



**UNIVERSITATEA DIN CRAIOVA
FACULTATEA DE MECANICĂ**



SISTEM ROBOTIC COMPLEX PENTRU RECUPERAREA FUNCTIONALA A COPIILOR CU DIZABILITATI LOCOMOTORII

Sinteza lucrării

1. Stadiul actual al sistemelor de recuperare complexe utilizate în reabilitarea persoanelor cu deficiente locomotorii

1.1. Generalități

Robotica de reabilitare medicală face parte dintr-un domeniu de avangardă și perspectiva a secolului 21. Primele perspective în dezvoltarea sistemelor de reabilitare complexe, datează din anii 1980, când a fost proiectat un sistem de reabilitare a animalelor (pisici), ce asigură un suport parțial al greutateii acestora și asistență a mișcării membrelor în timpul activității de pășire. Sistemul era format dintr-o bandă rulantă, prevăzută cu un ham special. Rezultatele pozitive obținute prin intermediul acestor experimente științifice s-au dovedit a fi suficient de încurajatoare pentru elaborarea unor sisteme de reabilitare a aparatului locomotor uman. Cel mai simplu sistem de recuperare a fost realizat în anul 1990, fiind destinat persoanelor cu dizabilități locomotorii provenite în urma accidentelor vasculare. Un astfel de sistem era format dintr-un ham și o bandă de alergare specială, pacientul în timpul activității de pășire fiind asistat de către 2 terapeuți (figura 1). Astfel numeroase centre de cercetare au elaborat diverse sisteme de reabilitare punând bazele unei noi direcții de cercetare și anume terapia robotică. [20]



Figura 1. Unul dintre primele sisteme de reabilitare a aparatului locomotor uman [20]

1.2. Sisteme de recuperare complexe

În prezent numeroase centre de cercetare au dezvoltat diverse sisteme complexe de recuperare a aparatului locomotor uman, menite să contribuie la recuperarea parțială sau totală a persoanelor cu dizabilități locomotorii. Iar acestea se află într-o continuă dezvoltare.

Rolul acestora este de a contribui la recuperarea parțială sau totală a subiecților umani cu dizabilități locomotorii prin îndeplinirea sarcinilor impuse de exercițiile terapeutice elaborate prin programele de recuperare. În așa numita terapie robotică este necesar utilizarea unui sistem robotic special proiectat care să respecte cerințele impuse prin exercițiile și protocoalele terapeutice.

În continuare vor fi analizate sistemele de recuperare comercializate dar și cele care se află într-o fază incipientă ca prototip.

A. *STRING – MAN. Sistem robotic cu acționare prin cabluri [7]*

Sistemul robotic cu acționare prin cabluri denumit STRING-MAN este un prototip, realizat de Institutul de Cercetare Fraunhofer din Berlin – Germania, cu rol în recuperarea persoanelor cu dizabilități locomotorii rezultate în urma accidentelor vasculare.

Acesta a fost proiectat în vederea implementării exercițiilor terapeutice de recuperare a funcțiilor motrice și a echilibrului postural (figura 2).

Sistemul robotic (figura 3) este prevăzut cu un număr de 7 corzi (1), prin care corpul pacientului poate fi suspendat parțial sau total. Pacientul va purta un corset special (2), ce va fi ancorat prin intermediul corzilor de un cadru metalic special (3). Lungimea corzilor se poate modifica automat de către un computer prin intermediul unui sistem format din scripeți pivotanți și actuatori electrici liniari (figura 4). Pacientul va putea să pășească prin intermediul unei benzi de alergare/pășire electrice (4). Mișcarea membrelor inferioare ale pacientului va fi realizată prin intermediul unor orteze speciale, ce sunt acționate de actuatori electrici prin intermediul unor cabluri (5). Actuatorii sunt prevăzuți cu unități senzoriale care controlează și monitorizează în mod continuu lungimea corzilor prin care este ancorat pacientul. De asemenea computerul controlează pe tot parcursul exercițiilor terapeutice echilibrul kinesthetic pe 6 direcții prin intermediul modificării lungimii corzilor.



Figura 2. STRING-MAN. Aspect general [7]

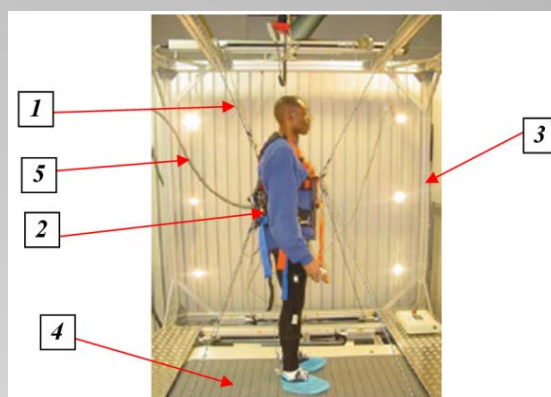


Figura 3. Structura sistemului robotic STRING – MAN [7]

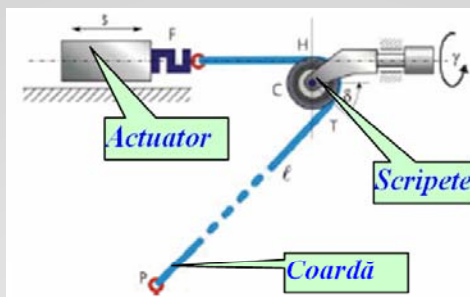


Figura 4. Structura sistemului de acționare cu scripeți [7]

Sistemul robotic STRING – MAN posedă următoarele caracteristici tehnice și medicale:

- o pregătire automată a pacientului, confortabilă și eficientă pentru exercițiile terapeutice incluzând fixările simple ale corsetului și ortezelor, ridicare automată a pacientului de pe scaunul cu roțile și amplasarea acestuia pe banda de alergare/pășire;
- ajustare și calibrare automată a poziției pacientului cu personal terapeutic minim (o persoană);
- posibilitate de planificare și programare a exercițiilor terapeutice în funcție de progresul terapeutic al pacientului și de dizabilitățile locomotorii pe care acesta le prezintă;
- un control dinamic și totodată programabil a greutății aparatului locomotor uman prin ajustarea lungimii și tensiunii corzilor;
- monitorizare continuă asupra stării pacientului în timpul exercițiilor terapeutice (ritmul cardiac, contracții musculare, etc);

- înregistrarea și stocarea datelor rezultate în urma fiecărui exercițiu terapeutic în vederea evaluării progresului terapeutic;
- asigurarea unui confort și siguranță pe tot parcursul exercițiilor terapeutice;
- aducerea pacientului în poziția inițială după realizarea exercițiilor terapeutice.

B. Sistem robotic pentru recuperarea interactivă a locomoției umane – LOPES [14]

Sistemul robotic numit LOPES este un prototip elaborat de către cercetătorii Institutului BMTI (Institute for Biomedical Technology) din cadrul Universității din Twente – Olanda. Acesta combină mișcarea de translație liberă a centurii pelviene cu mișcările dezvoltate de un exoschelet ce conține 3 cuple de rotație motoare (două pentru șold și una pentru genunchi). Cuplele sunt controlate în așa fel încât să se poată asigura o interacțiune cu caracter mecanic bidirecțional între exoschelet și pacient. Sistemul robotic este prezentat în figura 5 și se compune dintr-un cadru mobil cu rol în susținere a greutății pacientului și a exoscheletului. Actuatorii electrici rotativi sunt montați pe acest cadru împreună cu sursele de alimentare și unitatea de comandă și control.

Comanda și controlul exoscheletului se face de către actuatori prin intermediul unor cabluri și a unor sisteme de amortizare prevăzute cu elemente elastice (figura 6).

