

MINISTERUL EDUCAȚIEI ȘI ÎNVĂȚĂMÂNTULUI
UNIVERSITATEA "POLITEHNICA" DIN TIMIȘOARA
FACULTATEA DE ELECTRONICĂ ȘI TELECOMUNICAȚII

CONTRIBUȚII LA STUDIUL MERSULUI UMAN
PRIN MĂSURAREA UNOR VARIABILE
BIOMECANICE

Radu Florin MUNTEANU

Teza pentru obținerea titlului de
Doctor Inginer

Conducător științific :

Profesor dr. ing. Anton POLICEC

BIBLIOTECA CENTRALĂ
UNIVERSITATEA "POLITEHNICA"
TIMIȘOARA

613.450
366 B

Timișoara, 1997

Pentru Laura și Mirela

PREFAȚĂ

Interesul pentru studiul mișcării dezvoltate de sistemele motorii biologice a crescut în mod constant în ultimii ani. Acest interes a fost stimulat de apariția unor noi senzori pentru prelevarea informației primare, de crearea unor sisteme de măsurare cu performanțe ridicate și de o adevărată explozie a tehnicii de calcul.

Un obiect esențial de studiu pentru mai multe discipline medicale și tehnice îl constituie mersul uman. Mersul este cel mai comun proces de mișcare uman. Este una din cele mai dificile sarcini motorii care trebuie învățată, dar odată învățată devine aproape subconștientă.

Rezultatele obținute prin cercetarea mersului uman au condus la progres în medicina sportivă, medicina de recuperare motorie, protezarea unor deficiențe locomotorii, construcția de roboți.

Autorul a început cercetările în domeniul studiului mișcării umane în 1984, ca membru al colectivului de cercetare condus de Domnul Profesor dr. ing. Anton Policec. Autorul a participat la elaborarea unor sisteme pentru explorarea tremurului fiziologic al mâinii și determinare a coordonării mișcărilor, în cadrul unor contracte de cercetare cu Centrul de Medicină Aeronautică din București.

În intervalul 1 octombrie 1993 - 31 ianuarie 1994 autorul a beneficiat de o bursă a Guvernului Francez la Universitatea Paris XI, Laboratoire d'Informatique pour la Mecanique et les Sciences de l'Ingénieur și apoi la Hôpital Raymond Poincaré, Laboratoire du Service de Rééducation Neurologique, condus de Domnul Profesor Bernard Bussel, unde a întreprins cercetări în domeniul analizei mișcării și locoțiției la om. Rezultatele sunt publicate într-un memoriu de stagiu.

În intervalul 25.05.1994 - 25.01.1995 autorul a beneficiat de o bursă a Centrului Internațional pentru Studenți și Stagiari (C.I.E.S.) din Franța, finanțată de Gitech Robotique din Toulouse, la Université Paris VI, Hôpital Raymond Poincaré, Laboratoire du Service de Rééducation Neurologique, pentru cercetarea comparativă a locoțiției normale și patologice la om prin măsurarea reacțiunii în sol. Cu această ocazie autorul a participat împreună cu colectivul condus de Domnul Profesor Bernard Bussel la două manifestări științifice și a comunicat rezultatele cercetărilor într-un memoriu de stagiu.

În 1996 autorul a continuat cercetările printr-un grant acordat de C.N.C.S.U., cu tema "Analiza mersului la om prin măsurarea unor variabile biomecanice", în calitate de director.

Această lucrare abordează evaluarea cantitativă a mersului uman prin măsurarea unor variabile biomecanice cu o platformă de forță. Autorul elaborează și aplică mai multe metode de analiză pentru diferențierea unor aspecte cantitative și calitative ale mersului normal și patologic.

Capitolul 1 prezintă în sinteză structura și funcțiile aparatului locomotor, componentele de bază și funcțiile sistemului osteo-articular și sistemului neuromuscular, elemente privind sensibilitatea proprioceptivă și căile de transmisie a propriocepției kinestezice, centri motori superiori care participă la actul de mișcare și mecanismele de control neuro-musculare. Se fac referiri la unele elemente privind patologia aparatului locomotor și unele metode de investigare prin măsurarea tonusului muscular și a reflexelor osteo-tendinoase precum și măsurarea tremurului muscular (Policec și Munteanu, 1985). Capitolul se încheie cu un sumar despre sistemul de mișcare uman.

Capitolul 2 se referă la metodele de măsurare și descriere a mersului uman. Sunt sintetizate caracteristicile esențiale ale mersului uman, metodele de măsurare a parametrilor dimensionali și temporali ai pasului, metodele de măsurare cinematice directe și prin imagini, metodele de măsurare cinetice, modele biomecanice utilizate în studiul mersului uman. Se discută studiul mersului prin electromiografie kinesiologică cu principalele elemente care intervin : analiza cantitativă a electromiogramei fazice, normalizarea electromiogramelor și reducerea complexității semnalului. Se sintetizează preocupări recente privind studiul mersului prin rețele neuronale și măsurarea stabilității dinamice a mersului. Se descrie un sistem original de măsurare a forței de reacțiune în sol realizat în Laboratorul de instrumentație biomedicală al facultății noastre (Policec și Munteanu, 1996).

Capitolul 3 abordează analiza cantitativă a datelor biomecanice. Se descrie sprijinul pe un picior în timpul mersului prin mai multe metode : puncte și parametri esențiali, funcții normalizate, diagrame de vectori. Se prezintă un demers de evaluare a simetriei mersului uman pe baza înregistrării variabilelor biomecanice pentru sprijinul pe piciorul stâng și drept, la același subiect. Se evidențiază contribuțiile autorului la dezvoltarea acestor metode, din care o parte sunt publicate. Autorul elaborează un protocol experimental specific pentru subiecții cu deficiențe locomotorii, care este aplicat și la subiecți normali în scop de comparație. Se discută structura programelor de calcul elaborate de autor pentru prelucrarea variabilelor înregistrate. Pe baza rezultatelor experimentale se compară sprijinul la subiecți normali cu sprijinul la subiecți cu hemiplegie și se trag concluzii.

Capitolul 4 abordează analiza Fourier a forței de reacțiune în sol. Se propune aplicarea unei metode generale pentru calculul coeficienților Fourier, care elimină anumite restricții aplicate datelor experimentale. Se discută modalitățile de construire a unei funcții periodice pentru descrierea unui sprijin sau a unui ciclu complet de mers. Autorul elaborează programe de calcul pentru analiza conținutului de armonici al unei realizări, analiza ansamblului statistic al coeficienților Fourier și propune o metodă pentru separarea unor fenomene oscilante din datele înregistrate pentru subiecți cu o afecțiune locomotorie. Pe baza rezultatelor experimentale se discută numărul esențial de armonici pentru reconstrucția funcției de timp a componentelor forței de reacțiune în sol pornind de la seria coeficienților Fourier. Se evaluează variabilitatea coeficienților pentru înregistrări succesive ale sprijinului unui același subiect. Autorul discută separarea unor fenomene oscilante în componentele forței de reacțiune în sol pentru subiecți afectați de hemiplegie.

