle

Fig. 10. Media amplitudinilor unghiulare obtinute pentru un singur pas dezvoltate de aparatul locomotor uman pe grupa subiecților umani cu vârsta de 6 ani

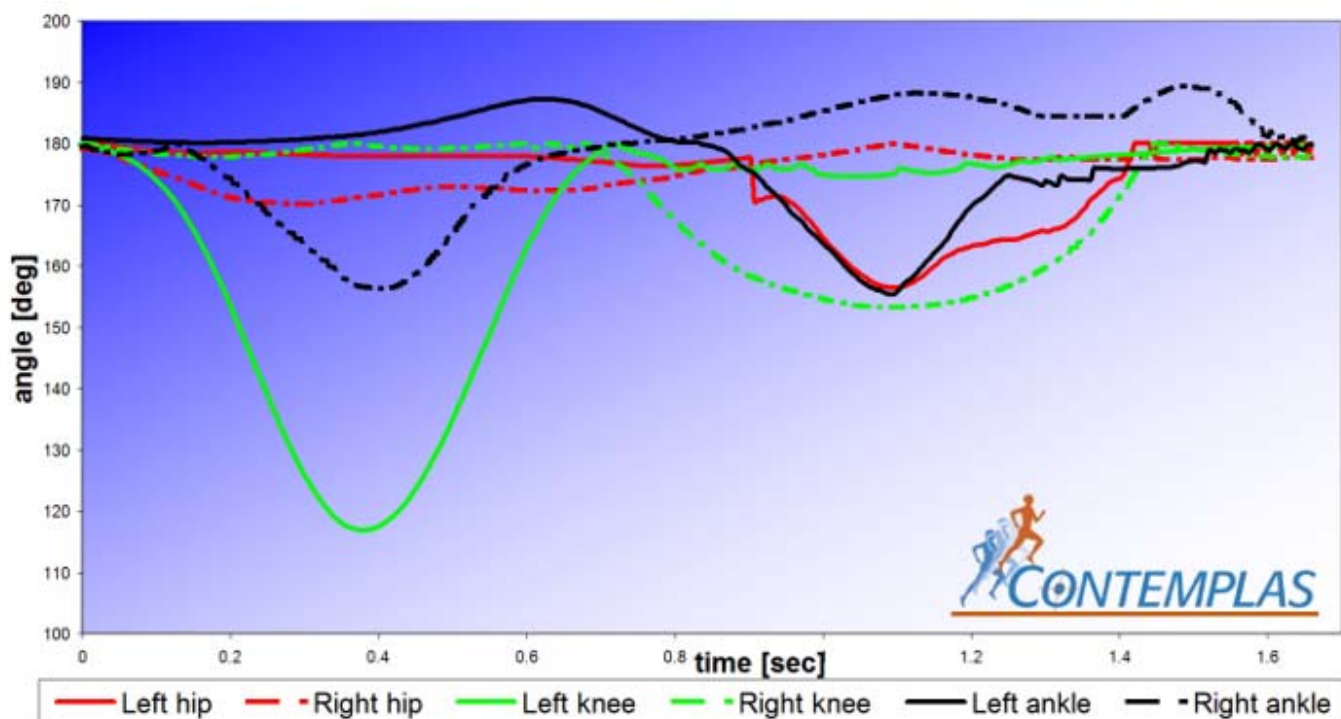


Fig. 11. Media amplitudinilor unghiulare obținute pentru un singur pas dezvoltate de aparatul locomotor uman pe grupa subiecților umani cu vârsta de 7 ani

2. Analiza cinematică a aparatului locomotor uman

Metoda utilizată în lucrare are un caracter flexibil prin care se asigură interfața pentru studiul dinamic și în special pentru modelarea cu elemente finite a sistemelor mecanice mobile plane și spațiale [14, 17, 18, 20, 21 22]. Pentru studiul cinematic se va considera lanțul cinematic, prezentat în figura 12. Analiza modelului cinematic va fi realizată pentru activitatea de mers, respectiv pentru un singur pas. Legile de variație ale parametrilor cinematici s-au obținut prin procesarea cu soft-ul MAPLE a modelelor matematice care definesc analiza cinematică a aparatului locomotor uman.

Date de intrare

Din punct de vedere structural, lanțul cinematic se compune din 16 cuple de rotație, ce pot fi identificate în baza figurii 12, după cum urmează:

- A (0,1) – cupla cinematică de rotație echivalentă falangelor membrului inferior drept, mișcare de flexie plantară;
- B (1,2) – cupla cinematică de rotație echivalentă gleznei membrului inferior drept, mișcare de inversie/eversie (valgus/varus);
- C (2,3) – cupla cinematică de rotație echivalentă gleznei membrului inferior drept, mișcare de flexie plantară/dorsală;
- D (3,4) – cupla cinematică de rotație echivalentă genunchiului membrului inferior drept, mișcare de flexie/extensie;
- E (4,5) – cupla cinematică de rotație echivalentă genunchiului membrului inferior drept, mișcare de rotație internă/externă;
- F (5,6) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior drept, mișcare de abducție/adducție;
- G (6,7) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior drept, mișcare de flexie/extensie;
- H (7,8) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior drept, mișcare de rotație internă/externă;
- I (8,9) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior stâng, mișcare de rotație internă/externă;
- J (9,10) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior stâng, mișcare de flexie/extensie;
- K (10,11) – cupla cinematică de rotație echivalentă șoldului membrului inferior stâng, mișcare de abducție/adducție;

L (11,12) – cupla cinematică de rotație echivalentă genunchiului membrului inferior stâng, mișcare de rotație internă/externă;

M (12,13) – cupla cinematică de rotație echivalentă genunchiului membrului inferior stâng, mișcare de flexie/extensie;

N (13,14) – cupla cinematică de rotație echivalentă gleznei membrului inferior stâng, mișcare de flexie plantară/dorsală;

O (14,15) – cupla cinematică de rotație echivalentă gleznei membrului inferior stâng, mișcare de inversie/eversie (valgus/varus);

P (15,16) – cupla cinematică de rotație echivalentă falangelor membrului inferior stâng, mișcare de flexie plantară;

Sistemul de coordonate $O_T(x_0, y_0, z_0)$, reprezintă sistemul global de referință cu baza de versori $\overline{W_0}(\overline{i_0}, \overline{j_0}, \overline{k_0})$. De asemenea se cunosc legile de variație ale coordonatelor generalizate $q_1, q_2, q_3, q_4, q_5, q_6, q_7, q_8, q_9, q_{10}, q_{11}, q_{12}, q_{13}, q_{14}, q_{15}, q_{16}$, ce au fost obținute cu ajutorul echipamentului CONTEMPLAS GmbH, în baza analizei experimentale realizate pe un număr de 8 subiecți umani, fără dizabilități locomotorii cu vârste cuprinse între 4 și 7 ani.

În baza analizei experimentale au fost stabilite și lungimile elementelor osoase din structura aparatului locomotor uman, cu precizarea că acestea variază în funcție de vârstă, sex și constituția corpului uman. Ținând cont de lanțul cinematic al aparatului locomotor uman prezentat în figura 1.1, lungimile elementelor sunt:

$L_{OT}=70-100mm$; $L_1=65-90mm$; $L_2=60-90mm$; $L_3=200-260 mm$; $L_4=5-9 mm$; $L_5=225-275 mm$; $L_6=5-9 mm$; $L_7=5-9 mm$; $L_8=220-241 mm$; $L_9=5-9mm$; $L_{10}=5-9mm$; $L_{11}=225-275 mm$; $L_{12}=5-9 mm$; $L_{13}=200-260 mm$; $L_{14}=60-90 mm$; $L_{15}=65-90 mm$; $L_{16}=70-100 mm$.

Date de ieșire

Se urmărește obținerea pozițiilor, vitezelor și accelerațiilor pentru centrele cuplelor echivalente ale articulațiilor aparatului locomotor uman și a punctului R corespunzător modelului cinematic din figura 12, pentru activitatea de pășire. De asemenea metoda utilizată în cadrul acestei analize cinematice permite și obținerea pozițiilor, vitezelor și accelerațiilor centrelor de masă ale elementelor din structura modelului cinematic echivalent al aparatului locomotor uman.

Procesarea rezultatelor prin elaborarea algoritmului de calcul cu ajutorul soft-ului MAPLE. În baza procesării analizei cinematice, au rezultat diagramele pozițiilor, vitezelor și accelerațiilor punctelor de interes și a centrelor de masă. Acestea sunt prezentate în figurile 13, 14, și 15 pentru punctul R.