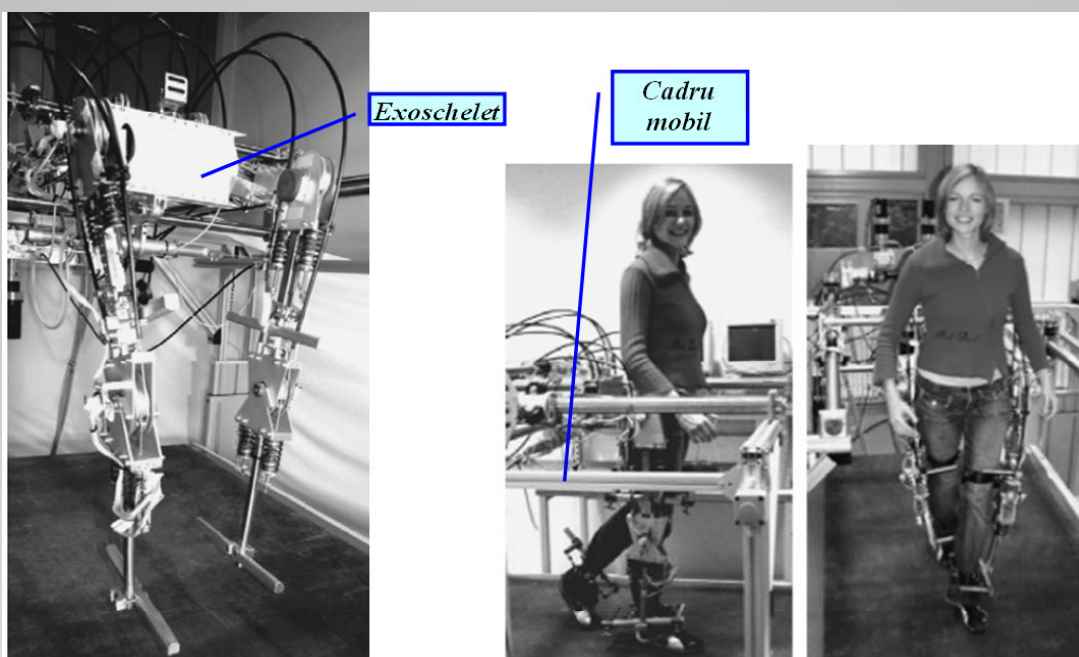


Figura 5. Sistemul robotic pentru recuperarea interactivă a locomoției umane – LOPES [14]

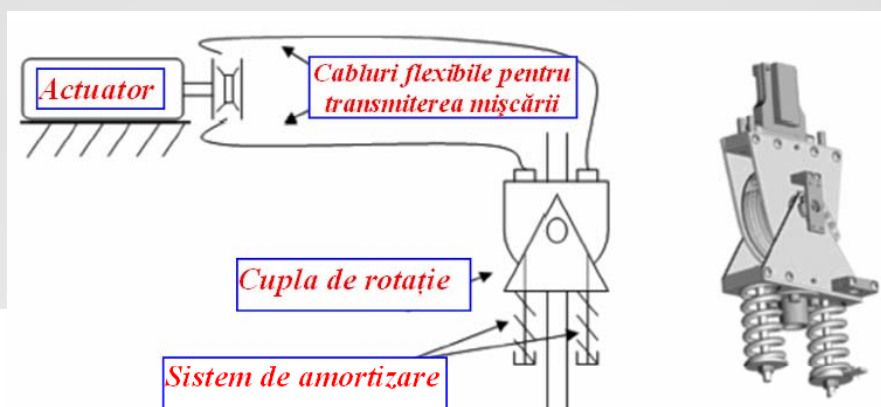


Figura 6. Sistemul de acționare a cuplelor din structura exoscheletului [14]

Legătura între exoschelet și cadru se realizează la nivelul centurii pelviene care permite translația acesteia în vederea menținerii echilibrului postural. De remarcat este lipsa benzii de alergare/pășire, fapt pentru care sistemul robotic este independent față de aceasta. Exoscheletul este prevăzut cu senzori de deplasare, contact și presiune cuplați la o unitate de comandă și control care asigură asistența pe tot parcursul exercițiilor terapeutice întreprinse.

Caracteristici tehnice și terapeutice:

- sistemul robotic este mobil fapt pentru care poate asista pacientul și în timpul activității de pășire întreprinse în afara programului terapeutic de reabilitare a locomoției umane.
- sistemul robotic nu necesită în mod continuu asistență din partea personalului medical calificat;
- permite mobilitatea la nivelul centurii pelviene;
- exoscheletul este cuplat în paralel cu membrele inferioare ale aparatului locomotor uman fiind practic universal, fapt pentru care nu necesită orteze personalizate pentru diferite persoane cu dizabilități locomotorii;
- reglarea și ajustarea cu ușurință a posturii umane prin intermediul unor dispozitive mecanice;
- implementarea unor exerciții terapeutice prin programarea unității de comandă și control.

C. Sistem robotic de recuperare a aparatului locomotor uman - ALEX [28, 29]

Sistemul robotic de recuperare numit ALEX este un prototip elaborat de Centrul de Cercetare al Universității din Delaware – Germania în cadrul Laboratorului de Sisteme Mecanice. Sistemul asigură o flexibilitate ridicată în timpul exercițiilor terapeutice datorită senzorilor și servomotoarelor ce le are în structură (figura 7).

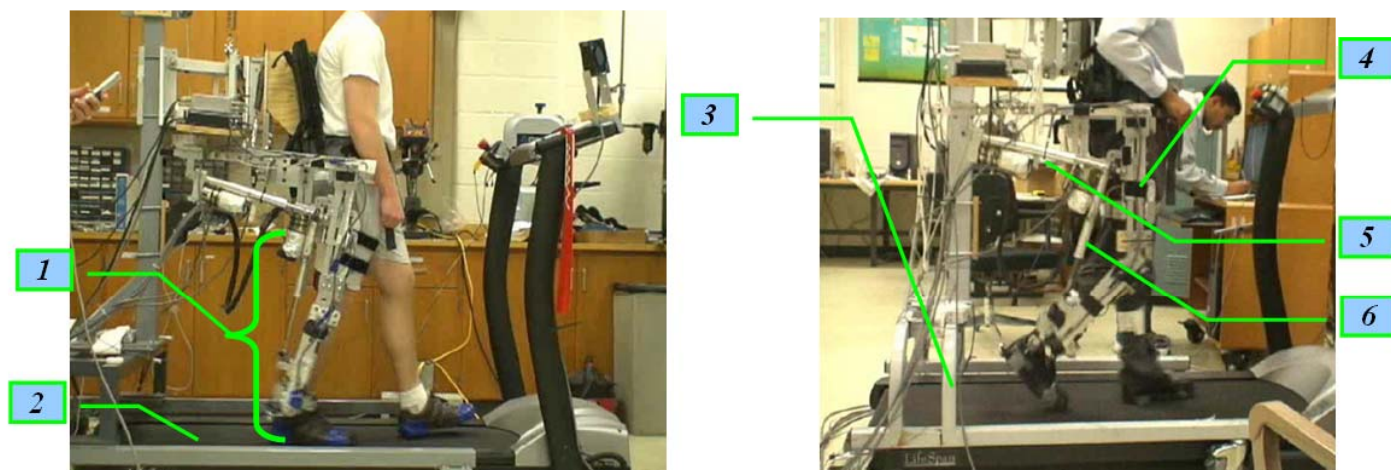


Figura 7. Sistemul robotic ALEX. Aspect general [28]

Sistemul prezentat în figura 7 este format dintr-un exoschelet – 1, prin care se asigură asistența terapeutică pe tot parcursul desfășurării exercițiilor de recuperare a aparatului locomotor uman; o bandă de alergare/pășire specială conectată la o unitate de comandă și control – 2; un cadru mobil – 3 cu rol în susținerea totală a greutății exoscheletului și susținerea parțială a greutății pacientului de la nivelul centurii pelviene prin intermediul unor centuri flexibile de fixare – 4; o unitate de comandă și control care monitorizează comportamentul pacientului, controlează cele 2 servomotoare – 5,6 din structura exoscheletului pe baza semnalelor primite de la senzori.

Cele două servomotoare contribuie la dezvoltarea mișcărilor realizate de membrul inferior uman la nivelul articulațiilor șoldului și genunchiului.

De remarcat este faptul că acest sistem robotic este conceput pentru persoane care posedă dizabilități locomotorii la nivelul unui singur membru inferior.

Elementul de noutate adus de către acest sistem robotic este acela că unitatea de comandă și control a sistemului posedă un program ce modifică în timp reali parametrii ce asigură buna desfășurare a exercițiului terapeutic.

Programarea unității de comandă și control se bazează pe legi de mișcare etalon provenite de la subiecți umani fără dizabilități locomotorii pe anumite articulații din structura aparatului locomotor uman și compararea acestora cu cele dezvoltate de subiectul uman cu deficiențe locomotorii.

Programul unității de comandă și control crează așa numitul „tunel virtual” prin care sunt luate în considerare cele două legi de mișcare, generând în mod automat o nouă lege a cărei alătură se va încadra între cea etalon și cea dezvoltată de subiectul uman cu deficiențe locomotorii (figura 8).