Capitolul 5 se referă la o metodă originală de modelare experimentală a forței de reacțiune în sol (Munteanu, 1996). Se elaborează un model neliniar pentru derivatele componentelor forței de reacțiune pe o bază de funcții gaussiene. Se aproximează datele prin metoda celor mai mici pătrate, utilizând schema de

convergență Levenberg-Marquardt. Autorul elaborează programele de calcul necesare. Se aplică modelul la componentele forței de reacțiune în sol pentru subiecți normali și subiecți afectați de hemiplegie. Se discută rezultatele obținute și se arată o serie de avantaje ale modelului propus de autor.

Capitolul 6 sintetizează concluziile demersului expus pe parcursul acestei lucrări, evidențiază contribuțiile originale ale autorului pentru fiecare din subiectele abordate, lăsând în același timp drum deschis pentru cercetări viitoare ale mersului uman prin corelarea rezultatelor obținute cu date obținute pe alte canale de investigare (achiziție de imagini, de semnale electromiografice).

Anexele documentează realizarea sistemului de măsurare a reacțiunii în sol, sistem funcțional în laboratorul de electronică medicală al facultății. Toate programele de calcul la care se fac referiri în lucrare au fost scrise de autor. Astfel, programele care deserveșc sistemul au fost scrise în Pascal 7.0. Programele de prelucrare utilizate în Laboratorul de analiză a mișcării, Hôpital Raymond Poincaré din Garches, Franța au fost scrise sub Origin 3.5.

Mulțumiri

Sunt recunoscător Domnului Profesor Doctor Inginer Anton Policec pentru formarea mea ca cercetător, pentru deschiderea spre acest domeniu interdisciplinar și pentru conducerea pașilor mei pe drumul reflectat de elaborarea acestei lucrări.

Mulțumesc Domnului Profesor Doctor Inginer Eugen Pop pentru încrederea acordată la începutul activității mele de doctorand.

Adresez mulțumiri Domnului Profesor Doctor Bernard Bussel pentru coordonarea activității mele de cercetare pe parcursul stagiilor desfășurate în Laboratorul de analiză a mișcării condus de Domnia Sa, Doamnei Doctor Agnes Roby-Brami, cercetător INSERM, pentru sprijinul pe care mi l-a acordat în activitățile de documentare și cercetare, precum și colectivului din laborator, cu care am colaborat.

Mulțumesc pentru bursa acordată ca Bursier al Guvernului Francez și pentru susținerea de către Gitech Robotique, Toulouse a continuării acestor cercetări.

Mulțumesc Conducerii Facultății de Electronică și Telecomunicații și colegilor din facultate, care m-au încurajat și ajutat pentru parcurgerea acestui traseu.

Sunt recunoscător familiei mele, soției și fiicei mele pe care le-am simțit alături chiar și în clipele în care mi-au creat starea de izolare necesară pentru înfăptuirea acestui modest act de creație.

Timișoara, 10.04.1997

Radu Munteanu

CUPRINS

1. APARATUL LOCOMOTOR : STRUCTURĂ, FUNCȚII, PATOLOGIE	1
1.1. Componentele de bază și funcțiile sistemului osteo-articular	1
1.2. Componentele de bază și funcțiile sistemului neuro-muscular	2
1.2.1. Sistemul muscular	2
1.2.2. Con tracția musculară.....	3
1.2.3. Inervația motorie.....	4
1.3. Sensibilitatea proprioceptivă.....	4
1.3.1. Receptorii articulari.....	4
1.3.2. Receptorii musculo-tendinoși	4
1.3.3. Căile de transmisie a propriocepției kinestezice.....	6
1.4. Analizatorul vestibular	6
1.4.1. Labirintul membranos	6
1.4.2. Căile de transmisie vestibulară	6
1.5. Centrii motori superiori și mecanisme de control neuro- musculare.....	7
1.6. Patologia aparatului locomotor și metode de investigare.....	10
1.6.1. Afecțiuni ale aparatului locomotor	10
1.6.2. Măsurarea tonusului muscular și a reflexelor osteo- tendinoase	11
1.6.3. Măsurarea tremurului muscular	12
1.7. Sumar despre sistemul de mișcare uman.....	12
2. MERSUL UMAN : MĂSURARE, DESCRIERE	14
2.1. Caracteristicile esențiale ale mersului uman.....	14
2.2. Măsurarea parametrilor dimensionali și temporali ai pasului.....	16
2.3. Metode de măsurare cinematice.....	18
2.3.1. Sistemul de referință spațial absolut	18
2.3.2. Măsurarea directă a unor variabile cinematice.....	19
2.3.3. Măsurarea unor variabile cinematice prin imagini	19
2.4. Metode de măsurare cinetice	20
2.4.1. Măsurări antropometrice	20
2.4.2. Măsurarea forței de reacțiune în sol.....	20
2.5. Sistemul de măsurare a forței de reacțiune în sol	21
2.6.1. Platforma de forță	22
2.6.2. Circuitul electronic.....	25
2.6.3. Funcțiile sistemului de calcul.....	26
2.7. Modele biomecanice utilizate în studiul mersului uman	27
2.7.1. Modele biomecanice ale corpului uman.....	27
2.7.2. Modele aplicate în stimularea neuromusculară funcțională.....	28
2.8. Studiul mersului prin electromiografie kinesiologică	30
2.8.1. Electromiografia kinesiologică	30
2.8.2. Analiza cantitativă a electromiogramei fazice.....	31
2.8.3. Normalizarea electromiogramelor	32
2.8.4. Reducerea complexității semnalului	32

2.9. Studiul mersului prin rețele neuronale	33
2.10. Măsurarea stabilității dinamice a mersului	33
2.11. Concluzii	34
3. ANALIZA CANTITATIVĂ A DATELOR BIOMECHANICE	35
3.1. Protocolul experimental.....	35
3.2. Descrierea sprijinului prin puncte esențiale.....	36
3.3. Descrierea unui sprijin prin funcții normalizate	41
3.4. Simetria mersului	45
3.5. Descrierea sintetica a mersului prin tehnica diagramei de vectori.....	47
3.6. Programele de calcul	48
3.7. Rezultate	55
3.8. Concluzii.....	67
4. ANALIZA FOURIER A FORȚEI DE REACȚIUNE ÎN SOL.....	69
4.1. Metoda de analiză.....	69
4.2. Seriile Fourier ale reacțiunii în sol.....	73
4.3. Descrierea unui ciclu complet prin funcții periodice	74
4.4. Programul de calcul.....	75
4.5. Rezultate	76
4.6. Concluzii.....	85
5. MODELAREA FORȚEI DE REACȚIUNE ÎN SOL	87
5.1. Metoda Levenberg-Marquardt	87
5.2. Alegerea modelului	89
5.3. Programul de calcul.....	90
5.4. Rezultate experimentale.....	91
5.5. Concluzii.....	97
6. CONCLUZII	99
BIBLIOGRAFIE	105
ANEXA 1	115
ANEXA 2	120
ANEXA 3	134

1. APARATUL LOCOMOTOR : STRUCTURĂ, FUNCȚII, PATOLOGIE

Corpul omenesc își dezvoltă un dispozitiv de postură și mișcare, adecvat activităților sale complexe de interacțiune cu mediul înconjurător, cunoscut sub denumirea de aparat locomotor. Acest concept se referă la dispozitivul menționat, privit ca o unitate ale cărei componente nu pot fi separate din punct de vedere funcțional.