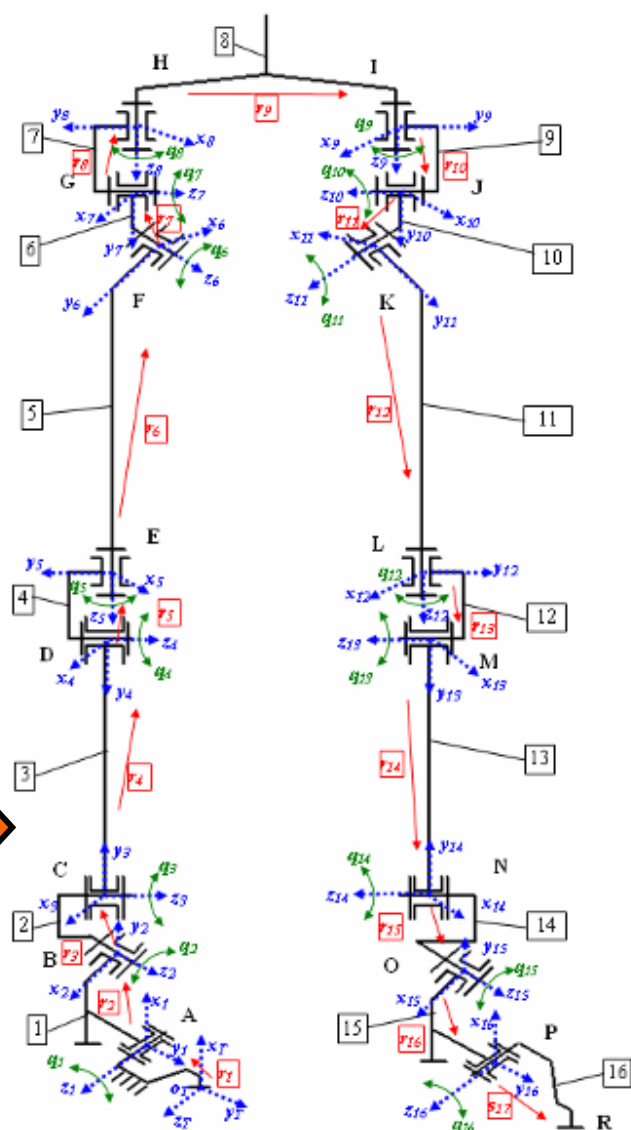
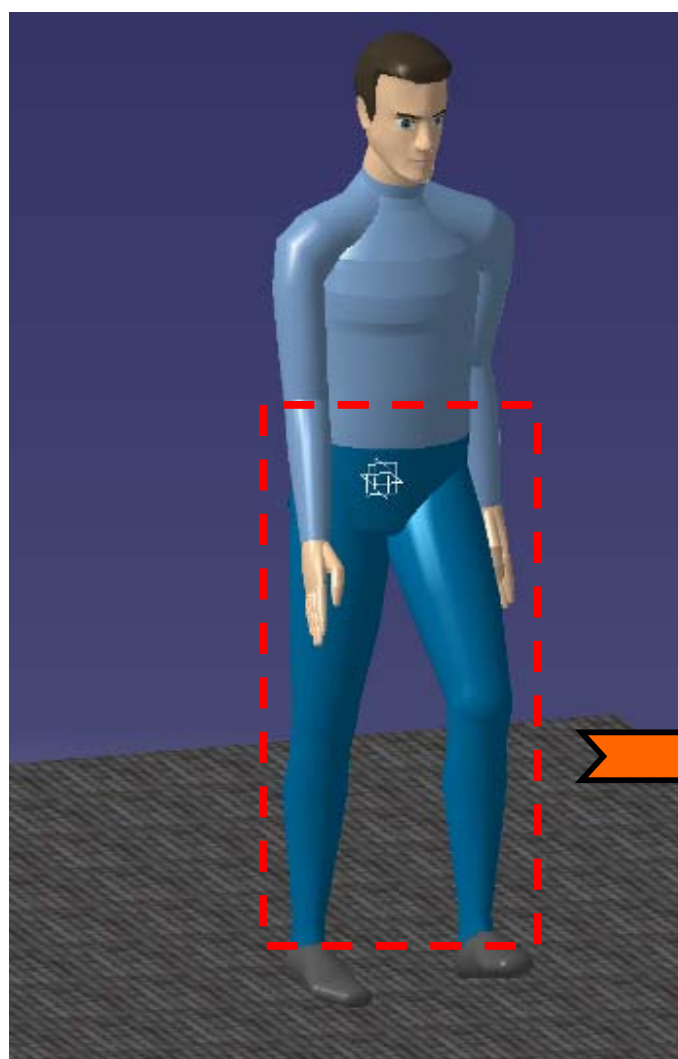


Figura 12. Lanțul cinematic echivalent al aparatului locomotor uman

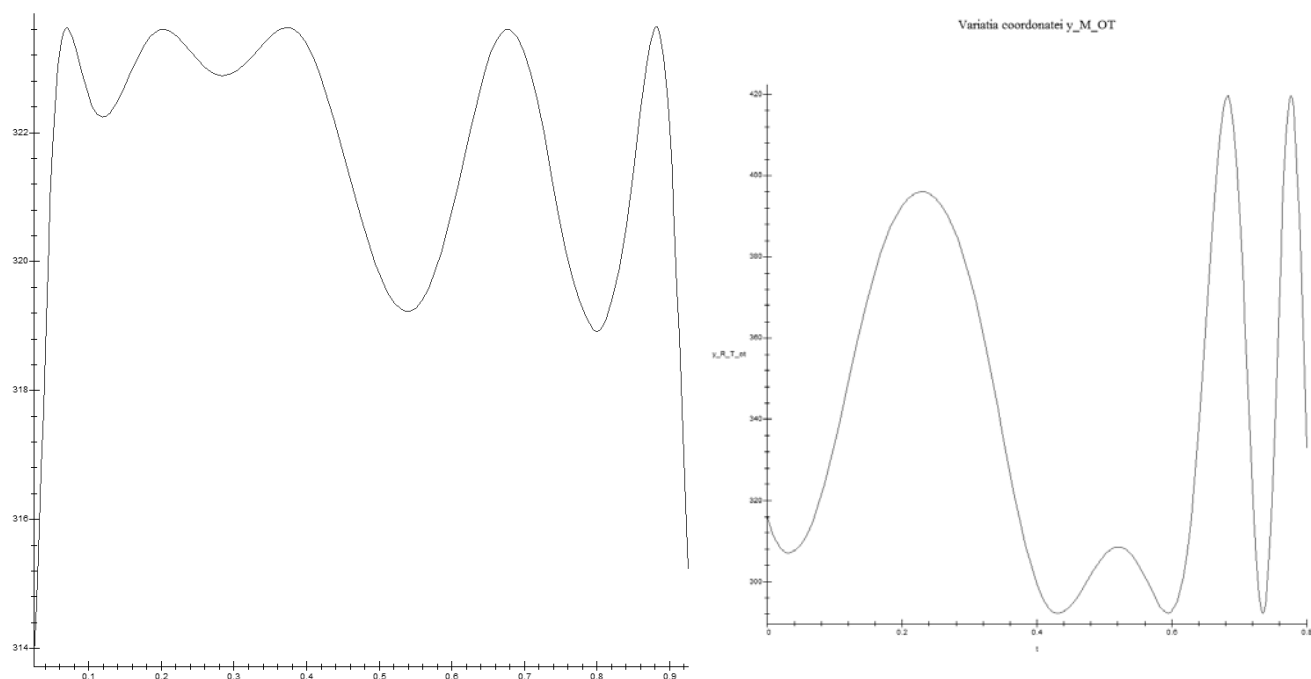


Fig. 13. Deplasarea punctului R pentru activitatea de pășire (un singur pas). a – cazul grupei subiecților cu vârsta de 4 ani; b - cazul grupei subiecților cu vârsta de 7 ani.

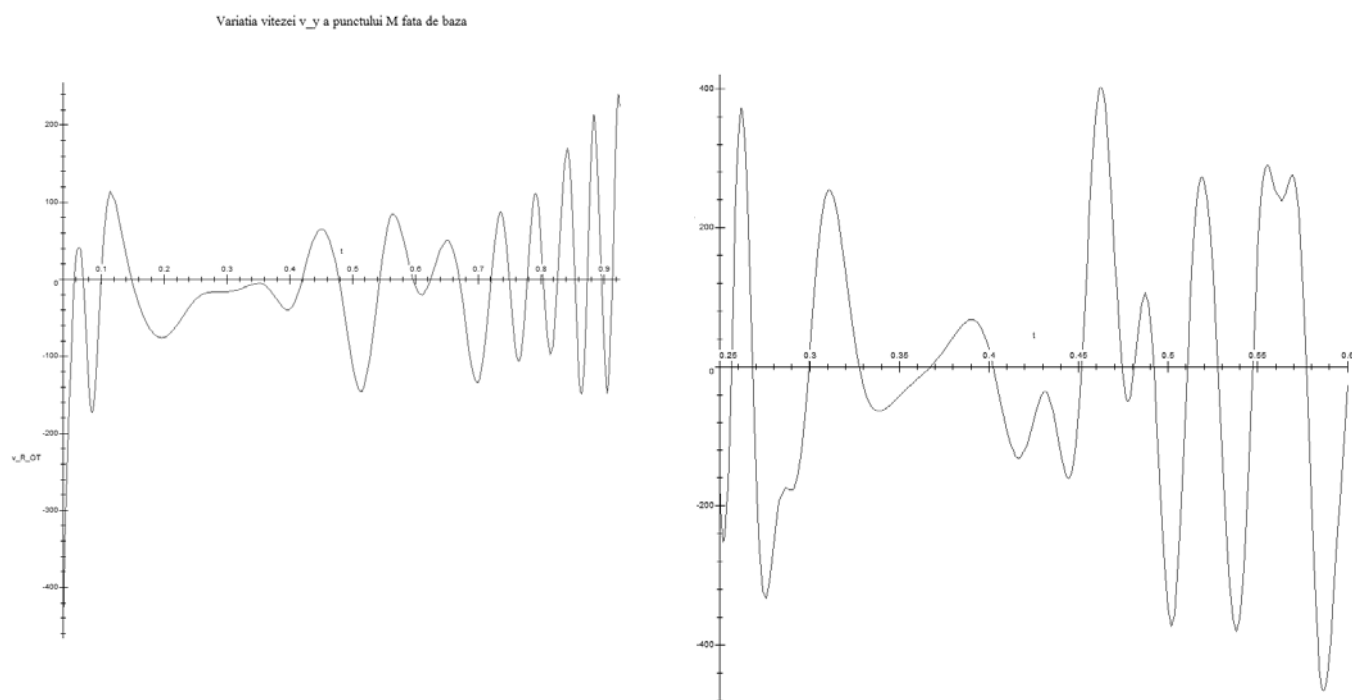


Fig. 14. Viteza punctului R pentru activitatea de pășire (un singur pas). a – cazul grupei subiecților cu vârsta de 4 ani; b - cazul grupei subiecților cu vârsta de 7 ani.