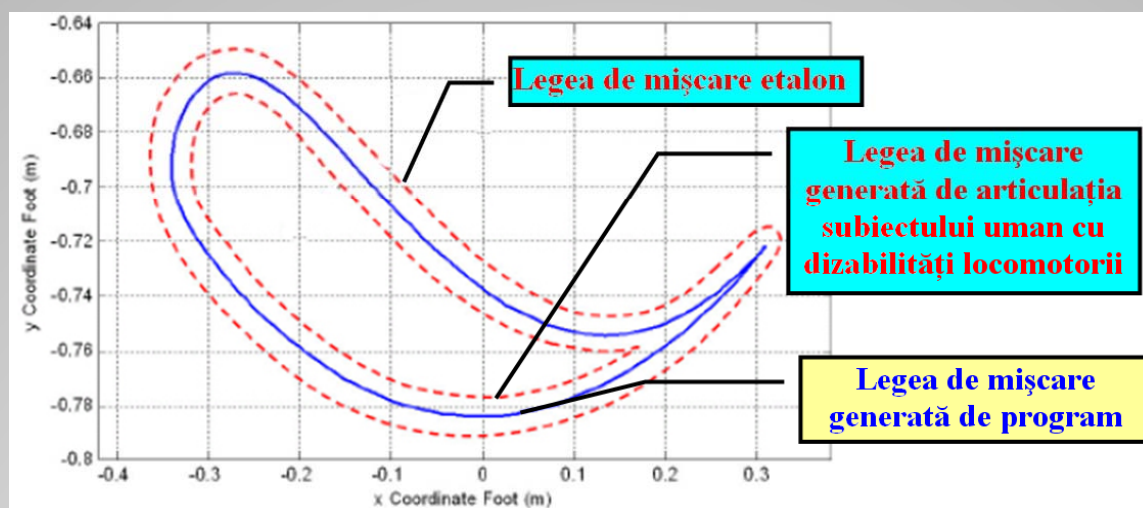


Figura 8. Modalitatea de generare a legii de mișcare optimă pentru exercițiul terapeutic pentru comanda sistemului robotic ALEX [29]

Caracteristici tehnice și terapeutice:

- Principiile de generare a mișcării sistemului robotic ALEX se bazează pe programe bine elaborate în așa manieră încât mișcările sunt redată progresiv și cât mai natural, de la faza inițială de recuperare a pacientului până la faza finală în care sistemul locomotor al acestuia poate fi recuperat în totalitate;
- Programele unității de comandă și control ale sistemului respectă protocoalele exercițiilor terapeutice de recuperare a aparatului locomotor uman;
- Asistență terapeutică minimă (1 persoană) în timpul desfășurării activităților terapeutice de către pacient;
- Corpul pacientului este fixat față de exoschelet prin intermediul unor centuri de fixare flexibile de așa natură încât acesta va desfășura numai exerciții terapeutice pentru îmbunătățirea activității de mers/pășire.
- Unitatea de comandă și control permite monitorizarea în timp real a ritmului cardiac al pacientului și evaluează contracțiile musculare de la nivelul mușchilor membrului inferior în cauză, prin intermediul unor senzori de presiune montați pe centurile de fixare flexibile.

D. Sistem robotic de recuperare a aparatului locomotor uman destinat adulților și copiilor – LOKOMAT [16, 13]

Acest sistem complex de rehabilitare este comercializat de Centrul de Recuperare Locomotorie HOCOMA AG – Elvetia [16]. Acest sistem este destinat atât adulților cât și copiilor cu deficiențe locomotorii (figura 9).

Sistemul (figura 10) se compune dintr-un exoschelet - 7, o bandă de alergare specială - 4, un dispozitiv de susținere parțială a greutății corpului uman (ham) - 5, și o unitate de comandă/control a sistemului - 2. Acest sistem robotic asigură recuperarea prin exerciții terapeutice asupra articulației șoldului și genunchiului. Exoscheletul este format din orteze care asigură fixarea membrelor inferioare, acestea fiind acționate de către actuatori electrici pentru fiecare articulație din structura aparatului locomotor uman 1 și 3.

Greutatea exoscheletonului este suportată total de către un cadru special – 6.

Unitatea de comandă și control a sistemului este prevăzută cu un computer care monitorizează în mod continuu starea pacientului (ritmul cardiac), legile de mișcare pe care pacientul le dezvoltă la nivelul fiecărei articulații în parte, controlează actuatorii prin legi de mișcare impuse, acestea fiind considerate ca etalon în timpul activităților terapeutice și de asemenea elaborează un raport de evaluare terapeutică prin care se poate constata progresul de recuperare locomotorie.



Figura 9. Sistemul robotic de rehabilitare pentru asistenta a mersului (Lokomat Treadmill Walker) [16]

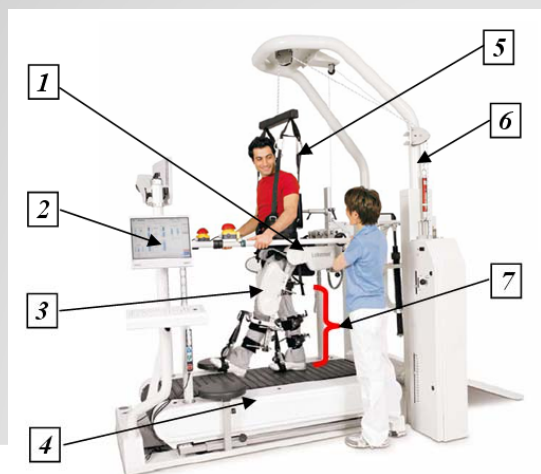


Figura 10. Structura sistemului robotic de rehabilitare de tip Lokomat și aspect privind adaptarea acestui sistem pentru recuperarea copiilor cu dizabilități locomotorii [16]

E. Sistem mecanic de recuperare a aparatului locomotor uman – GBO [30, 7]

Centrul de Cercetare al Universității din Delaware – Germania a proiectat un sistem mecanic destinat recuperării aparatului locomotor uman, ce funcționează pe principiul menținerii elementelor componente din structura sa în echilibru, atunci când membrul inferior uman realizează mișcarea de abducție (figura 11).

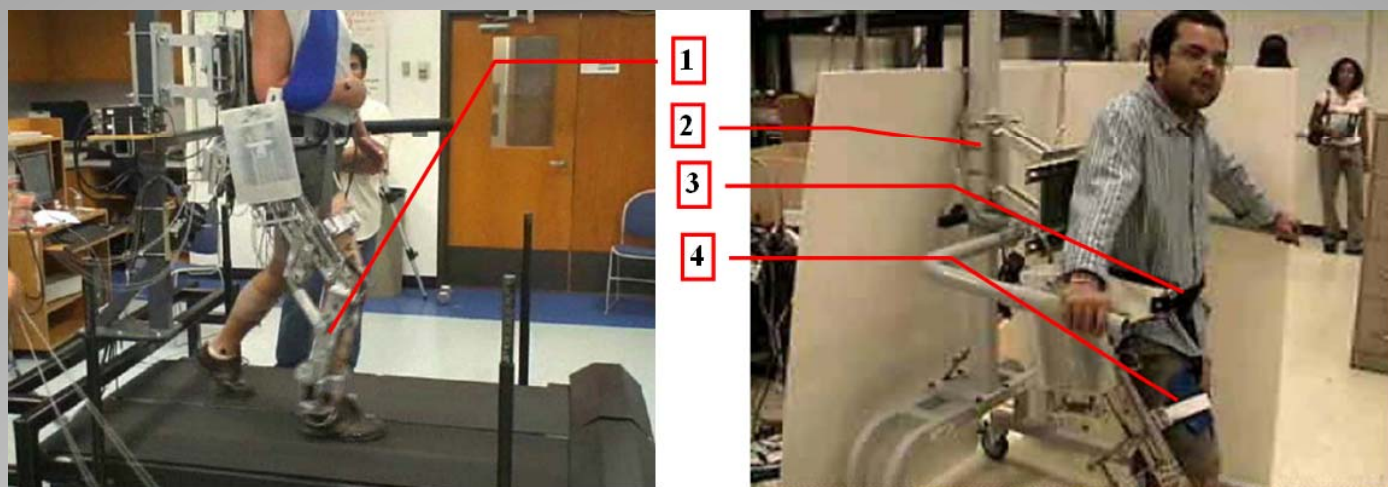


Figura 11. Aspect general al sistemului de recuperare GBO [30]