Aparatul locomotor este alcătuit din următoarele componente (Hăulică, 1989) :

- sistemul osteo-articular este structura de susținere a aparatului locomotor;
- sistemul neuro-muscular cuprinde sistemul nervos ca structură de comandă și control, precum și ansamblul structurilor musculare ca elemente de execuție.

Aparatul locomotor îndeplinește funcțiile de postură (menținerea corpului într-o anumită poziție), mișcare a unui segment de corp sau a corpului în ansamblu, prin interacțiunea funcțională a acestor elemente.

1.1. Componentele de bază și funcțiile sistemului osteo-articular

Sistemul osteo-articular (Rehab.Eng.,1993; Hăulică,1989) reprezintă structura de susținere a aparatului locomotor și este alcătuit din peste 200 de oase legate prin articulații. Structura de bază a scheletului se compune din coloana vertebrală, care susține cutia toracică și cutia craniană, membrele superioare și membrele inferioare, care sunt legate de coloană prin centura scapulară, respectiv centura pelviană.

Oasele condiționează morfologia și asigură rigiditatea întregului corp. Principala funcție a osului compact este cea de susținere și pârghie mecanică pentru realizarea locomoției. Unele oase au rol de protecție pentru importante organe interne (cum este creierul). Oasele sunt supuse unor solicitări mecanice de compresiune, tracțiune, încovoiere, torsiune sau forfecare. Eforturile exercitate pe direcții paralele la liniile de forță ale structurilor osoase sunt factori mecanici necesari pentru viabilitatea osului. Astfel, există presiuni favorabile formării osului, cu valori între 8 și 15 kg/cm², peste care influențele devin nefavorabile și distructive.

Oasele compacte sunt asamblate prin articulații constituite din cartilaje articulare cu proprietăți de compresibilitate, elasticitate și porozitate, precum și elemente anexe, care realizează o mai bună adaptare a extremităților osoase. Articulațiile se clasifică în funcție de mobilitate în artrodii, cu mobilitate mai mare și amfiartroze, cu mobilitate mai redusă (articulații semimobile), precum și în funcție de gradul de libertate a mișcărilor, proporțional cu numărul axelor de rotație : articulații uniaxiale (plane sau cilindroide, de ex. articulația cotului), articulații biaxiale (elipsoide și selare), la care mișcarea se execută în două plane ortogonale (flexie-extensie și lateralitate), articulații pluriaxiale (sferoidale sau anartroze), la care rotația este permisă în orice plan (de ex. articulația scapulo-humerală, coxo-femurală).

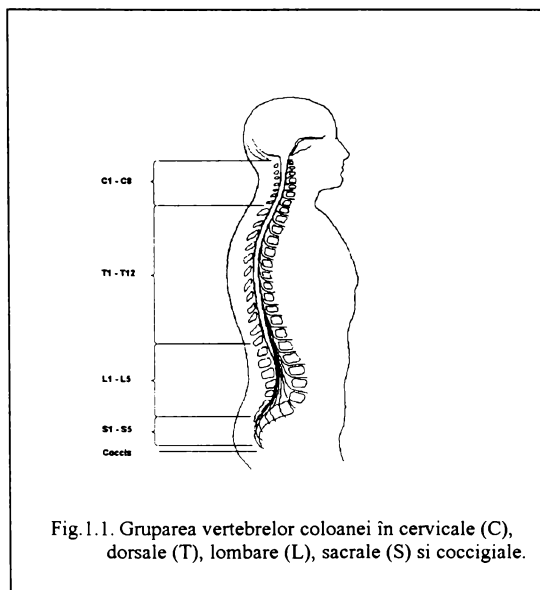


Fig.1.1. Gruparea vertebrelor coloanei în cervicale (C), dorsale (T), lombare (L), sacrale (S) și coccigiale.

Coloana vertebrală constă dintr-o succesiune de oase scurte (vertebre) și se leagă jos la centura pelviană, iar sus la cutia craniană. Vertebrelor sunt grupate în vertebre cervicale, dorsale, lombare, sacrale și coccigiale (fig.1.1). Corpurile vertebrelor sunt separate prin discuri intervertebrale și sunt legate prin ligamente și țesut elastic de legătură plasat transversal între vertebre adiacente, precum și longitudinal, traversând mai multe vertebre. Întreaga structură reprezintă un suport relativ solid al corpului, oferind în același timp elasticitate și mobilitate.

1.2. Componentele de bază și funcțiile sistemului neuro-muscular

Sistemul neuro-muscular (Rehab.Eng.,1993; Hăulică,1989) este alcătuit din ansamblul structurilor musculare și formațiunilor nervoase atașate lor. În acest ansamblu, mușchii sunt organele efectoare, iar formațiunile nervoase periferice sunt căile prin care sistemul nervos central transmite comenzi la mușchi și primește semnale de la receptori.

1.2.1. Sistemul muscular

Mușchii reprezintă organe anatomic care se pot contracta (scurta) sub acțiunea unui stimul. Contractia fiziologică voluntară este produsă de stimuli nervoși provenind de la sistemul nervos central. Mușchii voluntari sunt în general conectați la structuri ale scheletului pentru a produce mișcare (mușchi scheletici sau striați).

Mușchiul scheletic este constituit din fibre musculare. Fibră musculară prezintă un aparat contractil specific. Se remarcă existența a două categorii de fibre musculare:

- fibre lente ("slow muscle fibers"), rezistente la eforturi de lungă durată, implicate în activitatea posturală ;
- fibre rapide ("twitch fibers"), cu un bogat aparat fibrilar, ceea ce permite o contracție mai promptă, dar cu instalare rapidă a oboselii.

Mușchiul scheletic cuprinde atât fibre lente cât și fibre rapide aranjate în fascicule și închise de o membrană. Mușchii scheletici sunt legați de oase printr-un țesut non contractil denumit tendon.

Mușchii se clasifică în funcție de formă în lungi, scurți și plați, în funcție de aranjamentul fibrelor față de tendon în fusiformi, penați, bipenați, inelari, precum și în funcție de numărul tendoanelor la una din extremități în monoceps, biceps, triceps și quadriceps.

Mușchii monoarticulari își extind acțiunea peste o singură articulație, iar mușchii biarticulari își extind acțiunea la două articulații vecine.

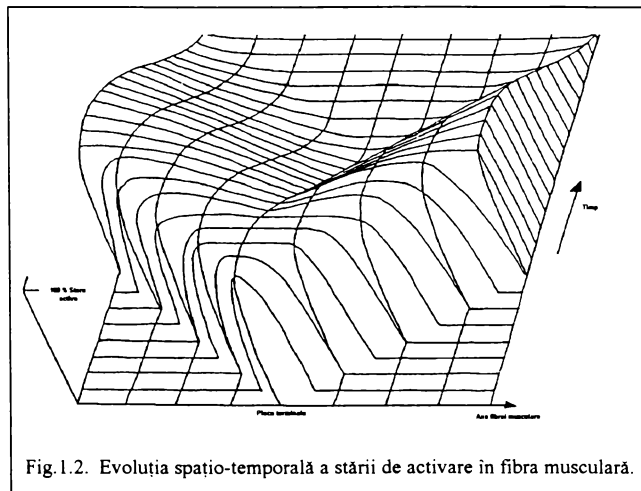
Sistemul muscular cuprinde următoarele grupe: mușchii capului, mușchii gâtului, mușchii trunchiului, mușchii membrelor superioare, mușchii membrelor inferioare.