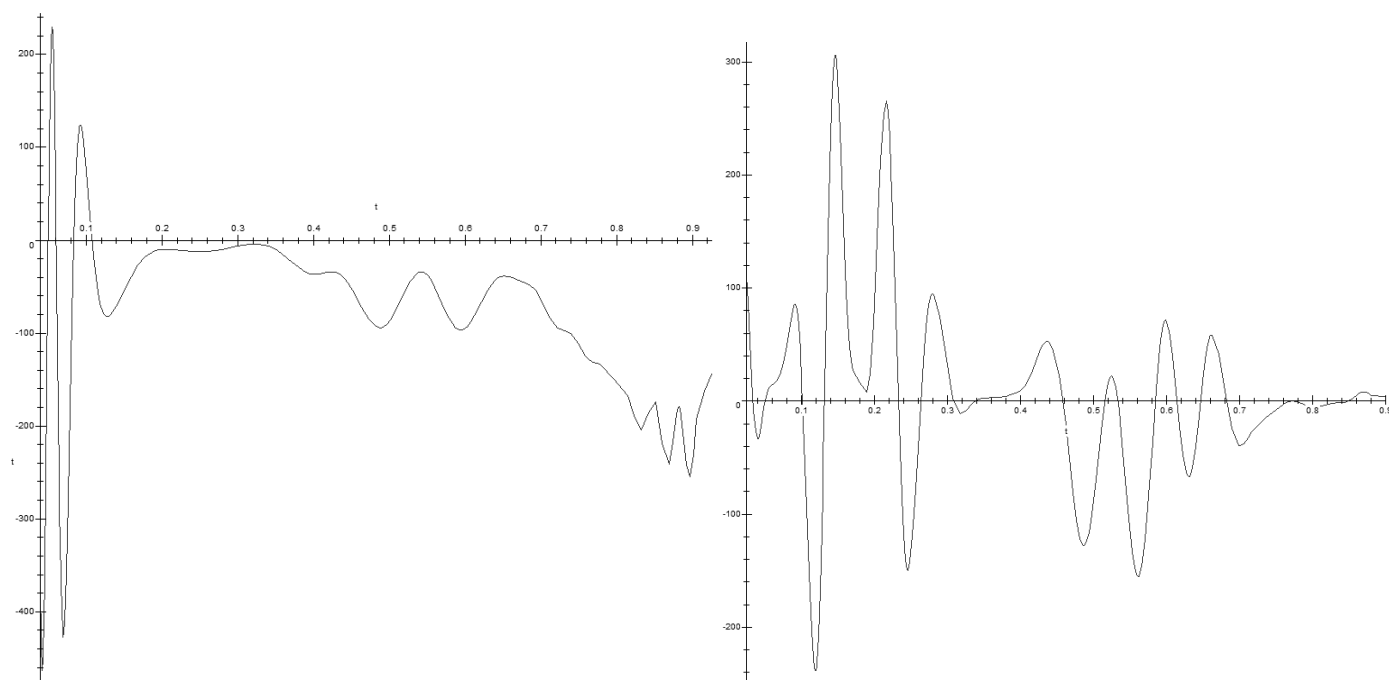


Fig. 15. Accelerația punctului R pentru activitatea de pășire (un singur pas). a – cazul grupei subiecților cu vârsta de 4 ani; b - cazul grupei subiecților cu vârsta de 7 ani.

Algoritmul creat în mediul de programare MAPLE, oferă și o interfață flexibilă de transfer a datelor pentru realizarea analizei dinamice inverse propuse în cadrul acestui proiect. Analiza cinematică a fost realizată în condiții limită impuse de parametrizarea sistemului impus spre proiectare. Astfel a fost analizat atât aparatul locomotor uman pentru grupa de subiecți umani cu vârsta de 4 ani cât și grupa subiecților cu vârsta de 7 ani.

3. Analiza dinamica a aparatului locomotor uman

A fost realizată o analiză dinamică inversă, bazată pe formalismul Newton-Euler completat cu metoda multiplicatorilor lui Lagrange, pornind de la modelul aparatului locomotor uman prezentat în figura 12.

Date de intrare: Pentru analiza dinamică inversă se consideră cunoscute elementele geometrice și legile de variație ale coordonatelor generalizate din cuplurile cinemate: $q_1, q_2, q_3, \dots, q_{16}$. Algoritmul de calcul a fost elaborat cu ajutorul soft-ului MAPLE.

Date de ieșire: Scopul acestei analize este de a obține componentele forțelor de legătură dezvoltate la nivelul cuplurilor cinemate în timpul desfășurării activității de pășire. Aceste forțe sunt utile pentru proiectarea, modelarea și simularea virtuală în regim dinamic a soluției constructive adoptate pentru execuția modelului real al exoscheletului.

S-a realizat un algoritm de procesare a modelului dinamic a aparatului locomotor uman în mediul de calcul al soft-ului MAPLE. Acest algoritm a fost procesat de două ori pentru limitele minime și maxime ce le poate atinge aparatul locomotor uman în vederea realizării activității de pășire. Aceste limite au fost deduse atât pe cale experimentală cât și analitică, în baza analizei cinemate și corespund subiecților umani cu vârsta de 4 ani și cei de 7 ani. Limita minimă fiind cea a subiecților umani cu vârsta de 4 ani, iar cea maximă fiind cea a subiecților umani cu vârsta de 7 ani. Astfel, pe baza algoritmului elaborat cu ajutorul soft-ului MAPLE au fost obținute variațiile componentelor forțelor de legătură pentru fiecare articulație din structura modelului prezentat anterior pe cele 3 direcții xyz. Acestea sunt prezentate sumar în figurile 23 ... 40.

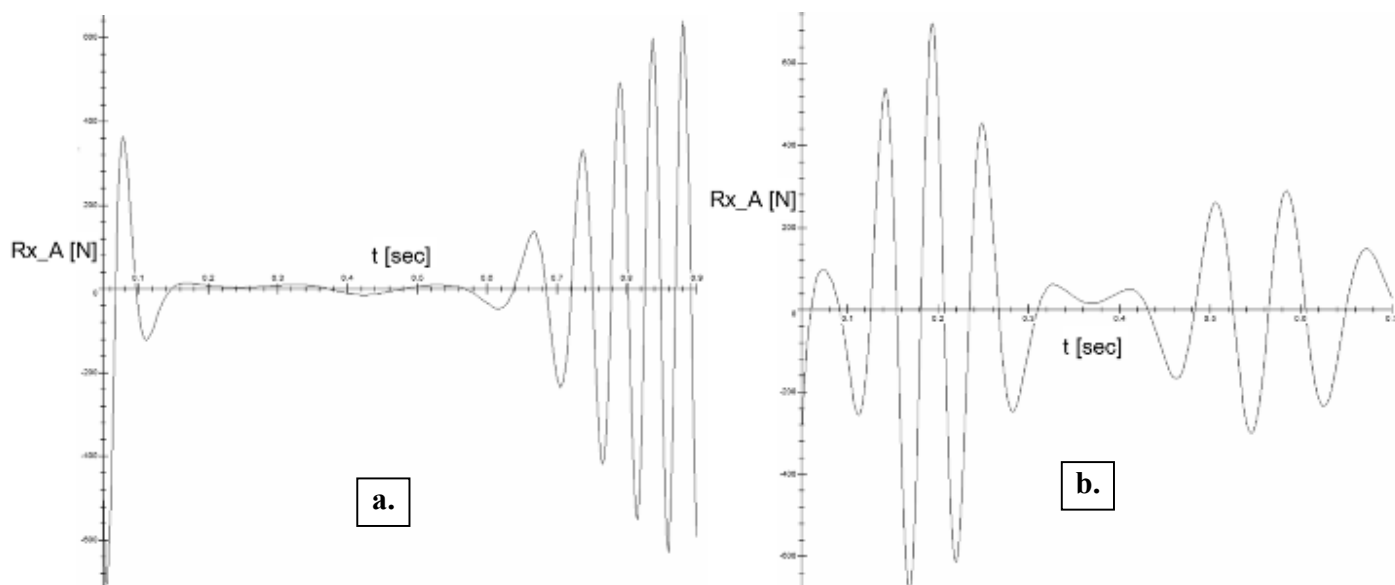


Fig. 23. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației gleznei (Cupla A) [Newton] - membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

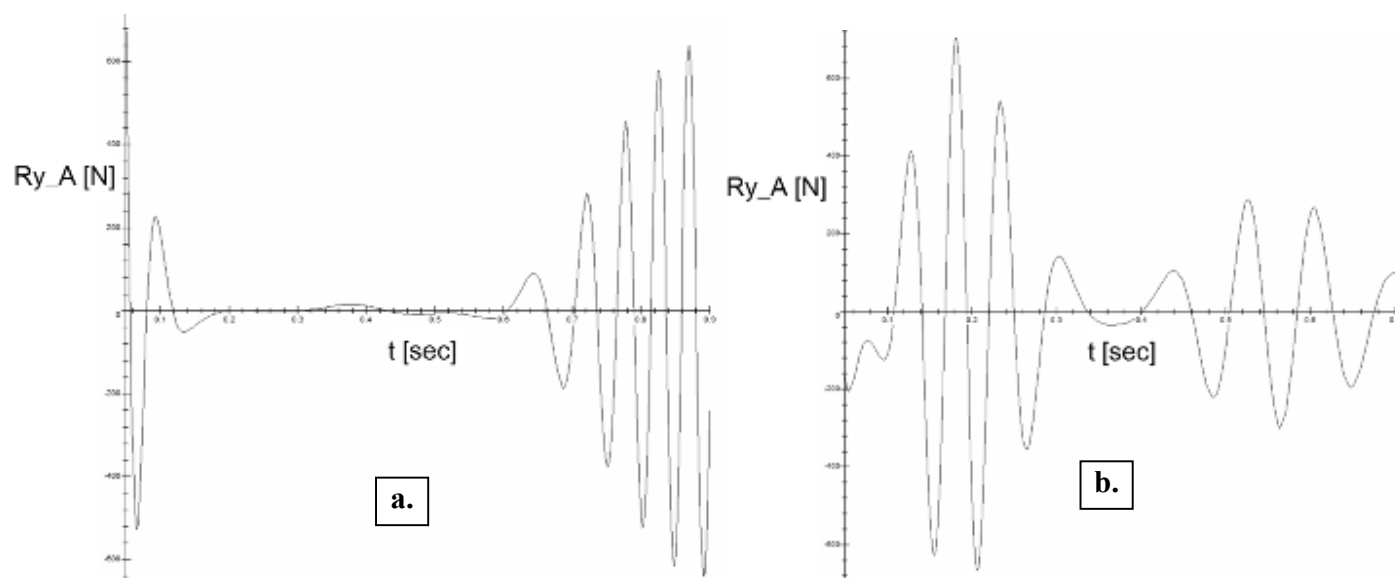


Fig. 24. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației gleznei (Cupla A) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