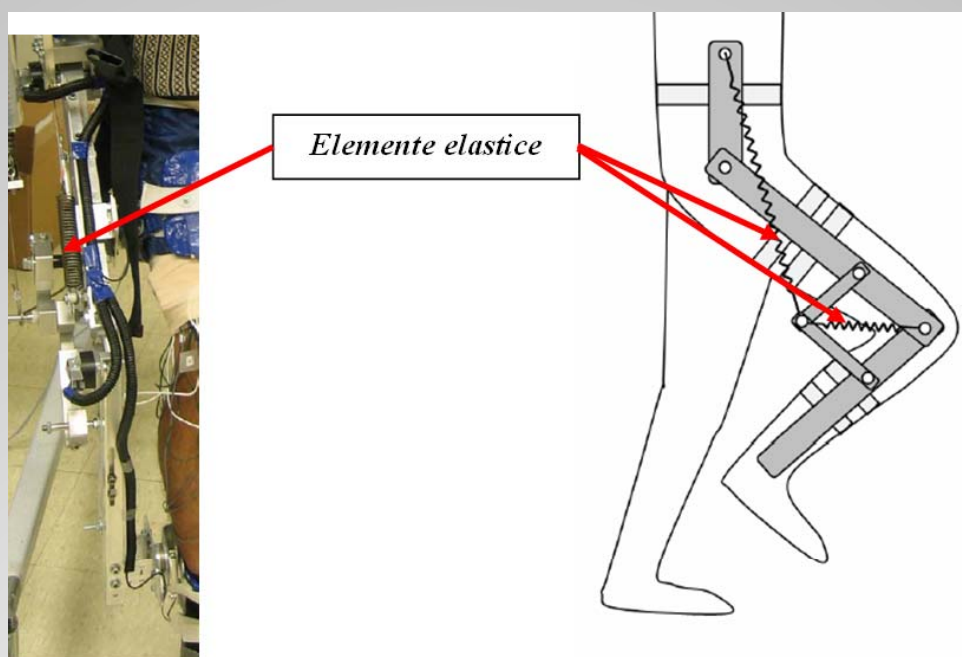


Figura 12. Structura exoscheletului sistemului mecanic de recuperare locomotorie GBO [7]

Sistemul mecanic prezentat este destinat persoanelor cu deficiențe locomotorii numai pe un singur membru, în special persoanelor ce se află în perioada postoperatorie, în urma unei intervenții chirurgicale asupra membrului inferior în cauză.

Caracteristici tehnice și terapeutice:

- asistență terapeutică minimă în timpul recuperării;
- durata de recuperare rezultată în urma unui progres terapeutic în cazul pacienților care au suferit un accident vascular fiind de 8 – 10 săptămâni;
- simplitate constructivă a exoscheletului, rezultând astfel o greutate mică a acestuia;

- gabarit relativ mare datorită cadrului necesar susținerii totale a exoscheletului și susținerii parțiale a pacientului;
- este independent de o bandă de alergare/pășire;
- menținerea elasticității pasive a mușchilor și țesutului membrului inferior uman în cauză.

1. *Sistem mecanic de asistență a locomoției umane destinat copiilor cu dizabilități locomotorii [6]*

Acesta este un mergător destinat copiilor cu dizabilitati locomotorii, ce posedă în structura sa un exoschelet. Acest mergător a fost realizat de către o echipă de cercetatori din cadrul Facultății de Mecanica, Universitatea Tehnologică din Silesia-Gliwice, Polonia în anul 2009. Echipa de cercetare a fost condusă de P. Jureczko, realizându-se astfel prototipul din figura 13 – [6]. Acest mergător se adresează copiilor bolnavi de tetrapareză spastică. Prin modelul virtual al acestui prototip reprezentat în figura 14, se identifică următoarele componente: 1-hamul centurii pelviene; 2- cadrul principal; 3 –orteze care stabilizează membrele inferioare; 4 – roți directoare; 5 – amortizoare; 6 – frana; 7 – Cadru de sprijin a centurii pelviene; 8 – benzi elastice; 9 – ham torace; 10 – articulație genunchi; 11 – dispozitiv de ajustare a înălțimii exoscheletului; 12 – elemente de fixare a benzilor elastice; 13 – roți cu amortizoare pneumatice.

Prin proiectarea acestui mergător s-a obținut: asigurarea unei bune stabilități și amortizări ale mergătorului, în timpul deplasării pacientului; structura acestuia poate susține o greutate de două ori mai mare decât a pacienților pentru care a fost proiectat, iar amortizoarele preiau în totalitate încărcările dinamice; structura sa modulară conferă o montare/demontare ușoară, pe baza unor operații simple și intuitive; scopul mișcărilor diferite și asistate în același timp, este permisibil pacientului. Dispozitivul de reglare dimensională a exoscheletului este prezentat în figura 15.

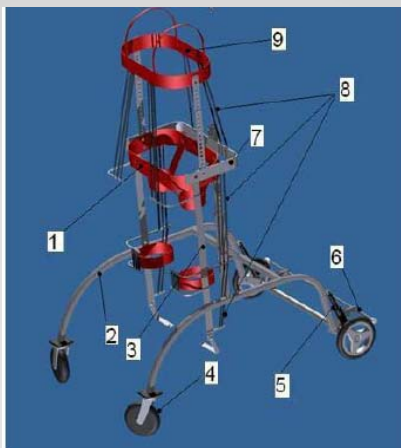


Figura 13. Prototipul mergătorului [6]. Figura 14. Modelul virtual al prototipului [6].

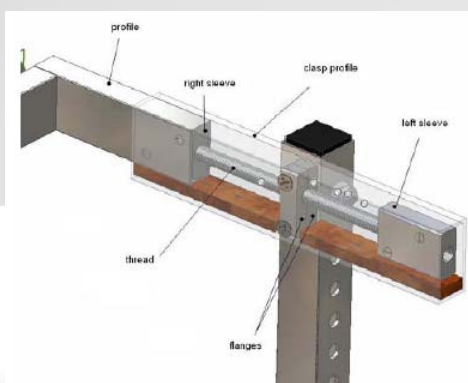


Figura 15. Modelul virtual al dispozitivului de ajustare dimensională a exoscheletului [6].

2. Studiul terapiilor de recuperare utilizate pentru persoane (copii) cu dizabilitati locomotorii. Determinarea miscarilor ce trebuie executate de mecanica robotului pentru operatiile de reabilitare locomotorie.

10

2.1. Terapii de recuperare utilizate în reabilitarea mersului la copii [2, 25]

În mod normal deficiențele locomotorii pot fi remarcate încă din primele luni ale copilului. Deficiențele locomotorii la copii pot surveni în urma unor disfuncționalități infantile cum ar fi: parapareza spastică, tetrapareza spastică, fragilitatea osoasă congenitală, miastenia gravis, luxații congenitale, sechele neurologice, etc. Aceste deficiențe pot fi diminuate prin tratamente terapeutice pentru recuperare/păstrare a principalelor funcții locomotorii (de regulă mersul).

Ca tratamente terapeutice, se știe că acestea sunt prescrise în funcțiile de examinările pacientului:

- examinarea neurologică;
- examinarea ortopedică;
- examinarea antropometrică și funcțională.

În funcție de aceste examinări, deficiențele locomotorii ale pacientului sunt evaluate, urmând ca acesta să urmeze programe de recuperare funcțională a aparatului locomotor și reeducarea neuro-motorie prin diverse metode kinetoterapeutice precise de un medic specialist în acest domeniu. Ca metode kinetoterapeutice existente se pot aminti:

- gimnastica medicală;
- kinetoterapia pasivă;
- kinetoterapia asistată și kinetoterapia activă.

Pentru sistemele robotice anterior prezentate sunt elaborate metode kinetoterapeutice asistate. Aceste metode sunt descrise amănunțit în [2, 25]. Ele înlocuiesc exercițiile de recuperare a anumitor segmente și articulații ale membrului inferior uman, cum ar fi:

- extensia pasivă a genunchiului executată prin tracțiune cu membrul superior (figura 16);
- suspensia genunchiului, având drept scop ușurarea mișcării de extensie a coapsei (figura 17).

În mod normal, un sistem robotic utilizat în vederea recuperării aparatului locomotor uman, va trebui să fie proiectat în funcție de cerințele kinetoterapeutului pentru a realiza prin intermediul acestuia exercițiile de recuperare dorite.

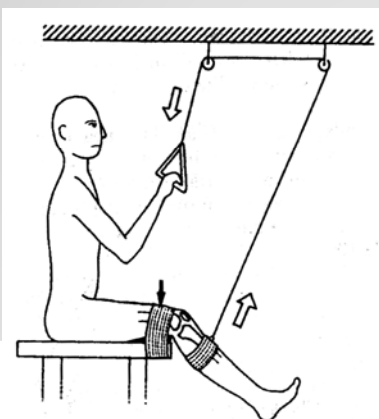


Figura 16. Extensia pasivă a genunchiul [25]

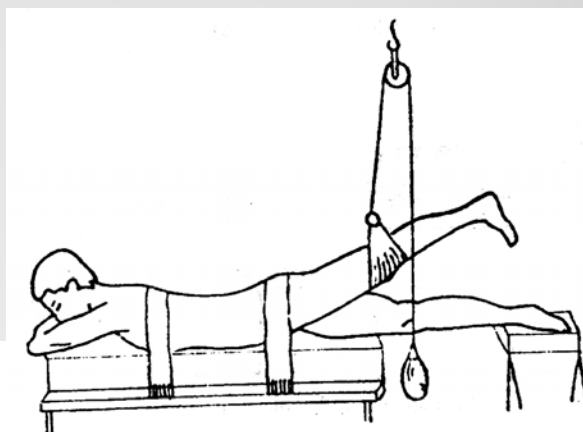


Figura 17. Suspensia genunchiului [25]

2.2. *Determinarea mișcărilor ce trebuie executate de mecanica robotului pentru operațiile de reabilitare locomotorie [3, 25, 45]*

Pentru ușurarea studiului structural al corpului uman, este necesară identificarea posibilităților de mișcare realizate de către subiectul uman în cadrul întreprinderii unor activități specifice.