1.2.2. Con tracția musculară

Unitatea funcțională a mușchiului este reprezentată de unitatea motorie. Ea se compune din fibrele musculare inervate de o aceeași fibră nervoasă motorie. La stimulare, unitatea motorie răspunde prin contracția sincronă a fibrelor musculare care o compun. În mușchi fibrele diverselor unități motorii se întrepătrund. Secusa este unitatea de acțiune musculară și reprezintă răspunsul mecanic al unei unități motorii la aplicarea unui stimul singular.

Având în vedere structura internă a mușchiului, mai multe elemente caracterizate prin proprietăți elastice și vâscoase se interpun între elementele contractile (miofibrile) și extremitățile mușchiului. Forța măsurată la extremități în timpul contracției este corelată, dar nu egală cu suma forțelor produse de miofibrile. Forța dezvoltată este dependentă de aspecte temporale și de lungimea mușchiului. Astfel, activarea miofibrilelor este un fenomen "tot sau nimic". Durata stării active corespunde unei frecvențe în domeniul 50 s^{-1} (fibre rapide) și 15 s^{-1} (fibre lente). Starea activă este un fenomen local, care se propagă în lungul fibrei (fig.1.2), astfel încât diferite părți ale fibrei musculare nu se află în aceeași stare de activare la un moment dat (Rehab.Eng., 1993). Forța măsurată la extremitățile mușchiului ca urmare a unui singur potențial de acțiune are forma unui clopot simetric ("the twitch").

Proprietățile de excitabilitate în impuls singular a unei structuri nerv-mușchi



- sunt redată prin curbe intensitate-durată. Manifestările electrice ale mușchiului sunt înregistrate prin tehnici EMG.

Se cunosc două mecanisme de gradare a forței mușchiului: sumarea temporală a răspunsurilor mecanice individuale la o succesiune de impulsuri caracterizate printr-o anumită rată de descărcare și recrutarea, care constă în activarea unui număr mai mare sau mai mic de unități motorii, în funcție de necesarul de efort.

Contractia musculară este izotonică, dacă este însoțită de scurtarea mușchiului, cu o păstrare a stării tonice. Contractia izometrică se produce fără modificarea lungimii, dar cu o creștere a tensiunii mușchiului. Un al treilea tip de contractie, contractia în alungire apare atunci când forța ce se opune depășește forța musculară și întinde mușchiul. Capacitatea de contractie a mușchiului este în mod specific legată de lungimea mușchiului și de viteza de scurtare.

1.2.3. Inervația motorie

Nervii motori sunt alcătuiți din fibre nervoase eferente provenite din sistemul nervos somatic cerebro-spinal, de la care sunt distribuite prin rețeaua de nervi cranieni și spinali. Fibrele nervoase motorii spinale conțin în principal două tipuri de neuroni motori :

- motoneuronii alfa inervează fibrele extrafusale din mușchi și comandă contractia musculară ;
- motoneuronii gama inervează fibrele intrafusale și controlează activarea mușchilor.

Joncțiunea neuro-musculară sau placa motorie reprezintă zona de conexiune între fibra nervoasă și fibra musculară.

1.3. Sensibilitatea proprioceptivă

Complexitatea și precizia mișcărilor este posibilă datorită sistemelor adecvate de măsurare, care transmit informație la sistemul nervos central, asupra stăcii și dinamicii corpului, precum și asupra factorilor perturbatori externi. Mecanoreceptorii aparatului locomotor sunt reuniți sub denumirea de receptori kinestezici și cuprind receptorii articulari și receptorii musculo-tendinoși (Rehab.Eng.,1993; Hăulică,1989).

1.3.1. Receptorii articulari

La nivelul articulațiilor se găsesc trei tipuri de receptori:

* Corpusculii Ruffini sunt receptori cu adaptare lentă, sensibili la schimbările de poziție, prezentând o activitate electrică spontană, frecvența descărcărilor fiind funcție de viteza și amplitudinea mișcării;

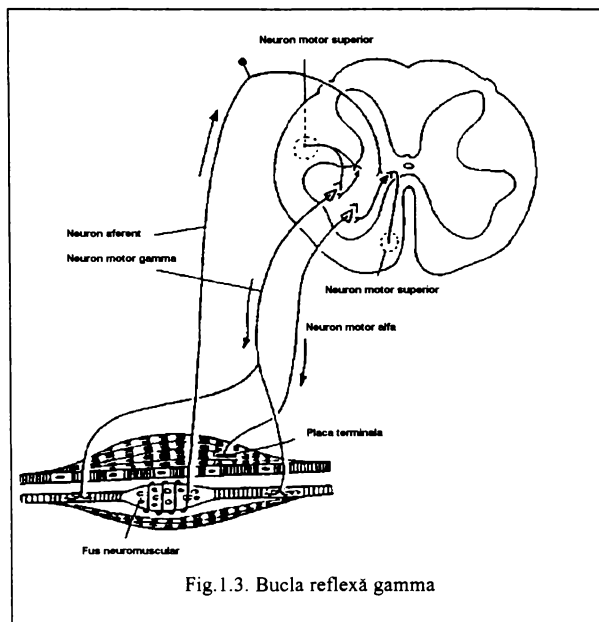
* Corpusculii Golgi sunt situați în ligamente, cu funcție apropiată de cea a corpusculilor Ruffini, fiind sensibili în special la variațiile posturale ;

* Corpusculii Pacini sunt dispuși la nivelul ligamentelor articulare, foarte sensibili la mișcări rapide și vibrații, fiind considerați detectori de accelerație (Skoglund).

1.3.2. Receptorii musculo-tendinoși

Pentru asigurarea sensibilității musculare în vederea informării diferitelor etape ale axului cerebrospinal privind starea tonică a mușchilor, a nivelului funcțional sau a unor influențe nociceptive (dureroase), atât mușchii cât și tendoanele sunt prevăzute cu două tipuri de formațiuni receptoare :

* Fusul neuro-muscular reprezintă o formațiune proprioceptoare dispusă în



paralel cu fibrele musculare striate extrafusale, conținând un număr de 2-10 fibre musculare. Sistemul de măsurare propriu-zis este echivalent unui fir elastic, prevăzut cu receptori de întindere și inervație senzitivă. Inervația primară, de conducere rapidă, atașată fibrelor cu sac nuclear, transmite informații kinestezice musculare, în special privind viteza de întindere, iar inervația secundară atașată fibrelor cu lanț nuclear, transmite informații în special privind lungimea absolută instantanee a mușchiului. Inervația motorie a fibrelor intrafusale este asigurată prin fibre nervoase eferente "gamma". Inervația motorie poate comanda întinderea firului de către fibrele intrafusale independent de starea de contracție a mușchiului, realizând astfel modificarea sensibilității de măsurare, sau poate comanda menținerea unei întinderi constante a firului, întinderea fiind realizată prin contracția mușchiului.