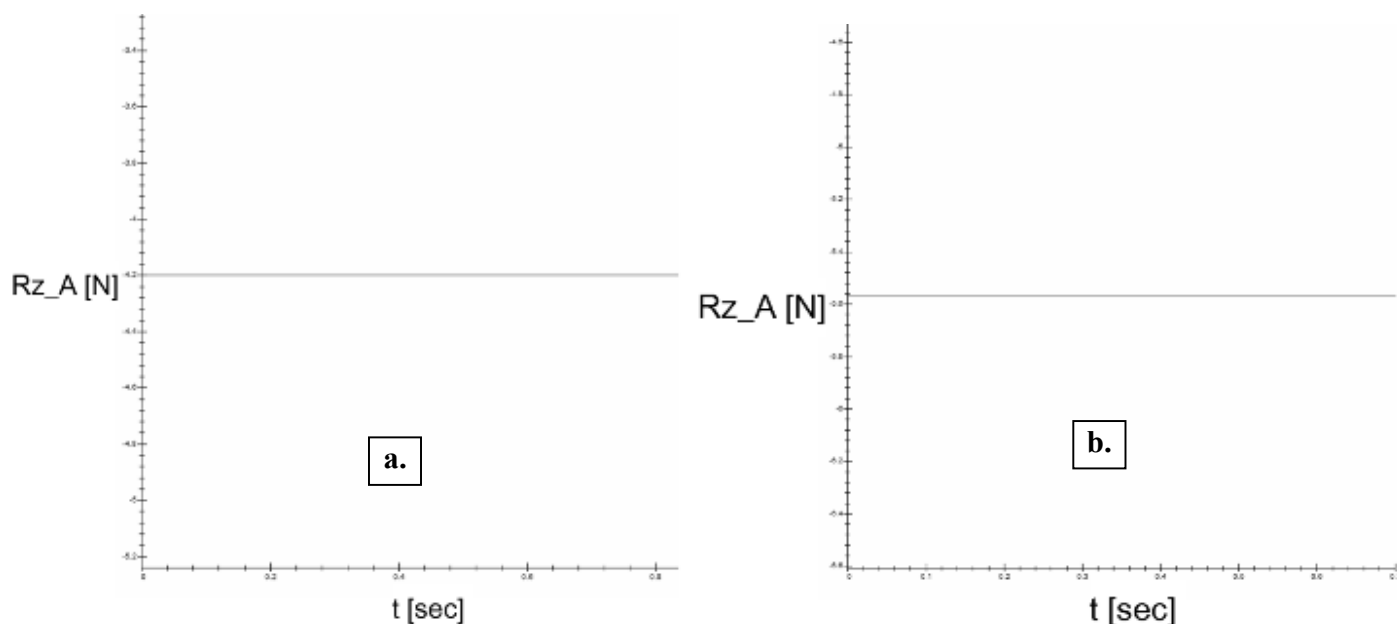


Fig. 25. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației gleznei (Cupla A) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 25, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei A este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 23 și 24, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a gleznei membrului inferior stâng are valoarea de: 653.45N. Media timpului de efectuare a unui pas în cazul copiilor de 4 ani a fost de 0.91 secunde, iar în cazul copiilor de 7 ani fiind de 0.7 secunde.

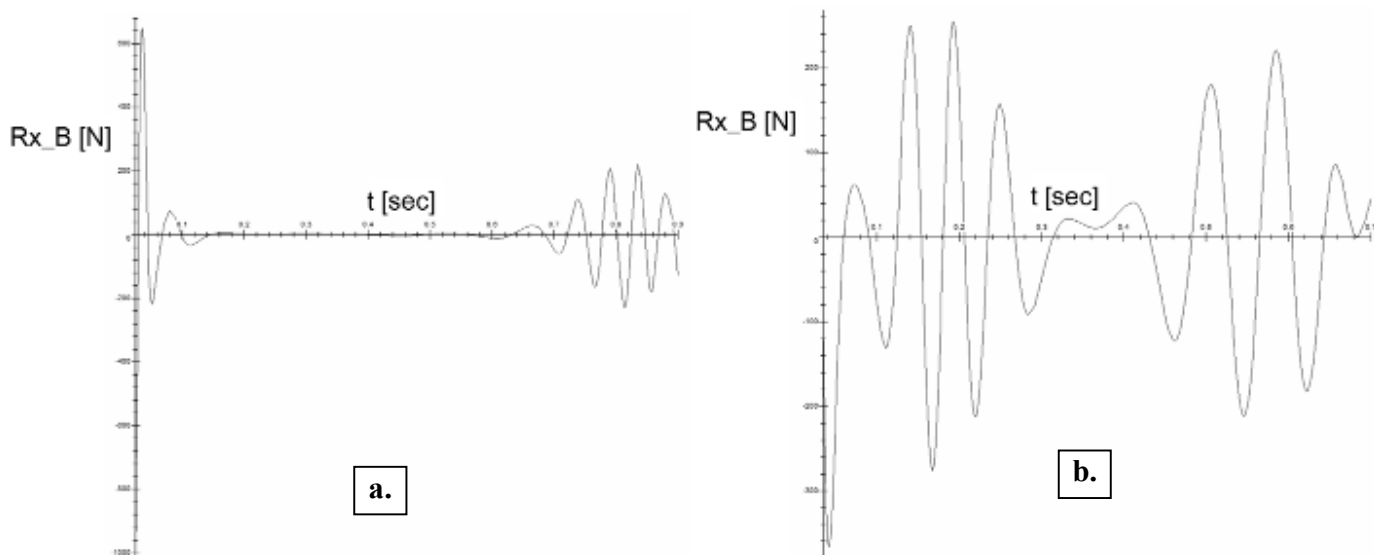


Fig. 26. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației genunchiului (Cupla B) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

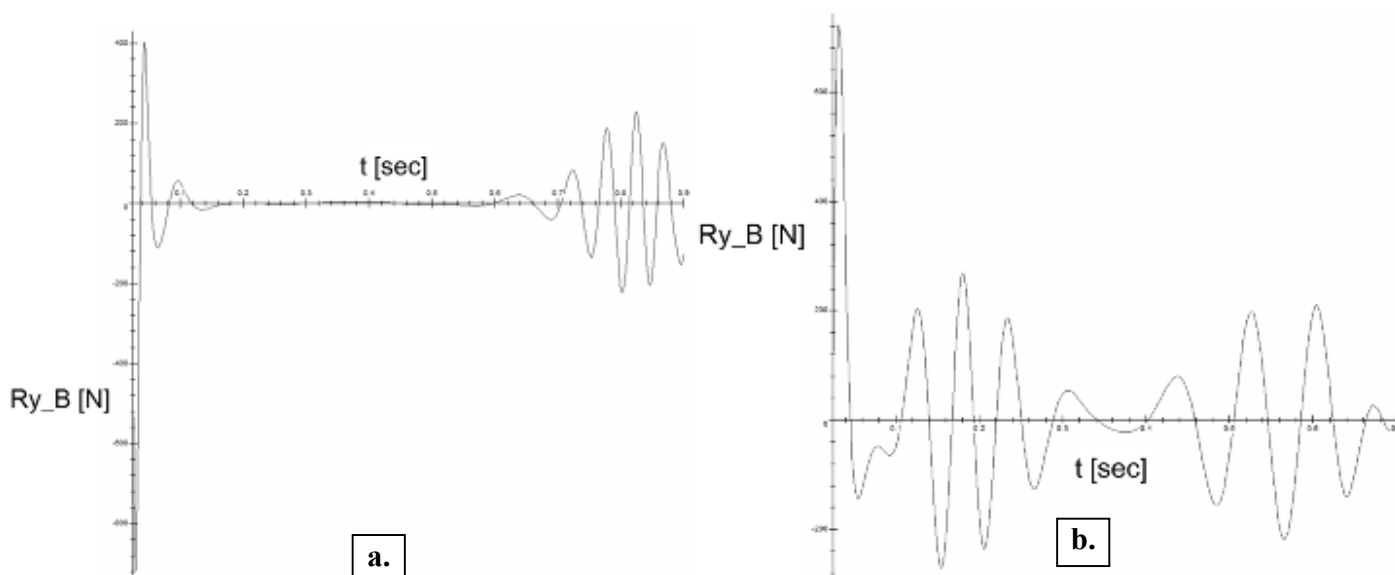


Fig. 27. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației genunchiului (Cupla B) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

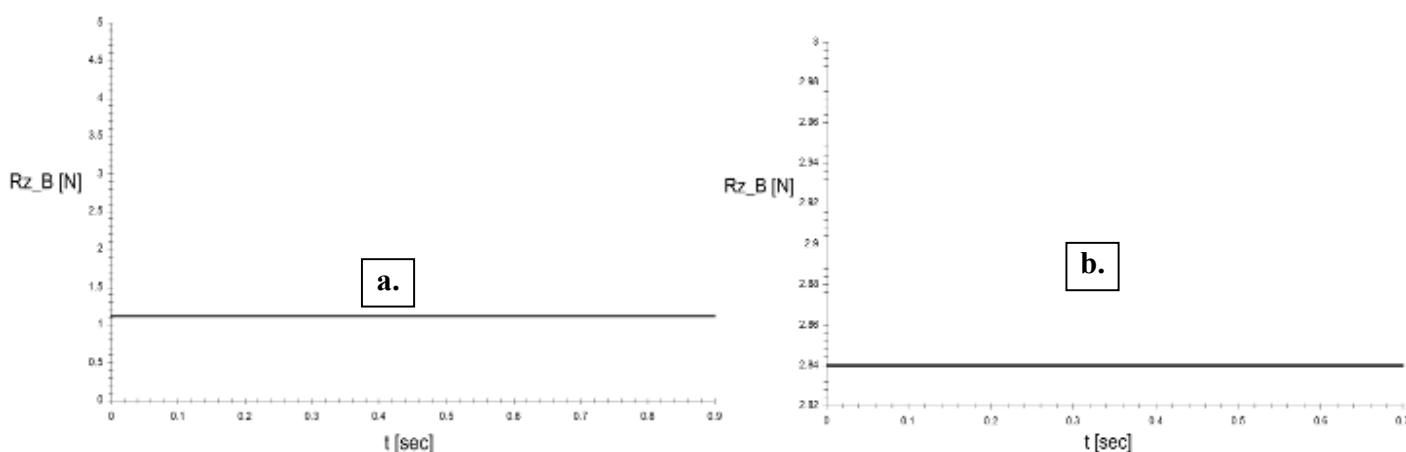


Fig. 28. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației genunchiului (Cupla B) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 28, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei B este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 26 și 27, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a genunchiului membrului inferior stâng are valoarea de: 659.3N în cazul copiilor de 7 ani.