Aparatul locomotor uman este format dintr-un ansamblu de sisteme anatomice ce contribuie la realizarea locomoției. Sistemele anatomice sunt: sistemul osteo – articular, sistemul muscular, sistemul nervos; iar acestea sunt reprezentate de membrele inferioare [25].

Membrele inferioare umane sunt astfel structurate încât asigură îndeplinirea funcției de locomoție cât și a celei de susținere a întregului organism [3].

Poziția umană prin care se asigură locomoția, este poziția bipedă, care aceasta, generează o anumită conformație a sistemului osteo – artro – muscular.

Această conformație presupune existența din punct de vedere structural a următoarelor articulații cu rol esențial în îndeplinirea locomoției (figura 18) [25, 34]:

- articulațiile coxo – femurale, sunt acele articulații care se formează între oasele coxale și cele două oase femure;
- articulațiile genunchiului, sunt cele mai complexe articulații din structura aparatului locomotor uman și se formează între oasele coapsei (femur) și oasele gambei (tibia și fibula). De asemenea în structura articulației genunchiului se regăsește și patela.
- articulația gleznei, este o articulație complexă care la rândul ei, din punct de vedere cinematic are la bază o serie de articulații complexe.
- articulațiile metatarso – falangiene sunt articulații cu câte un grad de mobilitate, formate între oasele metatarsului și respectiv falange.

La nivelul *articulației coxo-femorale* se pot produce trei mișcări elementare: flexie – extensie, abducție – adducție și respectiv rotație internă (pronație femurală) – rotație externă (supinație femurală). De asemenea amplitudinea acestora diferă, în funcție de poziția în care se regăsește genunchiul (figura 19) [25, 34].

La nivelul *articulației genunchiului* se pot produce două mișcări elementare, din care una cu caracter activ, respectiv mișcare de flexie – extensie, iar cealaltă cu caracter pasiv, fiind valabilă pentru o anumită poziție a gambei, respectiv o ușoară mișcare de rotație internă/externă caracterizată printr-o amplitudine mică (figura 20) [25, 45].

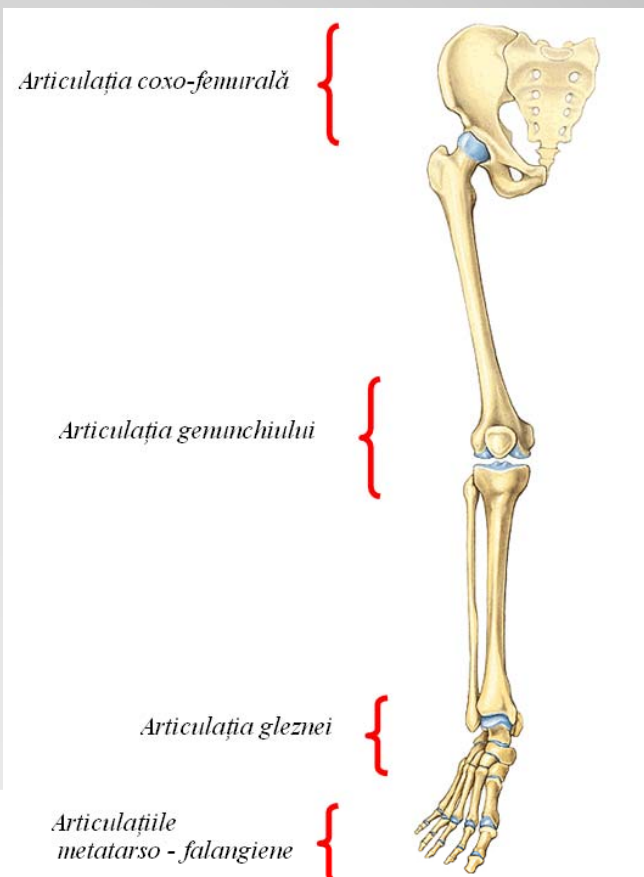


Figura 18. Articulațiile de la nivelul membrului inferior [25, 34]

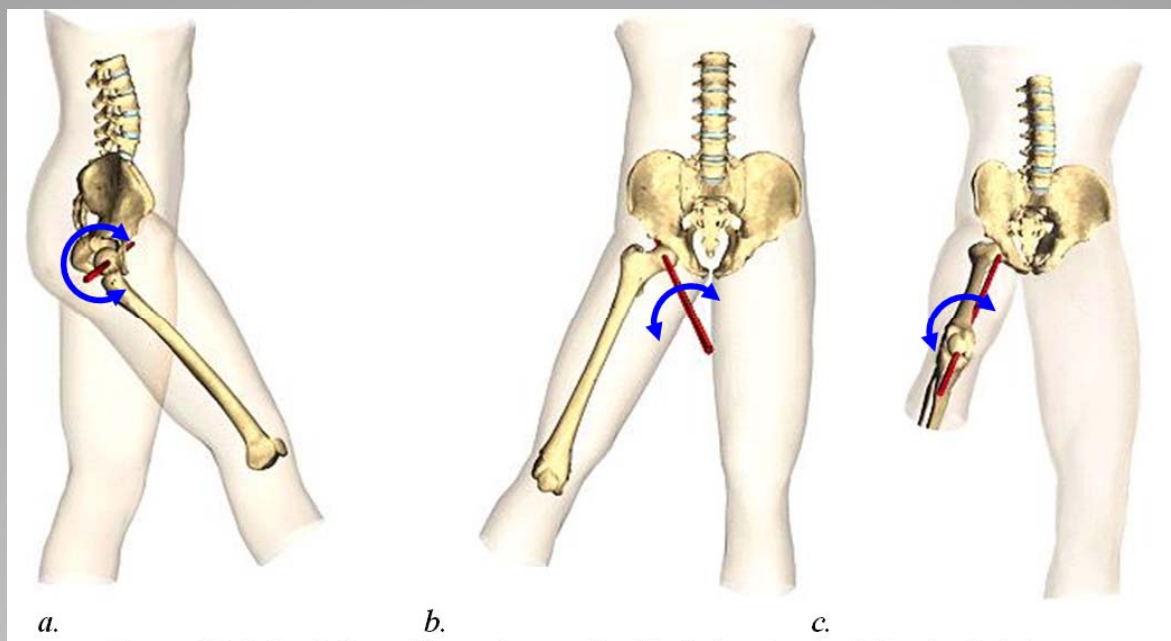


Figura 19. Mișcările realizate de membrul inferior, la nivelul articulației coxo – femurale. a – mișcare de flexie-extensie; b – mișcarea de abducție - adducție; c – mișcare de rotație internă, rotație externă [25, 34]

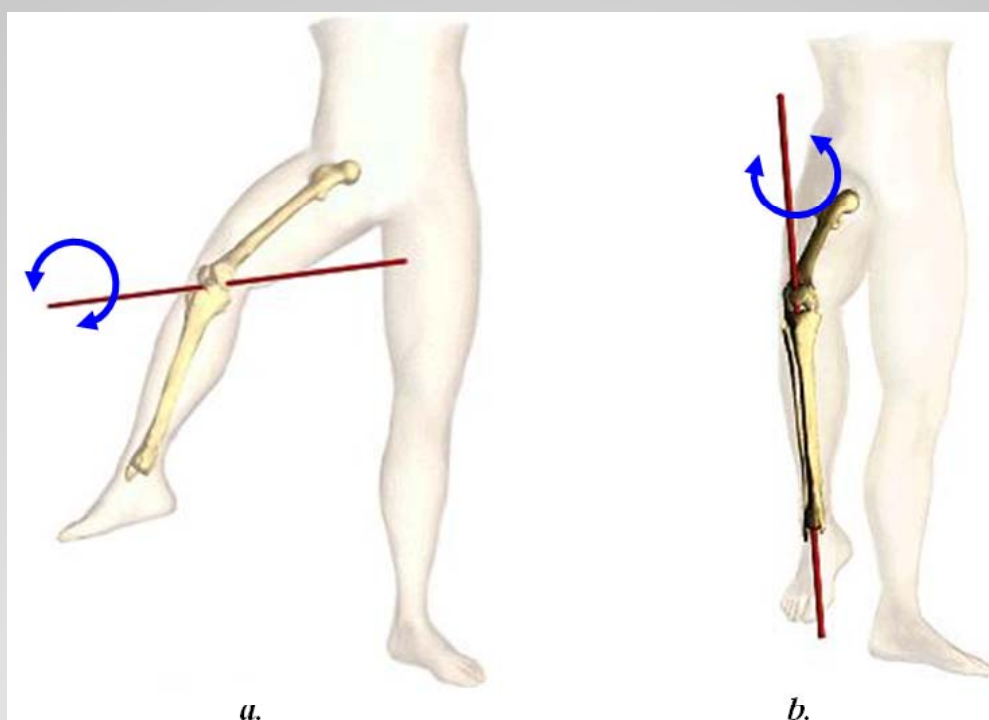


Figura 21. Mișcările realizate de membrul inferior, la nivelul articulației gleznei. a – mișcare de flexie plantară, flexie dorsală; b – mișcarea de valgus – varus [25, 34].