Bucla reflexă gamma (fig.1.3) include un motoneuron gamma, un fus neuromuscular, un neuron aferent, un neuron alfa și un mușchi voluntar (Rehab.Eng., 1993). Contracția continuă a unui mușchi depinde de bucla gamma. Controlul sensibilității fusului la întindere prin contracția fibrelor musculare intrafusale influențează calitatea intrării senzoriale de la fus la măduva spinării, deci intervine în ieșirea neuronului motor alfa. Neuronii gamma sunt stimulați de :

- fibrele nervoase de la fusul neuro-muscular;
- periferie prin stimulare cutanată ;
- conexiune directă prin sinapsă interneuronă cu neuroni gamma ;
- neuroni motori superiori din formațiunea reticulată.

* Organele tendinoase Golgi sunt mecano-receptori încapsulați, plasați în serie cu fibrele musculare și vehiculează spre axul cerebro-spinal informația kinestezică asupra variațiilor tensionale musculo-tendinoase, prin intermediul inervației aferente sensitive de conducere rapidă. Întinderea lor se produce fie printr-o contracție activă,

fie prin lungirea pasivă a mușchilui. În absența unei tensiuni în mușchi aceștia nu descarcă, dar la atingerea unei tensiuni de 100-200gf descarcă fără adaptare. Rata de descărcare este proporțională cu logaritmul tensiunii.

1.3.3. Căile de transmisie a propriocepției kinestezice

Informația kinestezică este dirijată de-a lungul axului cerebro-spinal prin calea rapidă a sensibilității superficiale tactile și profunde proprioceptive conștiente și prin calea lentă de conducere a sensibilității profunde proprioceptive inconștiente (Hăulică, 1989).

Calea sensibilității mio-artro-kinetice conștiente conține patru neuroni. Ea culege informații de la nivelul receptorilor și le transmite la nivelul cortexului. O parte a sensibilității proprioceptive conștiente face sinapsă în nucleul Von Monakov bulbar fiind deviată spre cerebel.

Calea sensibilității mio-kinetice inconștiente conține trei neuroni. Informațiile privind întinderea musculo-tendinoasă sunt transmise la nivelul paleocerebelului, considerat un veritabil creier proprioceptiv.

1.4. Analizatorul vestibular

Analizatorul vestibular (Hăulică, 1989) este un sistem implicat în activitățile de postură, echilibru și orientare a corpului în spațiu, constituit din trei elemente :

- elementul periferic de recepționare a stimulilor specifici, reprezentat de labirint ;
- elementul de conducere a informației vestibulare, reprezentat de filetele nervului vestibular și alte conexiuni cortico-subcorticale ;
- elementul de integrare și decizie reprezentat de unele zone ale axului cerebro-spinal.

1.4.1. Labirintul membranos

Labirintul este situat într-o cavitate a stâncii temporalului și este compus din canale semicirculare și organe otolitice.

Cele trei canale semicirculare (lateral, anterior și posterior) sunt dispuse în trei planuri ortogonale, extremitățile lor comunicând cu organele otolitice. La apariția unei accelerații angulare în planul unui canal semicircular, mobilizarea lichidului endolimfatic derermină stimularea mecanică a formațiunii receptoare atașate canalului. Revenirea la poziția de repaus este lentă, justificând durata lungă a răspunsurilor vestibulare. Pornind de la un model mecanic al canalelor semicirculare se poate obține un model matematic (Teodorescu, 1978).

Organele otolitice sunt stimulate eficace prin accelerații rectilinii.

1.4.2. Căile de transmisie vestibulară

Receptorii labirintici sunt în conexiune cu fibre aferente ale nervului vestibular. Fibrele axonale ale nervului vestibular se distribuie la nivelul unor nuclei ai trunchiului cerebral și cerebelului. De la acești nuclei pleacă legături la paleocerebel, trunchi cerebral, tuberculii cuadrigemeni, talamus și maduvă. Multitudinea căilor de transmisie și a centrilor nervoși implicați în funcționarea analizatorului vestibular explică dificultățile de explorare și diagnostic ale diverselor sindroame vestibulare, cât și a mecanismelor sale de recepționare și transmitere a informației.

1.5. Centrii motori superiori și mecanisme de control neuro-musculare

Sistemul efector este reprezentat la nivel cortical de sistemul piramidal și cel extrapiramidal (Hăulică, 1989).

* Sistemul piramidal transmite comenzi motorii voluntare, cu sediul în ariile cortexului motor și în celulele piramidale ale cortexului, la motoneuronii medulari alfa și gama, direct, sau prin neuron intercalar. Sistemul piramidal constituie calea fundamentală pentru activitatea motorie voluntară.

* Sistemul extrapiramidal este un sistem multineuronal, care conține centri motori și circuite extrapiramidale conectate indirect la motoneuronii medulari, prin multiple relee sinaptice și realizează coordonarea mișcărilor, care presupun integrarea mai multor sisteme, de exemplu menținerea posturii.

Cele două sisteme colaborează strâns pentru execuția mișcărilor și au la bază formațiunile motorii prezentate mai jos :

* Cortexul motor este format din arii ale cortexului implicate în declanșarea diverselor acte motorii, asigurând elaborarea, memorarea și controlul înlănțuirii acestora, pentru realizarea mișcărilor precise și fine, cât și a celor semivoluntare, sau automate, reflexe și posturale. Cortexul motor cuprinde aria motricității voluntare, aria motricității semivoluntare, arii de coordonare cortico-cerebeloase și arii psiho-motorii.

* Formațiunile motorii subcorticale sunt implicate în menținerea, ajustarea, precizia, durata și amplitudinea actelor motorii și cuprind :

- nucleii cenușii centrali sunt implicați în controlul majorității mișcărilor corporale inconștiente, stereotipice, complexe semivoluntare, postură ;
- trunchiul cerebral cuprinde bulbul, puntea și mezencefalul și este implicat în activitatea motorie reflexă, integrarea neuro-motorie în legătură cu căile reflexe vizuale și auditive, reglarea reflexă posturală.

* Cerebelul este o formațiune plasată în derivație cu axul cerebrospinal, care participă la diverse activități motorii de postură, echilibru, activitate tonică și coordonare a mișcărilor. Cerebelul cuprinde 3 sisteme :

- arhicerebelul este creierul vestibular, fiind considerat ca centru al echilibrului gravitațional, prin participarea sa la coordonarea reflexelor de redresare labirintice și statokinetice ;
- paleocerebelul este creierul proprioceptiv, prin implicarea sa în reglarea tonusului muscular, a contracției musculare de echilibru, de compensare oportună a stăruirii bipede, sau a altor atitudini posturale ;
- neocerebelul este dispozitivul regulator și coordonator al mișcărilor în general și în particular cele ale extremităților.

Cerebelul îndeplinește următoarele funcții principale :

- amortizare a mișcării, prin declanșarea mușchilor antagoniști ;
- previziune a poziției părților corpului în fiecare moment al mișcării ;
- echilibrare pentru menținerea poziției verticale a corpului.

* Măduva spinării este sediul căilor finale ale sistemelor piramidale și extrapiramidale, conectate la rețeaua motorie periferică a neuronilor alfa și gama.