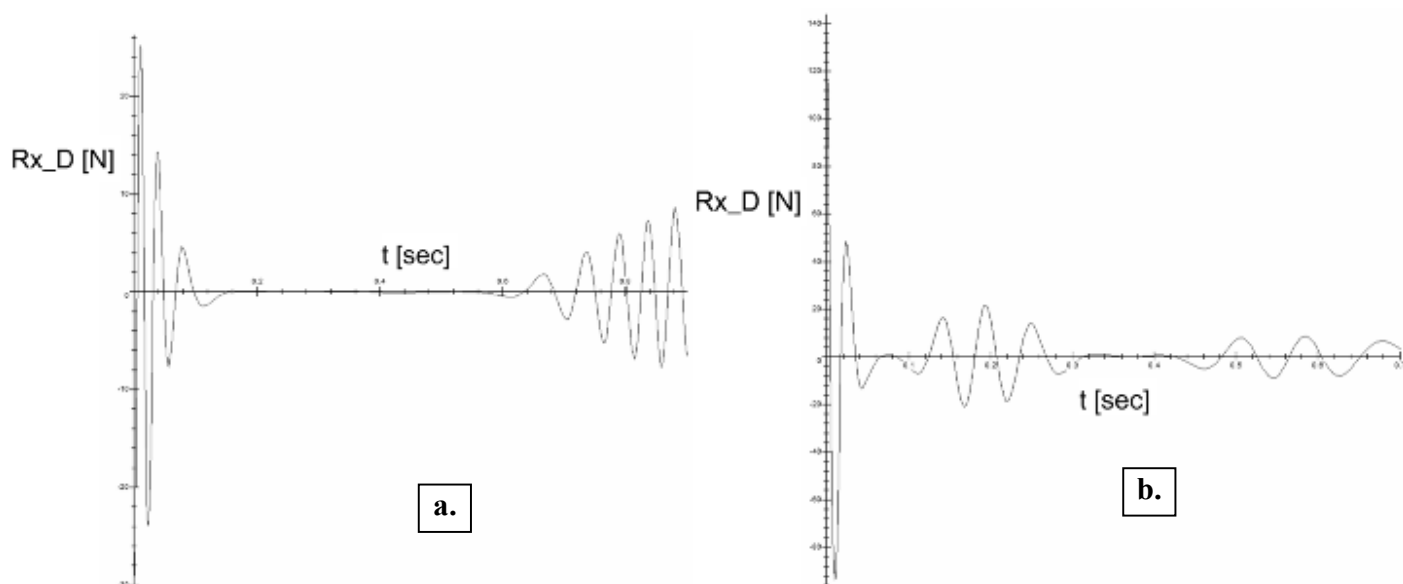


Fig. 29. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației șoldului (Cupla D) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

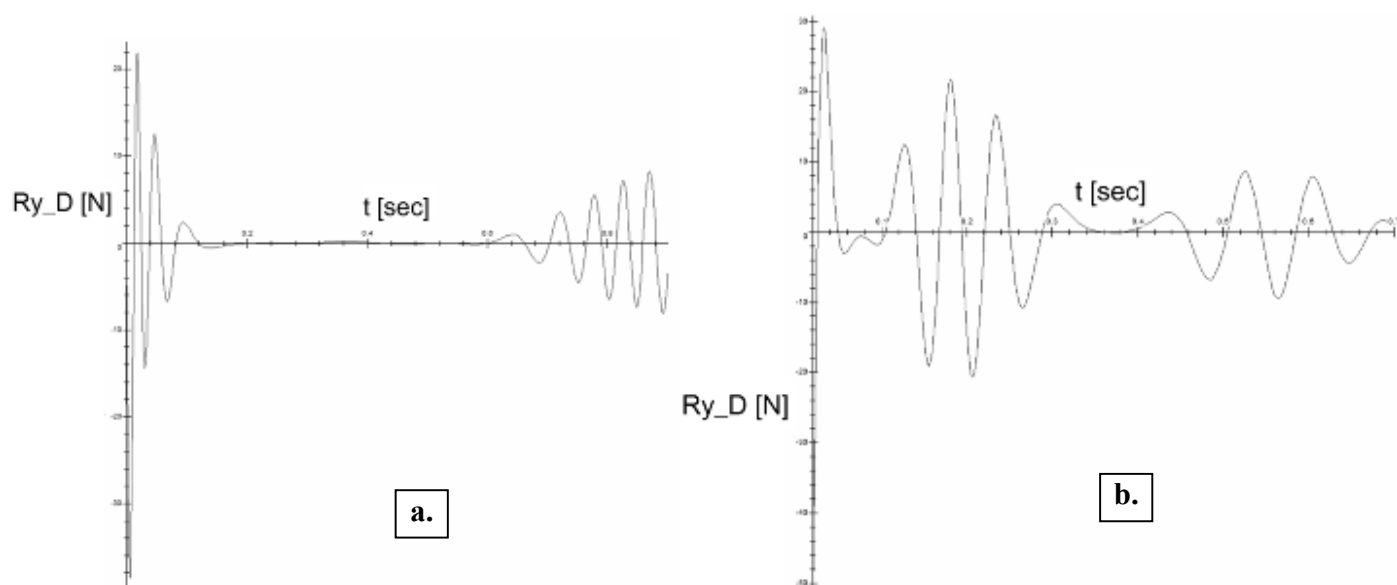


Fig. 30. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației șoldului (Cupla D) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

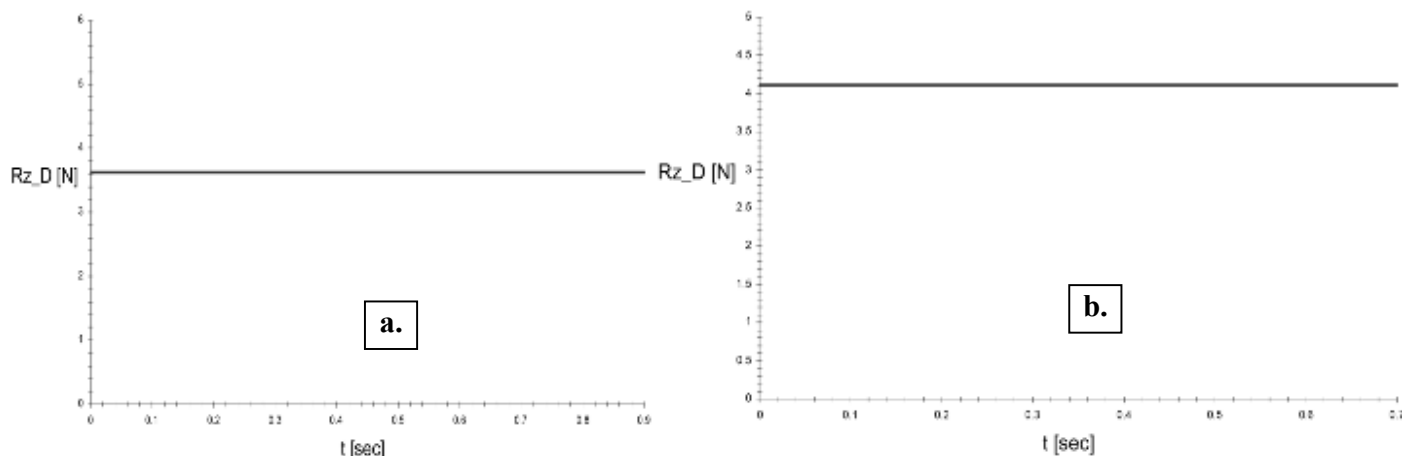


Fig. 31. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației șoldului (Cupla D) [Newton] – membrul stâng fiind fix, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 31, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei D este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 29 și 30, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a genunchiului membrului inferior stâng are valoarea de: 138.3N în cazul copiilor de 7 ani.

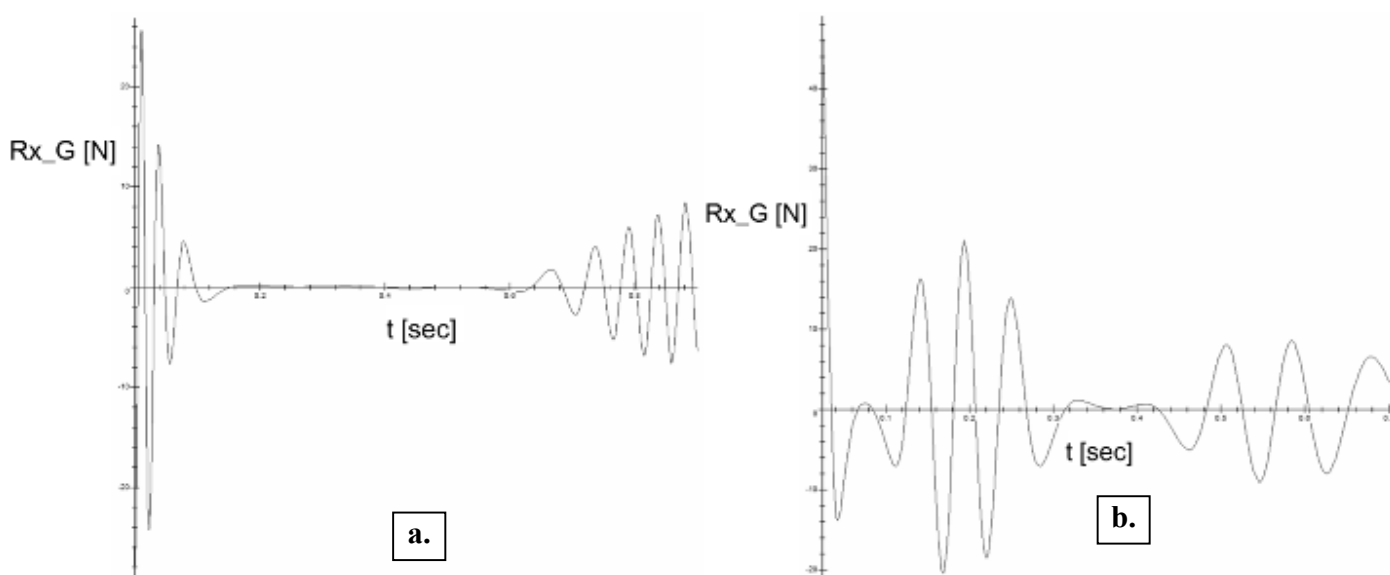


Fig. 32. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației șoldului (Cupla G) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