Pe baza posibilităților de mișcare și totodată a datelor existente în literatura de specialitate cu privire la limitele acestora, sunt evidențiate unghiurile în funcție de care sunt efectuate aceste mișcări, ca rezultat al limitării articulațiilor în timpul executării diverselor activități la care contribuie aparatul locomotor (Tabelul 1) [25].

Tabelul 1 [25]

13

Articulația	Mișcarea	Amplitudinea
Coxo - femurală	Flexie→Extensie (cu genunchi întins)	90° ↔ 0 ↔ 30°
	Flexie→Extensie (cu genunchi flectat)	120° ↔ 0 ↔ 30°
	Abducție→Adducție (cu coapsele extinse)	60° ↔ 0 ↔ 30°
	Abducție→Adducție (cu coapsele în flexiune)	70° ↔ 0 ↔ 30°
	Rotație internă→externă	129° ↔ 0 ↔ 329°
Genunchi	Extensie	0 ↔ 130°
	Rotație internă→externă	10° ↔ 0 ↔ 140°
Glezna - picior	Flexie plantară→dorsală	329° ↔ 0 ↔ 20°
	Valgus→varus	30° ↔ 0 ↔ 60°
Falange proximale	Flexie→Extensie	80° ↔ 0 ↔ 30°
Falange distale	Flexie→Extensie	10° ↔ 0 ↔ 90°

3. Studiul patologiei neuromotorii (locomotorii) din punct de vedere al evaluărilor biomecanice

3.1. Dezvoltarea mișcării (dezvoltarea neuro-motorie) [25]

Mișcările omului parcurg în timp o lungă și complicată cale de dezvoltare. Aceste mișcări depind în mod prioritar de evoluția în timp a scoarței cerebrale prin formarea în timp a celor 6 straturi corticale ale acesteia.

Ordinea dezvoltării mișcării la om și animale este complet diferită. În cazul animalelor, mișcările sunt organizate în momentul nașterii, înainte ca organele de simț să înceapă să funcționeze în totalitate. În cazul omului, analizatorii superiori – optici și acustici se dezvoltă înainte ca mișcarea să se dezvolte fapt pentru care la noii – născuți, mișcările sunt încă necoordonate, incomplete și fără finalitate.

Dezvoltarea motorie este condiționată de cunoașterea pe care copilul o realizează față de mediul înconjurător prin organele sale de simț. Studiile întreprinse de cercetători în domeniu asupra dezvoltării psiho-motorii, la copii dovedesc posibilitatea de reeducare neuro-motorie [25, 8, 19].

Formarea deprinderii motorii parcurge trei etape esențiale până la gradul de deprindere automată:

- Etapă de învățare – în care se vor generaliza reacțiile determinându-se astfel mișcarea. În cadrul acestei etape, mișcarea generată la început este dificilă, necesitând participarea unor grupe mari de mușchi, subiectul uman depunând un efort ridicat.
- Etapă analizei și sintezei – în care scoarța va analiza în mod amănunțit mișcarea, va identifica obstacolele și elementele ce țin de gradul de dificultate al generării mișcării și va adopta calea cea mai economică de realizare a mișcării implicând un efort minim din partea subiectului uman în cauză.

• Etapa structurării – este etapa în care participă exteroceptorii și proprioceptorii astfel încât mișcarea își capătă caracteristici precum: finețe, forță, ritm, viteză, etc.

Analizând deprinderea motorie din punct de vedere biomecanic, se deosebesc trei tipuri de mișcări: mișcare rectilinie, mișcare angulară și mișcare curbilinară.

Participarea mușchilor la realizarea mișcării este condiționată de forța, poziția și amplitudinea cu care se va executa mișcarea. După gradul participării mușchilor la realizarea mișcării este condiționată de forța, poziția și amplitudinea cu care se execută mișcarea. După gradul participării mușchilor la realizarea mișcărilor, acestea se clasifică în:

- mișcări de tensiune slabă (scrisul);
- mișcări de tensiune rapidă (strângerea unui clește);
- mișcări balistice (mânuierea unui ciocan, aruncarea unei mingi);
- .mișcări de oscilație (pendularea unui evantai).

Parametrii biomecanici de care depinde realizarea unei mișcări sunt: echilibrul corpului; lucrul mecanic efectuat de motorul principal; acțiunile motrice aferente; viteza de execuție a mișcării.

3.2. Mersul [2, 3, 4, 25]

Mersul este deprinderea motorie prin care se realizează în mod obișnuit deplasările corpului omenesc. Mecanismul principal pe care se bazează mersul este mișcarea alternativă și constantă a celor două membre inferioare, care își asumă pe rând funcția de suport și funcția de propulsor.

Oscilațiile corpului. În timpul mersului, corpul execută în plus oscilații în sens vertical, transversal și longitudinal, care complică adevărata traiectorie pe care o parcurge centrul de greutate.

Oscilațiile verticale, în medie de 4,29 cm (Saunders – [2]) sau 4—6 cm (Demeny – [2]), au maximele în momentul verticalei și minimele în perioadele de sprijin bilateral.

Oscilațiile transversale, de 4,4 cm (Saunders – [2]), au maxima în momentul verticalei și corespund înclinărilor alternative ale trunchiului pe partea membrului de sprijin. Ele au scopul de a apropia proiecția centrului de greutate de bază de susținere.

Oscilațiile longitudinale redau înclinările trunchiului în sens antero-posterior. În perioada de sprijin bilateral, corpul are o poziție verticală; în faza posterioară a perioadei de sprijin unilateral, el se înclină înapoi; în momentul verticalei are din nou o poziție verticală, iar în faza anterioară a perioadei de sprijin unilateral se înclină înainte.

Fazele mersului. Ca în orice mișcare pe care o execută corpul omenesc, primul impuls pornește din apropierea centrului de greutate. Trunchiul se apleacă înainte, pentru ca proiecția centrului de greutate să treacă înaintea bazei de susținere; aproape concomitent, membrul inferior se extinde și corpul este proiectat înainte și puțin în sus; tot concomitent, celălalt membru inferior, care devine pendulant, părăsește solul și este proiectat înaintea membrului de sprijin și fixat din nou pe sol. Lucrurile se repetă apoi cu membre inversate.

Mersul se compune din perioade de sprijin unilateral, separate între ele prin perioade de sprijin dublu (figura 22).

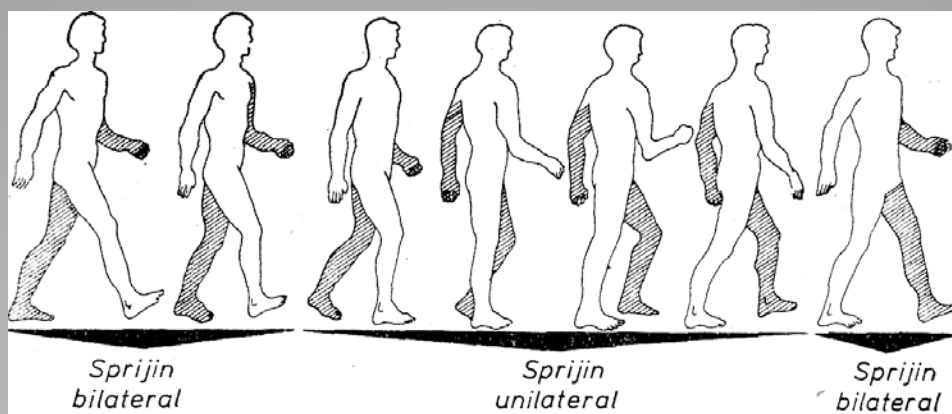


Figura 22. Fazele mersului.[2, 25]

„Pasul” a fost diferit interpretat. Pentru Littre ar corespunde intervalului dintre două sprijine, iar pentru Marey unui pas dublu, care corespunde seriei de mișcări ce se succed în-tre cele două poziții identice ale unui singur picior. Această ultimă inter-pretare este astăzi cea acceptată, diverși autori recunoscând în cadrul unui pas o serie de momente mai importante.