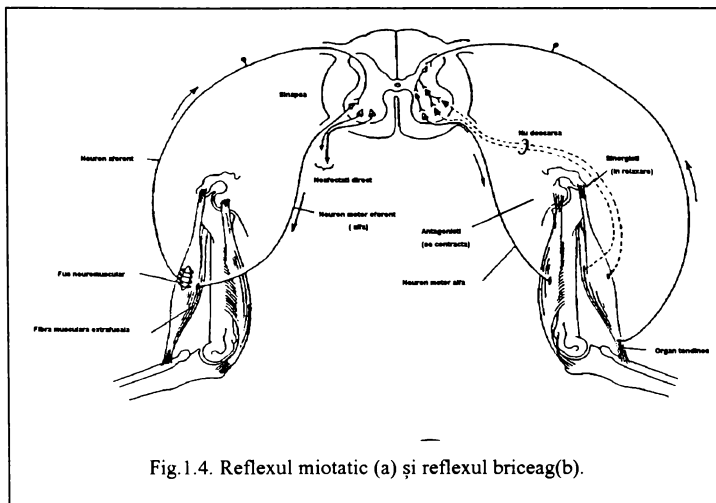


Fig.1.4. Reflexul miotatic (a) și reflexul briceag(b).

Mecanismele de control neuro-muscular sunt de tip involuntar sau voluntar.

Actul reflex este răspunsul involuntar al organismului la un stimul senzorial. Ansamblul neuronal implicat în realizarea unui act reflex poartă numele de arc reflex. Cel mai simplu arc reflex este format din doi neuroni, unul senzitiv cu corpul celular în ganglionul spinal și altul motor cu sediul în coarnele anterioare ale măduvei spinării. Răspunsul reflex al acestui arc se denumește reflex monosinaptic.

Reflexul de întindere sau miotatic (fig.1.4.a) reprezintă un reflex osteo-tendinos ce produce contractia unui mușchi ca urmare a întinderii lui (Rehab.Eng.,1993). Reflexele miotatice participă la menținerea tonusului postural. Se mai numesc și reflexe antigravitaționale.

Reflexele care prezintă mai multe sinapse interneuronale se denumesc polisinpactice. Din această categorie fac parte reflexele segmentare și intersegmentare.

Reflexul "briceag" (fig.1.4.b) este un reflex multisinaptic care constă în relaxarea bruscă a mușchiului dacă tensiunea crește foarte mult. Reflexul își are originea în organele tendinoase, care răspund la o tensiune mare prin descărcare.

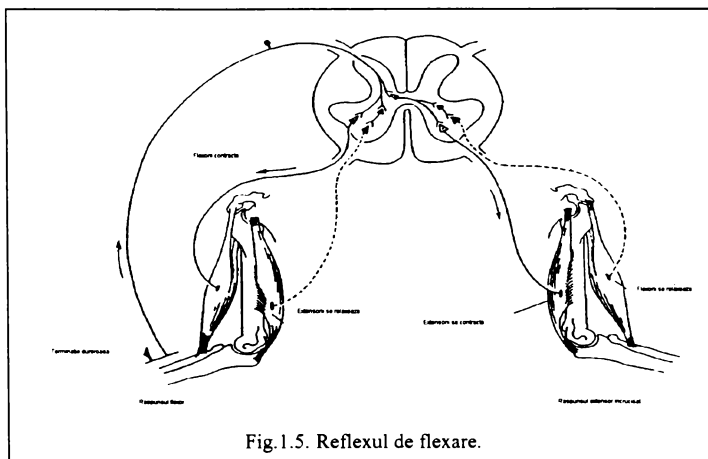


Fig.1.5. Reflexul de flexare.

Reflexul determină inhibarea mușchiului întins și a sinergicilor și facilitarea antagoniștilor.

Un alt reflex segmentar este reflexul de flexiune (fig.1.5), care este un reflex exteroceptiv de apărare, de retragere prin flectare a segmentului de membru excitat de către un stimul nociv (Rehab.Eng.,1993). Arcul reflex conține în plus cel puțin un neuron intercalar.

Aplicarea excitantului nociceptiv determină contracția mușchilor flexori și inhibiția extensorilor membrului agresionat. Este acompaniat de extensia membrului contralateral.

Un exemplu de reflex intersegmentar este reflexul de pășire.

Mișcările voluntare stabile, bine reglate, ale extremităților umane reprezintă un proces multinivel sensorialo-motor. În fig.1.6 se prezintă schema simplificată a componentelor senzoriale și motorii ale sistemului de mișcare (Solomonow, 1984). Din punct de vedere anatomic decizia de a declanșa o astfel de mișcare este inițiată în cortexul motor bazată pe integrarea panoramică a tuturor intrărilor senzoriale, care implică subiectul uman și poziția sa față de mediu. Corelațiile neurologice ale acestor decizii de mișcare sunt transmise de-a lungul măduvei spinării la nivelul executor al neuronilor motori.

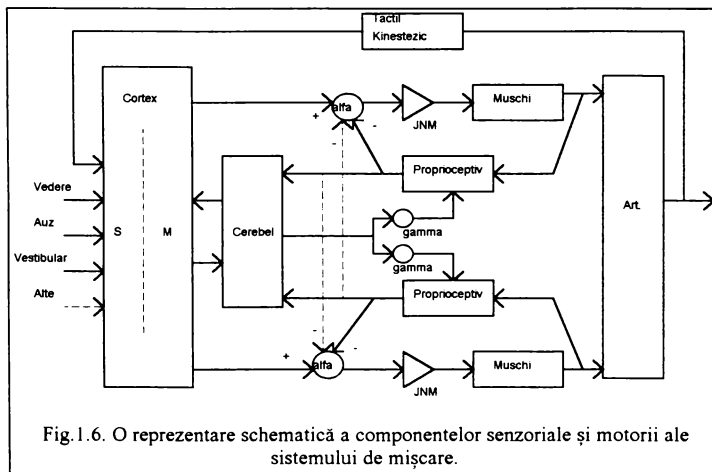


Fig.1.6. O reprezentare schematică a componentelor senzoriale și motorii ale sistemului de mișcare.

Simultan și în paralel sunt activate mai multe bucle senzorialo-motorii în cerebel, trunchiul cerebral și măduva spinării într-o manieră ierarhică. Bucla senzorialo-motorie de nivelul cel mai scăzut constă dintr-o unitate motorie și receptorii proprioceptivi asociați. O buclă reflexă de nivel mai înalt constă din proiecția ascendentă a aceleiași informații proprioceptive la cerebel, care acționează pe baza ei, via căile efectoare directe ale nucleilor formațiunii reticulate și a neuronilor motori gamma pentru reglarea sensibilității fusurilor musculare. Această buclă reflexă este capabilă de a iniția, sau de a modifica mișcarea fără intervenția directă, voluntară a cortexului motor.

O buclă adițională reflexă senzorialo-motorie constă dintr-o altă proiecție a informației proprioceptive la mușchii antagoniști, care își pot modifica starea de

contractie. Nu se cunosc proiecții ale informației proprioceptive la cortexul senzorial, accentuând rolul reflex, subconștient al acestui simț.