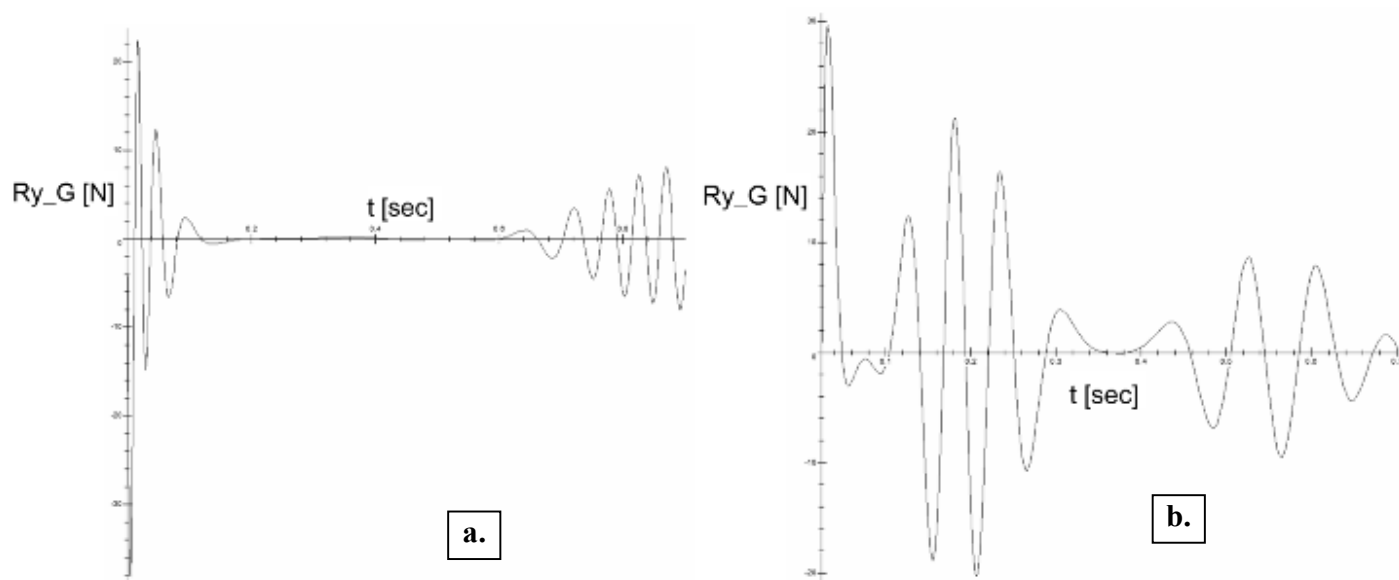


Fig. 33. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației șoldului (Cupla G) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

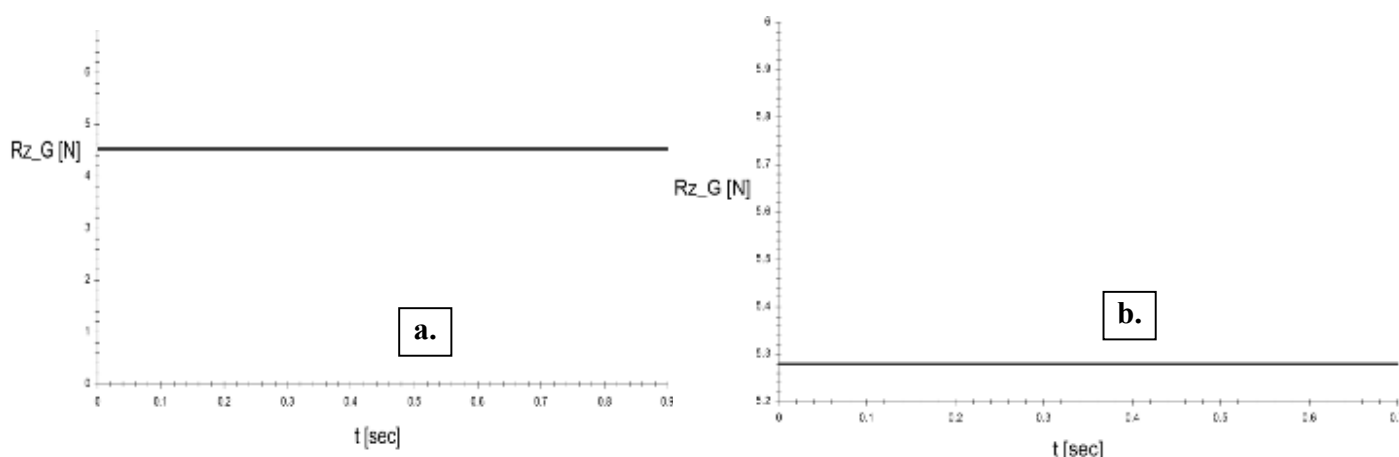


Fig. 34. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației șoldului (Cupla G) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 34, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei G este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 32 și 33, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a genunchiului membrului inferior stâng are valoarea de: 46.2N în cazul copiilor de 7 ani.

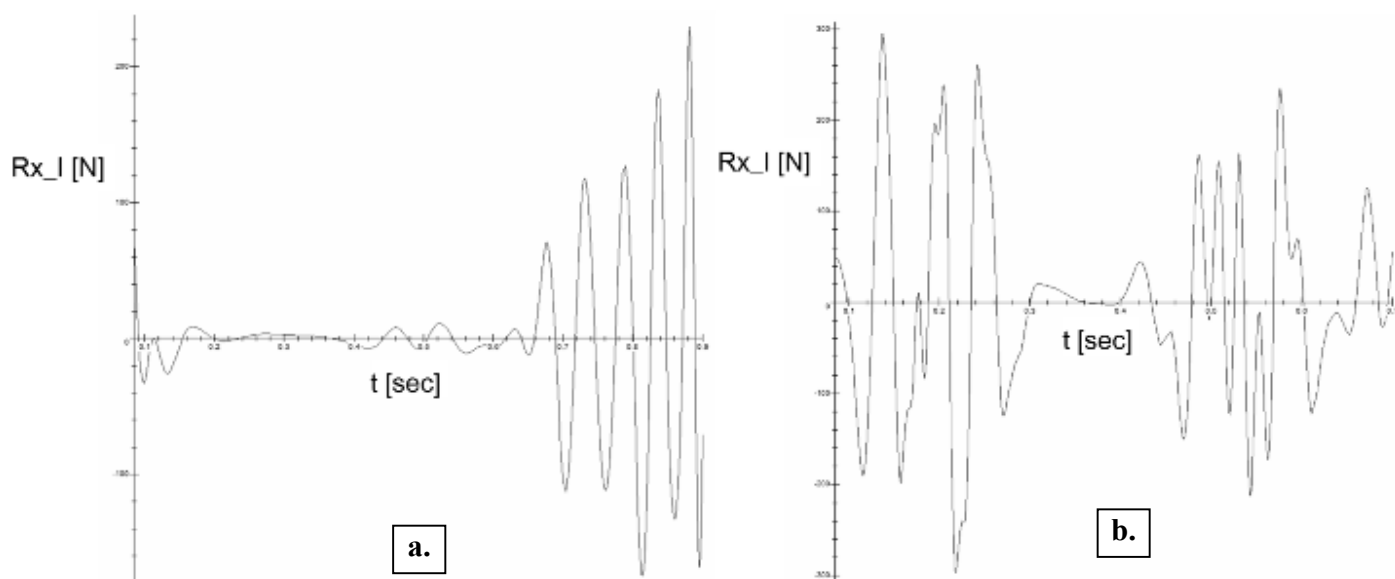


Fig. 35. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației genunchiului (Cupla I) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

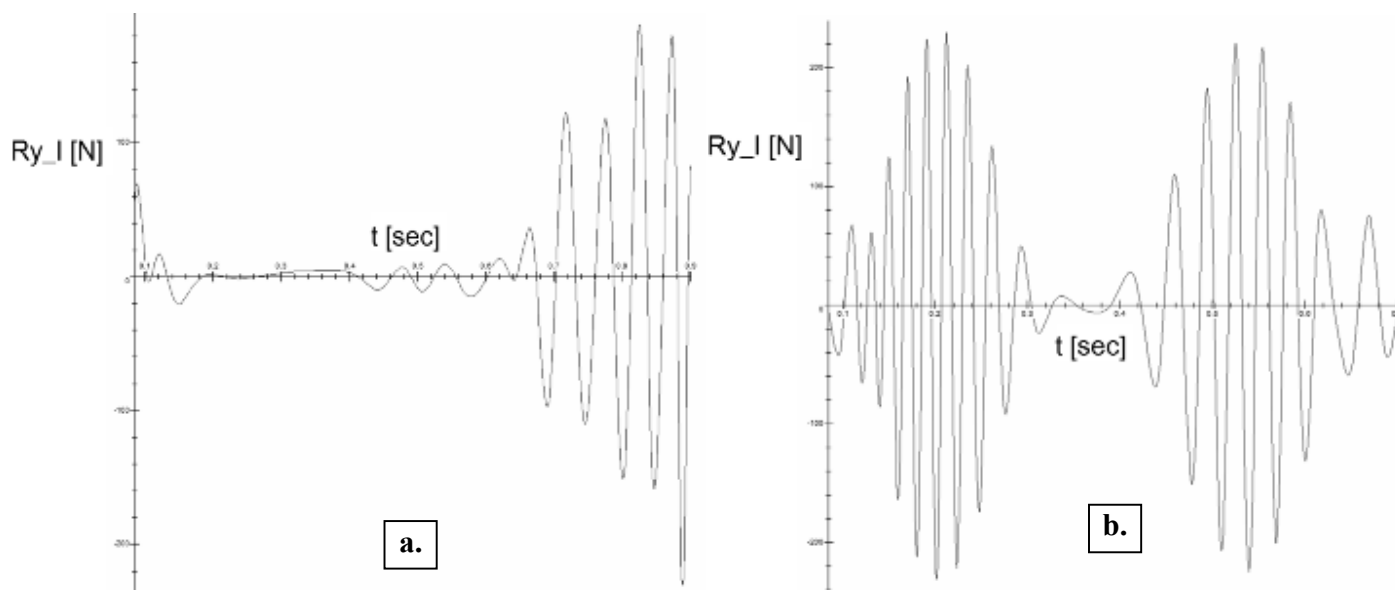


Fig. 36. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației genunchiului (Cupla I) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