Kinemograma mersului [2,3]. Grafic, mersul poate fi înregistrat cu ajutorul fotografiilor succesive. Interpretarea datelor pe care le furnizează această kinemograma este de mare interes pentru studiul mersului (figura 23).



Figura 23. Kinemograma mersului normal. S—S' — traiectoria axei transversale a șoldului; G—G' — traiectoria axei transversale a genunchiului; P—P' — traiectoria axei transversale a gleznei. [2,3].

Traectoria șoldului (SS') prezintă două oscilații verticale: una în faza de sprijin și una în faza de pendulare. Curba este joasă când călcâiul atinge solul, se urcă treptat în timp ce corpul rotează pe genunchi și apoi pe gleznă, pentru a atinge punctul în care centrul de greutate este vertical pe șold, genunchi și gleznă. De la acest punct, curba scade treptat. Arcul de cerc cu centrul în articulația gleznei se datorează faptului că șoldul se menține în extensie, iar genunchiul și glezna sunt fixate de tendonul ahilian; în felul acesta centrul de rotație se mută de la gleznă înainte spre articulațiile metatarsofalangiene. Această schimbare a centrului de greutate are și scopul de a lungi extremitatea și se menține până când călcâiul membrului opus atinge solul, începând astfel faza de sprijin dublu. Când începe faza de pendulare, curba șoldului se ridică din nou treptat, corpul fiind ridicat de membrul opus; de această dată, arcul de cerc este mai lin.

Urmărind *traectoria genunchiului* (GG'), când călcâiul atinge solul, genunchiul este în extensie. Curba coboară ușor din momentul în care piciorul se pregătește să părăsească solul. Genunchiul trece în flexie, gamba se rotează ușor în afară și piciorul se extinde puțin, ceea ce atrage o urcare a curbei. Când piciorul se așterne pe sol, *traectoria* continuă să urce lent, genunchiul fiind acum flectat la 129° față de perpendiculară. Din acest punct *traectoria* începe să coboare, dar mai neregulat decât la urcare deoarece centrul de rotație s-a mutat pe articulațiile metatarsofalangiene, glezna fiind fixată de tendonul ahilian. Astfel se efectuează și alungirea relativă a membrului. Când piciorul părăsește solul pentru a intra în faza de pendu-lare, începe flexia coapsei și curba merge repede în sus, pentru a atinge maximul când coapsa este în flexie totală, iar genunchiul în flexie de 40° . Curba cade apoi brusc când genunchiul este întins, călcâiul atinge solul și începe faza de dublu sprijin. Această cădere este rezultatul trecerii întregii greutate corporale asupra membrului inferior.

Traectoria articulației gleznei (PP') este puțin mai complicată. Ea merge înainte și în jos, când călcâiul atinge solul și piciorul se așază pe sol, dar rămâne la acest nivel, deoarece extremitatea rotează deasupra gleznei și centrul de rotație se mută înainte pe articulațiile metatarsofalangiene. Când această deplasare s-a efectuat și piciorul pășește solul, curba se ridică rapid, pentru a coborî apoi, după ce genunchiul a atins maximul eficient de flexie și coapsa a început să se flecteze. Din acest punct, curba coboară cu atât mai mult cu cât genunchiul se extinde; coboară lin până când este atinsă extensia maximă, apoi coboară brusc până când călcâiul atinge solul.

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

Sistemele robotice studiate și evidențiate în cadrul acestui raport de cercetare, din punct de vedere constructiv, au aceeași structură, iar principiile de funcționare al acestora sunt bazate pe principalele mișcări pe care aparatul locomotor uman le realizează în timpul desfășurării activității de pășire.

Aceste sisteme au în structură un exoskelet, o bandă de alergare/mers specială, un dispozitiv de susținere (parțială sau totală) a corpului uman și o unitate de comandă și control (figura 24).

Exoscheletul are în structură actuatori (pneumatici, electrici sau hidraulici) care acționează asupra unor orteze prin care se fixează membrele inferioare ale pacientului, și senzori cuplați la unitatea de comandă și control. Banda de alergare/mers specială este acționată electric și controlată de către unitatea de comandă și control, aceasta fiind prevăzută cu diverse programe ce stau la baza realizării exercițiilor terapeutice. Dispozitivul de susținere a corpului uman este prevăzut cu un ham în care greutatea corpului uman este suspendată parțial sau total, iar acesta în unele cazuri poate să servească ca suport de susținere al exoscheletului. Unitatea de comandă și control are în structură un computer special prin care se asigură interfața dintre terapeut și sistem, permițându-i acestuia să modifice diverși parametri de funcționare a sistemului în funcție de progresul terapeutic dezvoltat de pacient.

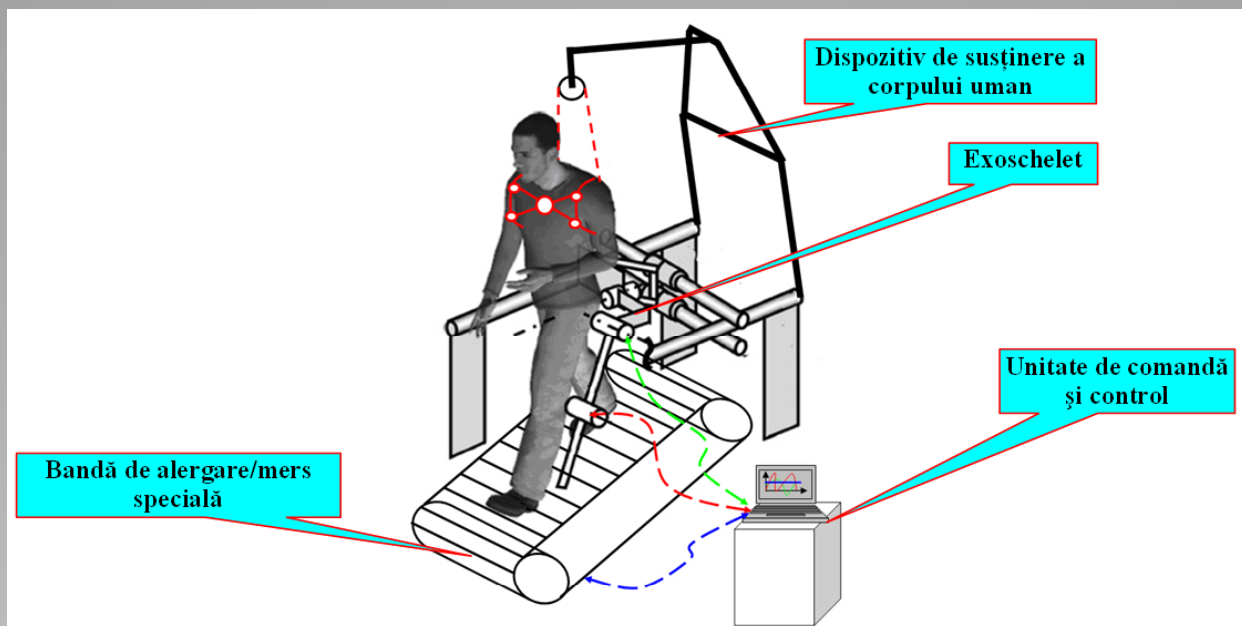


Figura 24. Structura unui sistem robotic utilizat în recuperarea persoanelor cu deficiențe locomotorii

Condițiile impuse asupra unui sistem robotic de reabilitare a aparatului locomotor uman sunt:

1. *Simplitate constructivă, gabarit redus.*
2. *Posibilitate de adaptare a exoscheletului pe copii cu vârste cuprinse între 4 – 7 ani.*
3. *Adaptarea unor exerciții terapeutice de recuperare a aparatului locomotor uman pe noul sistem de recuperare locomotorie.*
4. *Greutate scăzută în vederea realizării unor mișcări cât mai naturale.*
5. *Asigurarea unor algoritmi de programare a actuatorilor, ce vor acționa exoscheletul, ușor de modificat și de adaptat pe diferite legi de mișcare în funcție de vârsta pacientului.*
6. *Sisteme de fixare a membrului inferior uman față de exoschelet cât mai flexibile.*
7. *Suspendarea totală a exoscheletului în așa manieră încât greutatea acestuia să nu poată fi transmisă pacientului.*
8. *Monitorizare directă și continuă a stării pacientului precum și a exercițiilor terapeutice pe care le desfășoară.*
9. *Utilizarea unui număr minim de personal terapeutic în vederea desfășurării exercițiilor terapeutice de recuperare funcțională a aparatului locomotor uman.*

Sinteza lucrării a presupus cunoașterea principiilor de funcționare ce stau la baza sistemelor de reabilitare complexe, identificarea constructivă a acestor sisteme, studierea terapiilor necesare recuperării aparatului locomotor uman, identificarea teoretică a principalelor mișcări ce pot fi dezvoltate de membrul inferior uman și nu în ultimul rând realizarea unui studiu privind patologia neuromotorie adin punct de vedere al evaluărilor biomecanice. Au fost consultate peste **36** referințe bibliografice, din care s-au extras datele necesare constituirii unei documentații fundamentale pe direcția de cercetare pentru care se întocmește acest proiect.