Următoarele două bucle senzotialo-motorii sunt constituite pe baza informației de percepție tactilă (atingere, presiune, temperatură, durere, textură, vibrații) și kinestezică (unghiul articulației). Rangul inferior între cele două este reflex, datorită proiecției receptorului de durere și temperatură pe neuronii motori ai măduvei spinării, ca un acces de urgență cu reacție rapidă pentru mișcări de retragere față de stimulul vătămător. Bucla de nivel mai înalt proiectează informația tactilă și kinestezică la cortexul senzorial, via trunchiul cerebral și talamus, pentru percepție, pentru integrare cu alte simțuri (vedere, auz, echilibru) și pentru o posibilă modificare voluntară a stării curente a membrilor.

În concluzie, se poate menționa, din punct de vedere fiziologic, existența a cinci procese de mișcare distincte și interactive pe două niveluri, la inițierea și în timpul mișcării.

La nivelul mușchiului, caracteristicile de lungime și forță sunt guvernate de :

- 1) rata de descărcare a potențialului de acțiune la unitățile motorii individuale ;
- 2) recrutarea unor grupări de unități motorii ale mușchiului în funcție de dimensiunea lor ;
- 3) feedback-ul proprioceptiv.

La nivelul articulației mișcarea, caracterizată prin deplasări unghiulare și cuplu (amândouă reglate în condițiile de variație a încărcării), se obține prin :

- 1) sinergia perechii musculare agoniste-antagoniste ;
- 2) feedback-ul kinestezic și tactil.

1.6. Patologia aparatului locomotor și metode de investigare

1.6.1. Afecțiuni ale aparatului locomotor

Leziuni ale măduvei spinării (Rehab. Eng., 1993) apar în afecțiuni ca :

- tabes dorsalis (ataxie locomotorie), caracterizată prin degenerarea coloanei posterioare la nivel toracic ;
 - siringomielia, caracterizată prin cavitație în jurul canalului central în zona cervicală a măduvei;
 - scleroza laterală amiotrofică, caracterizată prin degenerarea celulelor motorii din măduva spinării, trunchi cerebral și cortex ;
 - poliomielite, caracterizată prin leziuni ale celulelor din cornii ventrali și rădăcinilor nervilor ventrali ;
 - sindromul Brown-Séguard, caracterizat prin hemiseccionarea măduvei, însoțită de paralizii musculare sub nivelul leziunii pe aceeași parte și alterarea sensibilității cutanate bilaterale;
 - paraplegia sau secționarea măduvei spinării, însoțită imediat de simptome cum ar fi : absența activității musculare voluntare și activității reflexe somatice și viscerale în corp sub nivelul leziunii, absența totală a sensibilității corpului sub nivelul leziunii, șoc spinal cu o durată de 2 la 3 săptămâni. În timp, porțiunea distală a măduvei spinării secționată începe să funcționeze independent (autonom), în următoarea secvență :
- 1) activitate reflexă minimală;
 - 2) activitate superficială reflexă de flexare;
 - 3) alternare între activitate spastică de flexie și extensie;
 - 4) domină activitatea reflexă de extensie profundă.

Traumele spinale se manifestă prin întreruperea sub nivelul leziunii a neuronilor care transportă impulsuri motorii spre mușchii inervați și a neuronilor care transportă impulsuri senzitive de sub nivelul leziunii spre creier. O leziune severă provoacă paralizia totală și pierderea completă a sensibilității sub nivelul leziunii.

Afecțiuni ale nervilor periferici se manifestă prin slăbirea mușchilor inervați și pierderea sensibilității într-o anumită arie a pielii.

Accidentele vasculare intracraniene nu reprezintă o afecțiune neurologică propriu-zisă, țesutul nervos este distrus ca rezultat al unui accident afectând vasele de sânge, care transportă oxigen la acel țesut.

Parkinsonismul este o boală degenerativă care afectează ganglionii bazali și este cauza unui număr de sindroame extrapiramidale. Simptome majore ale parkinsonismului sunt : tremor, rigiditate musculară și akinezie (incapacitatea de a iniția mișcări sau de a le executa suficient de rapid).

Hemiplegia este o perturbare motorie produsă de o leziune unilaterală a căii motorii principale la nivelul motoneuronului central. Leziunea cauzează un deficit motor controlateral, caracterizat de control selectiv rezidual, spasticitate și răspuns muscular stereotip. După o hemiplegie completă, pacientul arată o reapariție progresivă a reflexului de întindere în prima sau a doua săptămână, cu o creștere marcantă în primele trei luni și restabilirea performanței motorii voluntare în primele șase luni. În acest timp reflexul de întindere scade la valori normale. Recuperarea activității motorii normale este mai întârziată pentru zona superioară.

Se mai pot menționa malformațiile măduvei sau creierului, boli de demielinizare cu forma cea mai comună scleroza multiplă, miopatii sau distrofii musculare progresive, care sunt afecțiuni degenerative ale mușchilor, afecțiuni ale discurilor intervertebrale.

Evaluarea funcțională a deficitului motor în reeducarea neurologică (Wade, 1993) are ca scop obiectivarea deficitului, stabilirea unui protocol de reeducare motorie, precum și validarea eficienței acestuia. Tehnicile de evaluare sunt adaptate diverselor tipuri de afecțiuni (Daverat, 1993, Truelle, 1993).

1.6.2. Măsurarea tonusului muscular și a reflexelor osteo-tendinoase

Tonusul muscular reprezintă starea de contracție musculară moderată, care asigură menținerea posturii normale a organismului. Tonusul constituie o funcție reflexă medulară, coordonată de formațiunile nervoase superioare.

Cercetarea clinică a tonusului muscular se face prin palparea musculaturii, constatându-se fie diminuarea consistenței (hipotonie), fie exagerarea acesteia (hipertonie). Apoi se imprimă diverse mișcări pasive membrului subiectului. În cazul hipotoniei, aceste mișcări sunt foarte ample, în timp ce în cazul hipertoniei, la efectuarea acestor mișcări se întâmpină o rezistență, care poate să cedeze brusc, sau treptat (Șerbănescu, 1978).

Metodele cantitative de măsurare a tonusului muscular utilizează înregistrări ale potențialelor electromiografice, sau/și ale forței necesare pentru mișcarea unei extremități relaxate voluntar, într-un domeniu normal de mișcare. Rezistența la întindere pasivă a extremității este utilizată în examenele clinice de stabilire a spasticității.

Spasticitatea este un simptom neurologic complex asociat cu mai multe afecțiuni ale sistemului nervos central (Bloedel și Ebner, 1983; Perry, 1992). Spasticitatea este caracterizată prin variate grade de creștere a tonusului muscular, precum și hiperactivarea reflexelor vestibulare și spinale, datorită hiperexcitabilității motoneuronilor alfa și gamma. Manifestările hiperreflexe se pot pune în evidență clinic prin examinarea reflexelor osteotendinoase (de ex. reflexul patelar).

Amplitudinea răspunsului reflex este alterată de la o valoare de aproximativ 5% din efortul voluntar maxim în cazul unui subiect normal, până la 40% din acesta în cazul unui subiect spastic. De asemenea, se manifestă creșterea dependenței față de viteză a reflexului tonic de întindere. O alterare se manifestă și în organizarea reflexelor din punct de vedere al activării reciproce a căilor reflexe ale mușchilor agonici și antagonici.

Investigarea tonusului se face prin mișcarea pasivă a unei extremități (Kondraske et al., 1984), sau prin "testul de pendulare" (Lin și Rymer, 1991).