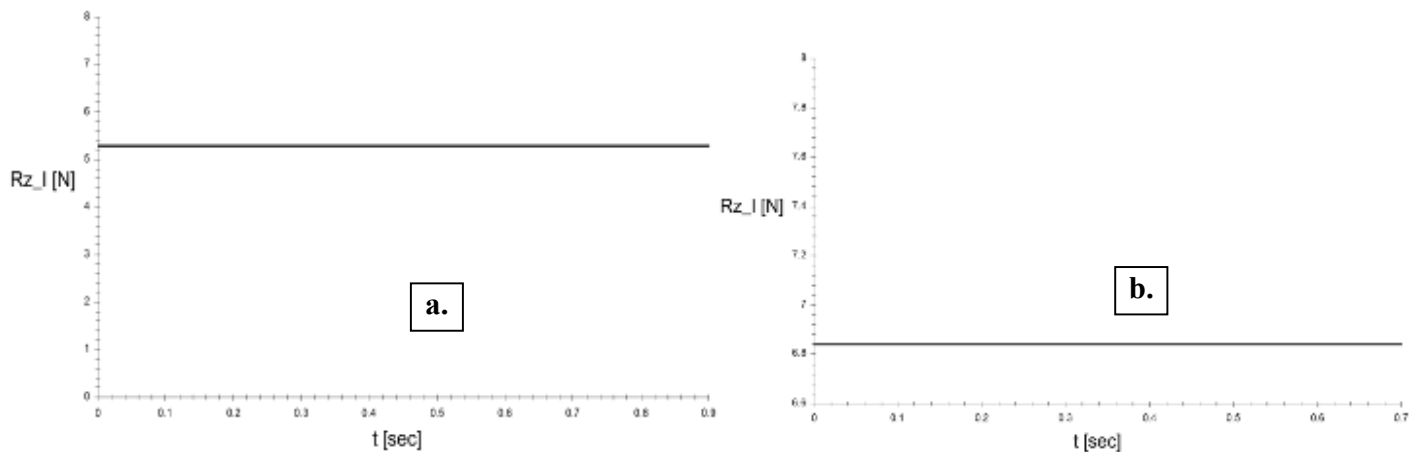


Fig. 37. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației genunchiului (Cupla I) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 37, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei I este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 35 și 36, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a genunchiului membrului inferior stâng are valoarea de: 298.5N în cazul copiilor de 7 ani.

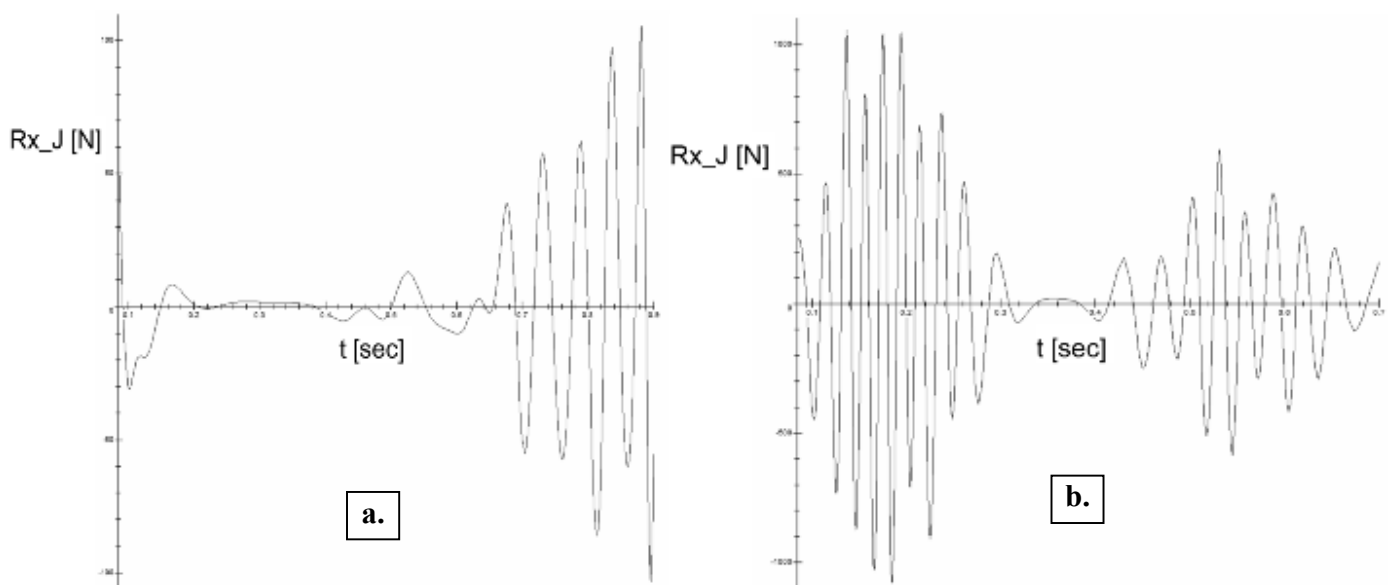


Fig. 38. Componenta forței de legătură pe axa X a articulației gleznei (Cupla J) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

Observație:

Din figura 40, componenta forței pe axa z, în cazul cuplei I este constantă datorită faptului că axa de rotație conform sistemului de referință alocat acestei cuple are axa de rotație axa z. Valori mari ale acestor forțe de legătură se întâlnesc în faza când piciorul drept se desprinde de sol, efectuând pasul și în faza în care acesta atinge solul, atunci când subiecții umani încheie pasul. Din figurile 38 și 39, valoarea maximă a forței de legătură pentru această cuplă, echivalentă a genunchiului membrului inferior stâng are valoarea de: 1008.6N în cazul copiilor de 7 ani. Trebuie precizat aspectul că media greutateii subiecților umani cu vârsta de 7 ani a fost de 32.3 kg, iar în literatura de specialitate încărcarea pe un membru inferior în situații critice atinge valori de 3 ori mai mari decât greutatea corpului uman în cauză [4].

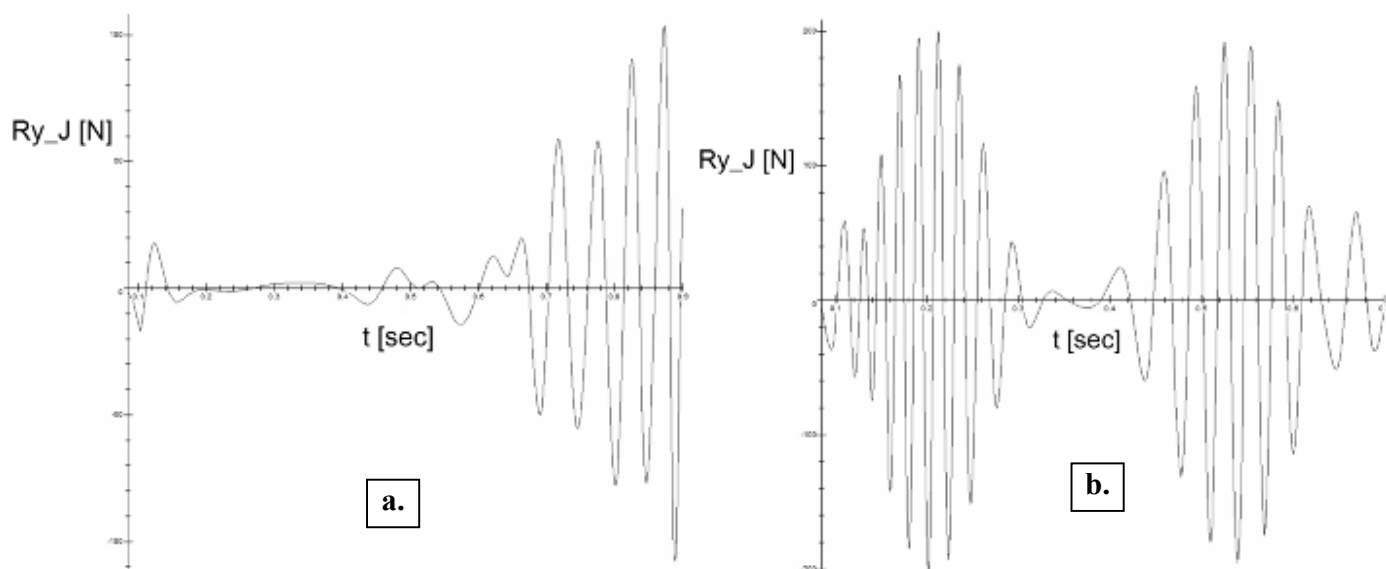


Fig. 39. Componenta forței de legătură pe axa Y a articulației gleznei (Cupla J) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

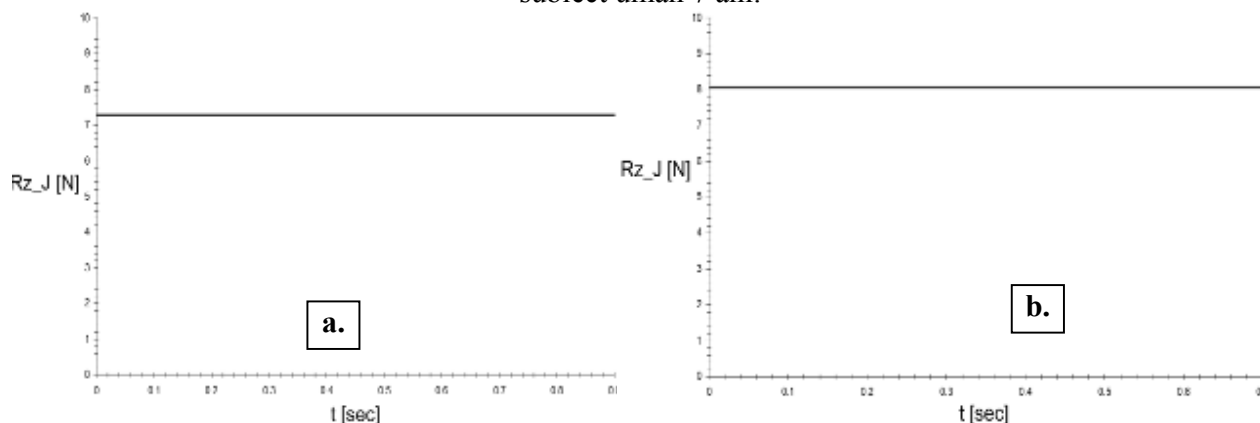


Fig. 40. Componenta forței de legătură pe axa Z a articulației gleznei (Cupla J) [Newton] – membrul drept efectuează pasul, pentru activitatea de pășire un singur pas în funcție de timp [sec] : a – subiect uman 4 ani; b – subiect uman 7 ani.