Bibliografie

- [1] Barbeau H, Visintin M. Optimal outcomes obtained with body-weight support combined with treadmill training in stroke subjects. Arch Phys Med Rehabil. 2003;84(10): 14298–629.
- [2] Baciuc Cl. – *Statica și mersul normal la omul bolnav*. Munca sanitară 1985.
- [3] Baciuc Cl. – *Principii generale de anatomie funcțională și biomecanică*. Cult. Fizică și Sport București 1985.
- [4] Baciuc Cl., – *Reabilitarea deficiențelor motorii*. Viața medicală 1974.
- [5] Buzescu Al., Scurtu L., – „*Anatomie și biomecanică*” Editura A.N. E.F.S. 1999.
- [6] Colombo G , Joerg M, Schreier R, Dietz V. Treadmill training of paraplegic patients using a robotic orthosis. J Rehabil. Res Dev. 2000;37(6):693–700.
- [7] Dragoljub Surdilovic, Rolf Bernhardt. STRING-MAN-Wire Robot for Gait Rehabilitation: Further Development and Testing. European Symposium Technical Aids for Rehabilitation – TAR 2007.
- [8] Daniels Lucille, Worthingham C. Evolution de la fonction musculaire. Ed. Maloine. 1990.
- [9] Fung J, Malouin F, McFadyen BJ, Comeau F, Lamontagne A, Chapdelaine S, Beaudoin C, Laurendeau D, Hughey L, Richards CL. Locomotor rehabilitation in a complex virtual environment. In: Proceedings of the 26th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 2; 2004 Sep 1–29; San Francisco, CA. New York: IEEE; 2004. p. 48–61.
- [10] Girone M, Burdea GC, Bouzit M, Popescu V, Deutsch JE. Orthopedic rehabilitation using the “Rutgers ankle” interface. Stud Health Technol Inform. 2000;70:89–95.
- [11] Hesse S, Bertelt C, Jahnke MT, Schaffrin A, Baake P, Malezic M, Mauritz KH. Treadmill training with partial body weight support compared with physiotherapy in nonambulatory hemiparetic patients. Stroke. 1995;26(6): 976–81.
- [12] Hornby TG , Zemon DH, Campbell D. Robotic-assisted, body-weight-supported treadmill training in individuals following motor incomplete spinal cord injury. Phys Ther. 2005;85(1):292–66.
- [13] Mayr A, Quirbach E, Kofler M, Saltuari L. First experience with the “Lokomat” gait orthosis in post-acute brain-injured patients [abstract]. Eur J Neurol. 2002;9(Suppl 2):22.
- [14] Jan F. Veneman, Rik Kruidhof, et. al. Design and Evaluation of the LOPES Exoskeleton Robot for Interactive Gait Rehabilitation. pp. 379-386. 28th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, New York, 2006.
- [15] Jobin A, Levin MF. Regulation of stretch reflex threshold in elbow flexors in children with cerebral palsy: A new measure of spasticity. Dev Med Child Neurol. 2000; 42(8):2931–40.
- [16] Lokomat Treadmill Walker Catalog. www.hocoma.com
- [17] Lum PS, Lehman SL, Reinkensmeyer DJ. The bimanual lifting rehabilitator: An adaptive machine for therapy of stroke patients. IEEE Trans Rehabil Eng. 1995;3(2):166–74.
- [18] Lünenburger L, Colombo G , Riener R, Dietz V. Biofeedback in gait training with the robotic orthosis Lokomat. In: Proceedings of the 26th Annual International Conference of the Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 7; 2004 Sep 1–29; San Francisco, CA. New York: IEEE; 2004. p. 4888–91.

- [19] Le Metazer M. Reeducation cerebro-motrice du jeune enfant. Ed. Masson. Paris. 1993.
- [20] M. Hillman. Rehabilitation robotics from past to present – A historical perspective. In: Advances in Rehabilitation Robotics, Lect. Notes Contr. Inf. Sci. 306, 25-44 (2004).
- [21] Ohsuga M, Tatsuno Y, Shimono F, Hirasawa K, Oyama H, Okamura H. Development of a bedside wellness system. *Cyberpsychol Behav.* 1998;1(2):105–120.
- [22] Pawel Jurewsko et al. „*Prototype Walker for children with cerebral palsy*” IFMBE Medical Physics and Biomedical World Congress. Munchen 2009.
- [23] Riener R, Frey M, Proll T, Regenfelder F, Burgkart R. Phantom based multimodal interactions for medical education and training: The Munich Knee Joint Simulator. *IEEE Trans Inf Technol Biomed.* 2004;8(2):208–16.
- [24] Riener R, Brunschweiler A, Lünenburger L, Colombo G . Robot-supported spasticity evaluation. In: Proceedings of the 9th Annual Conference of the International FES Society. 2004 Sep; Bournemouth, England. Glendale (CA): IFESS; 2004. p. 287–89.
- [25] Robanescu N. Reeducarea Neuro-motorie. Editura medicală București. 2001.
- [26] Riva G . Virtual reality in paraplegia: A VR-enhanced orthopaedic appliance for walking and rehabilitation. *Stud Health Technol Inform.* 1998;298:209–18.
- [27] Saltuari L. Efficiency of Lokomat training in stroke patients [abstract]. 3rd Joint Congress of Swiss Society of Neurorehabilitation, Austrian Society of Neurorehabilitation, German Society for Neurological Rehabilitation and 1st Regional Meeting of World Federation for NeuroRehabilitation in association with German Speaking Medical Society for Paraplegia in Neurol Rehab. 2004;10(4):169–78.
- [28] S. K. Banalaa, A. Kulpe, and S. K. Agrawal, “A Powered Leg Orthosis for Gait Rehabilitation of Motor Impaired Patients”, *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2007. (Also ICORR 2007)
- [29] S. K. Banala, S. H. Kim, S. K. Agrawal, and J. P. Scholz, “Robot Assisted Gait Training with Active Leg Exoskeleton”, under revision *IEEE Trans. on neural Systems and Rehab Engineering*, 2008.
- [30] S. K. Agrawal, S. Banala, A. Fattah, V. Sangwan, V. Krishnamoorthy, J. P. Scholz, and W. L. Hsu, “Assessment of Motion of a Swing Leg and gait Rehabilitation with a Gravity Balancing Exoskeleton”, *IEEE Trans. on Neural Systems and Rehab Engineering*, Vol. 15, No. 3, 2007, 410-420.
- [31] S. Banala, S. K. Agrawal, A. Fattah, J. P. Scholz, V. Krishnamoorthy, K. Rudolph, W. L. Hsu, “Gravity Balancing Leg Orthosis and its Performance Evaluation”, *IEEE Trans. in Robotics*, Vol. 22, No. 6, 2006, 1228-1239.
- [32] Schmidt H, Sorowka D, Hesse S, Bernhardt R. Robotic walking simulator for neurological gait rehabilitation. In: Proceedings of the Second Joint 24th Annual Conference and the Annual Fall Meeting of the Biomedical Engineering Society and Engineering in Medicine and Biology Society, Vol. 3; 2002 Oct 23–26; Houston, TX. New York: IEEE; 2004. p. 296–297.
- [33] Teixeira da Cunha Filho I, Lim PA, Qureshy H, Henson H, Monga T, Protas EJ. A comparison of regular rehabilitation and regular rehabilitation with supported treadmill ambulation training for acute stroke subjects. *J Rehabil Res Dev.* 2001;38(2):245–295.
- [34] Thomas McCracken. Noul atlas de anatomie umana. Editura Aquila. 2007.
- [35] Varna Al. Bolile osoase ale copilului. Ed. Medicala. Bucuresti. 1982.
- [36] Zinn M, Roth B, Khatib O, Salisbury JK. A new actuation approach for human friendly robot design. *Int J Robot Res.* 2004;23(4–29):379–98.