5. Concluzii privind activitatea de cercetare întreprinsă conform planului de realizare al proiectului

În urma activității de cercetare întreprinse în cadrul acestei faze ale proiectului se pot desprinde următoarele:

- Cu ajutorul echipamentului de analiză a mișcării CONTEMPLAS achiziționat în cadrul acestui proiect de cercetare, s-a creat o bază de date formată din traiectorii și amplitudini unghiulare ale unor puncte caracteristice și elemente din structura aparatului locomotor uman a unor subiecți umani cu vârsta cuprinsă între 4-7 ani fără dizabilități locomotorii. De asemenea au fost analizați și un număr de 4 subiecți umani cu deficiențe locomotorii, iar prin compararea rezultatelor s-au putut elabora articole publicate în cadrul unor manifestări științifice [11,12,13].
- Pentru echipamentul achiziționat a fost necesar urmarea unor cursuri de inițiere-utilizare a acestuia în Germania în baza căruia a fost dobândit un atestat prin care se certifică calitatea rezultatelor de interes obținute cu ajutorul acestui echipament.
- Până în prezent, s-au achiziționat: Echipamentul CONTEMPLAS, banda de alergare profesională In – Sport Line, materiale necesare proiectării și executării cadrului de susținere a subiecților umani ce vor urma proceduri kinetoterapeutice de recuperare funcțională a aparatului locomotor uman.
- S-a realizat analiza cinematică a aparatului locomotor uman pentru activitatea de pășire – un singur pas. Această analiză a putut fi realizată pe baza datelor de intrare obținute pe cale experimentală, iar metoda

- utilizată a fost implementată mai întâi pe studiul cinematic al membrului inferior uman, realizându-se astfel un număr de două articole publicate în cadrul unor manifestări științifice de prestigiu [9,10].
- Cu ajutorul legilor de variație a coordonatelor generalizate asociate articulațiilor din structura exoscheletului ce urmează a fi elaborat și a forțelor de legătură obținute pentru fiecare articulație se formează o bază de date necesară studiului cu elemente finite a sistemului ortetic în vederea monitorizării comportamentului acestuia în regim dinamic.
 - Prin analiza dinamică inversă s-au obținut componentele forțelor de legătură utile în vederea proiectării exoscheletului, și de asemenea în vederea achiziționării unor actuatori electrici pas cu pas care să asigure cuplul necesar articulațiilor din structura exoscheletului pentru a desfășura activitatea de pășire.
 - Baza de date creată și rezultatele obținute pe cale analitică stabilesc limitele maxime și minime de funcționare a exoscheletului rezultând astfel parametrizarea sistemului în acordanță cu vârsta și parametrii dimensionali ai subiecților umani de 4-7 ani care posedă deficiențe locomotorii.
 - Legat de cercetarea întreprinsă în acest an s-a consultat un număr de peste **31** referințe bibliografice care au legătură directă și indirectă cu obiectivele ce au fost atinse și de asemenea au fost publicate 5 articole științifice: 2 articole B+ (sesiunea de comunicări științifice IMT Oradea 2010, [12,13]), 2 articole indexate în BDI (1 articol în cadrul manifestării științifice - OPTIROB 2011 - IEEE International Conference on Optimisation of the Robots and Manipulators [11], 1 articol în cadrul 13th World Congress in Mechanism and Machine Science [10]), 1 articol indexat ISI (World Congress on Engineering 2011 – Londra, Marea Britanie [9], la care autorul acestui proiect a fost invitat ca Session Chair [<http://www.iaeng.org/WCE2011/schedule/schedule.html#ICME>]).
 - Rezultatele prezentate în cadrul acestei sinteze, obținute atât prin analiza cinematică cât și prin analiza dinamică a aparatului locomotor uman, vor fi diseminate prin realizarea unor articole științifice pentru anul viitor.

Bibliografie selectivă

- [1] Amirouche, F., – „*Computational methods in multibody dynamics*”, Prentice-Hall, 1992.
- [2] Al-Yahya E, Dawes H, Collett J, Howells K, Izadi H, Wade DT, Cockburn J. Gait adaptations to simultaneous cognitive and mechanical constraints, *Experimental Brain Research* Volume 199, Number 1, 39-48, DOI: 10.1007/s00221-009-1968-1 (2009).
- [3] Brisan C., – „*Roboți bipezi. Cinematică*”. Editura DACIA Cluj 1999.
- [4] Buzescu Al., Scurtu L., – „*Anatomie si biomecanica*” Editura A.N. E.F.S. 1999.
- [5] Baerlocher P. Inverse Kinematics Techniques for the Interactive Posture Control of Articulated Figures, PhD thesis, Swiss Federal Institute of Technology, EPFL (2001).
- [6] Berme N, Cappozzo A, Meglan J. Biomechanics of human movement: applications in rehabilitation, sports and ergonomics, Worthington, Ohio. Bertec Corporation (1990).
- [7] Bharatkumar AG, Daigle KE, Pandy MG, Cai Q, Aggarwal JK. Lower limb kinematics of human walking with the medial axis transformation, *IEEE Workshop on Nonrigid Motion*, pages 70–76 (1994).
- [8] CONTEMPLAS – User Manual. 2010.
- [9] **Copilusi C.**, Marin M., Rusu L., „A New Knee Prosthesis Design Based on Human Lower Limb Cinematic Analysis” *World Congress on Engineering*. 30 June – 2 July 2011. London, U. K. Pp. Published by International Association of Engineers. ISBN 978-988-18210-7-2. ISSN 2078-0958
- [10] **Copilusi C.**, Dumitru N., Marin M., Rusu L., „Human Lower Limb Kinematic Analysis with Application on Prosthesis Mechanical Systems”. *13th World Congress in Mechanism and Machine Science*, Guanajuato, México. IMD-123. IFToMM-2011. Paper ID: A22-343.
- [11] **Copilusi C.**, Grecu V., Dumitru N., „Human Upper Limb Robotic System Experimental Analysis by Using CONTEMPLAS Motion software”. *Optimization of the Robots and Manipulators OPTIROB 2011*. Published by IACSIT PRESS as International Proceedings of Computer Science and Information Technology. Vol. 8, pp. 38-44. Romania ISBN 978-981-08-8906-7. 2011.
- [12] **Copilusi C.**, Rusu L., Stanca C., „Some Human Upper Limb Combined Motions Determination Using Contemplas Motion Analysis Equipment” *ANNALS OF THE ORADEA UNIVERSITY. Fascicle of Management and Technological Engineering*. ISSN 1583 - 0691, CNCSIS "Clasa B+" pp. 31-37.

- [13] Grecu V., **Copilusi C.**, „Some Considerations Regarding A Robotic System For Human Upper Limb Motions Rehabilitation”. ANNALS OF THE ORADEA UNIVERSITY.Fascicle of Management and Technological Engineering. ISSN 1583 - 0691, CNCSIS "Clasa B+"pp. 355-361.
- [14] **Copilusi C.**, - “Cercetări privind sisteme aplicabile în medicină”. Teză de doctorat. Craiova 2009.
COPILUȘI C., Dumitru N., Ciocan P. – „Motion laws determination, on experimental way, of joints from the human lower limb structure for certain activities imposed to the locomotor apparatus”. pp 133-141. Annual Session Of Scientific Papers IMT Oradea 2008.
David Churchill, – „*Quantification of Human Knee Kinematics Using the 3DM-GXI Sensor*”. Phd thesis MicroStrain Inc. 2004.
- [15] Dudiță Fl., Diaconescu D., Gogu Gr., – „*Mecanisme articulate. Inventică. Cinematică*”, Ed. Tehnică, București, 1989.
- [16] Dumitru N., Margine Al., – „*Bazele modelarii in ingineria mecanică*”. Editura Universitaria Craiova, 2002.
- [17] Dumitru,N., – „*Mecanisme spatiale. Modelare cinematica si dinamica prin metode computerizate*”. Editura Universitaria, Craiova, 1999.
- [18] Dumitru N., Nanu Ghe., Vintilă D., – „*Mecanisme și transmisii mecanice. Tehnici de modelare clasice și moderne*”. Editura Didactică și Pedagogică. București. 2008.
- [19] Dumitru N., Margine A., Cherciu M., Ungureanu A., Catrina Ghe., – „*Organe de Mașini. Arbori și lagăre. Proiectarea prin metode clasice și moderne*”. Editura Tehnică. București. 2008.
- [20] Dumitru N., **COPILUȘI C.**, Geonea I., Al-Thahabi Zuhair, – “*Dynamic response modelling of a robot with four degrees of freedom*”. pp. 143-141. Conferința Internațională PRASIC 2006. Brașov.
- [21] Dumitru N., Nanu Gh – „*Aspects regarding the modal-dynamical analysis of the kinematic chains from the biological robots structure*”. SYROM 2001.
- [22] Dumitru Nicolae, – „*Contribuții la analiza și sinteza unor mecanisme, pe baza studiului mișcării insectelor*”. Universitatea din Craiova. Teza de doctorat. 1996.
- [23] De Jalon, J.G., Bayo, E., – „*Kinematic and Dynamic Simulation of Multibody Systems (The Real-Time Challenge)*”. Springer-Verlag, 1994.
- [24] Fedor M. Application of Inverse Kinematics for Skeleton Manipulation in Real-time, International Conference on Computer Graphics and Interactive Techniques, pp.203-212 (2003).
- [25] Gruionu L. Bratianu C-tin. Rinderu P., – „*Modelare si simulare numerica in biomecanica*”. Editura Universitaria Craiova 2005.
- [26] Iordăchiță I., – „*Roboți industriali*”. Reprografia Universității din Craiova. 1997. Craiova.
- [27] K. Zanganeh and J. Angeles, – “*The Inverse Kinematics of Hyper-Redundant Manipulators Using Splines*”. IEEE International Conference on Robotics and Automation, pp. 2797-2802, 1995.
- [28] J. Vermeulen, – „*Trajectory Generation for Planar Hopping and Walking Robots: An Objective Parameter and Angular Momentum Approach*”. PhD Dissertation, Vrije Universiteit Brussel, April 2004.
- [29] Vucina A., Hudec M., – „*Kinematics and forces in the above knee prosthesis during the stair climbing*”. Scientific paper MOSTAR Bosnia 2005.
- [30] Welman C. Inverse kinematics and geometric constraints for articulated figure manipulation, Master of Science Thesis, School of Computing Science, Simon Fraser University (1993).
- [31] Williams M., – „*Biomechanics of human motion*”. W.B. Saunders Co. Philadelphia and London. 1996.

IAENG INTERNATIONAL ASSOCIATION OF ENGINEERS

World Congress on Engineering 2011

London, U.K., 6 – 8 July, 2011

Appreciation for Participation
as Session Chair

Dr. Copilusi Petre Cristian

The 2011 International Conference of Mechanical Engineering