Analize ale mișcării pasive a extremităților au fost realizate utilizând modele liniare de ordinul doi (Badj și Bowman, 1982; Vodovnik et al. 1984), modele neliniare (Lin și Rymer, 1991), modele ale extremității spastice (Powers et al., 1988).

Obiectivarea răspunsului mecanic la declanșarea unui reflex se obține cu echipamente denumite reflexometre (Gligor, Policec et al., 1988).

1.6.3. Măsurarea tremurului muscular

Activitatea motrică rezultată prin contracție musculară voluntară este însoțită de oscilații fine involuntare, suprapuse, manifestare cunoscută sub denumirea de "tremur fiziologic".

Primele experimente pentru studiul tremurului aparțin lui Charcot (1888, 1889), care a obținut reprezentarea grafică a funcției de timp cu ajutorul unui tambur de înregistrare.

Halliday și Redfearn (1956, 1958) au fost primii care au propus explicarea tremurului fiziologic pe baza teoriei buclei de reglare, aplicată la arcul reflex de control al lungimii și tensiunii musculaturii scheletice. O serie de experimente vin în sprijinul ipotezei buclei de reglare (Lippold, 1973).

Tremurul mâinii reflectă simptome caracteristice unor boli, ca de exemplu boala Parkinson. Analiza cantitativă a tremurului reprezintă un mijloc de investigare și diagnostic clinic, de apreciere a stării fizice și psihice a subiectului.

Tremurul a fost măsurat pe o extremitate:

- în mișcare liberă (Kondraske et al., 1984;) utilizând traductoare unidirecționale (Lippold, 1970), sau bidirecționale (Kondraske., 1986; Policec, Munteanu, 1985; 1987) fără contactare,
- în mișcare sub sarcină constantă (Lippold, 1970), mușchiul dezvoltând o contracție izotonică,
- fără mișcare, în contracție izometrică,
- asociat cu înregistrarea potențialelor de acțiune musculare.

1.7. Sumar despre sistemul de mișcare uman

Aparatul locomotor este alcătuit din următoarele componente :

- sistemul osteo-articular este structura de susținere a aparatului locomotor;
- sistemul neuro-muscular cuprinde sistemul nervos ca structură de comandă și control, precum și ansamblul structurilor musculare ca elemente de execuție.

Aparatul locomotor îndeplinește funcțiile de postură (menținerea corpului într-o anumită poziție), mișcare a unui segment de corp sau a corpului în ansamblu, prin interacțiunea funcțională a acestor elemente.

Sistemul efector este reprezentat la nivel cortical de sistemul piramidal și cel extrapiramidal. Cele doua sisteme colaborează strâns pentru execuția mișcărilor și au la bază următoarele formațiuni motorii : cortexul motor, formațiunile motorii

subcorticale, cerebelul. Măduva spinării este sediul căilor finale ale sistemelor piramidale și extrapiramidale, conectate la rețeaua motorie periferică a neuronilor alfa și gama.

Mecanismele de control neuro-muscular sunt de tip involuntar sau voluntar.

Actul reflex reprezintă răspunsul involuntar al organismului la un stimul senzorial. Ansamblul neuronal implicat în realizarea unui act reflex poartă numele de arc reflex. Reflexele sunt monosinaptice sau polisinaptice, în funcție de numărul de sinapse interneuronale care intervin.

Mișcările voluntare stabile, bine reglate, ale extremităților umane reprezintă un proces multinivel sensorialo-motor.

Din punct de vedere fiziologic, se poate menționa existența a cinci procese de mișcare distincte și interactive pe două niveluri, la inițierea și în timpul mișcării.

La nivelul mușchiului, caracteristicile de lungime și forță sunt guvernate de :

- 1) rata de descărcare a potențialului de acțiune la unitățile motorii individuale ;
- 2) recrutarea unor grupări de unități motorii ale mușchiului în funcție de dimensiunea lor ;
- 3) feedback-ul proprioceptiv.

La nivelul articulației mișcarea, caracterizată prin deplasări unghiulare și cuplu (amândouă reglate în condițiile de variație a încărcării), se obține prin :

- 1) sinergia perechii musculare agoniste-antagoniste ;
- 2) feedback-ul kinestezic și tactil.

2. MERSUL UMAN : MĂSURARE, DESCRIERE

O investigație completă a mersului normal sau patologic face apel la metodele de măsurare următoare :

- metode biomecanice : cinematice, pentru determinarea deplasărilor, vitezelor și accelerațiilor segmentelor corporale ; cinetice (dinamice) pentru determinarea forțelor și momentelor exercitate asupra segmentelor corporale în timpul mersului ;
- metode electrofiziologice, pentru măsurarea activității electrice a mușchilor (EMG), care constituie un bun indice al nivelului de excitație musculară, permițând cunoașterea intensității de excitație în același timp cu secvența de activare și contribuția relativă a fiecărui grup muscular (plan de cooperare musculară) ;
- metode energetice : studiul diferitelor variabile biologice cum ar fi saturarea în oxigen, frecvența cardiacă, debitul ventilator, permit calcularea costului energetic al mersului normal și patologic.

2.1. Caracteristicile esențiale ale mersului uman

Mersul uman este cel mai comun și în același timp cel mai dificil din mișcările executate de om. Mersul este rezultatul unui proces de învățare parcurs în copilărie. Această învățare are ca scop executarea unui ciclu biomecanic regulat, care devine stabil la o vârstă cuprinsă între 7-9 ani (Popova, 1935). Odată învățat, mersul devine aproape subconștient. O descriere completă a acestui proces include inițierea mersului și oprirea, schimbările de direcție și schimbările induse de modificările de natură și conformație a solului (schimbările de pantă, regularitatea suprafeței).

O persoană oarecare dezvoltă un mers caracteristic. Derularea mersului se repetă ciclic, fiecare pas fiind identic cu cel precedent. Se constată o slabă variabilitate a caracteristicilor pasului între pași succesivi, sau de la o zi la alta.

Caracteristicile esențiale ale procesului de locomoție sunt (Inman, 1981) :

- modificarea ciclică a funcției de suport a fiecărui picior, celălalt picior deplasându-se spre poziția de sprijin următoare, în direcția de avans ;
- existența unei perioade de transfer a greutății de pe un picior pe celălalt, în timpul căreia cele două picioare exercită simultan un sprijin pe sol.

Pentru a obține o propulsie sigură și eficientă a corpului trebuie îndeplinite cinci funcții principale (Rehab.Eng.,1993) în timpul fiecărui pas :

- 1) Generarea de energie mecanică pentru a menține sau crește viteza de deplasare a corpului.
- 2) Absorbția de energie mecanică pentru absorbirea șocurilor, stabilitate, sau scăderea vitezei de deplasare a corpului.
- 3) Susținerea corpului în timpul sprijinului.
- 4) Menținerea posturii verticale și a balansului întregului corp.
- 5) Controlul traiectoriei piciorului pentru a obține o deschidere sigură la sol și o aterizare blândă a călcâiului.

Aceste funcții sunt îndeplinite în cadrul constrângerilor anatomice ale corpului uman. Sistemul nervos central integrează în același timp comenzile voluntare

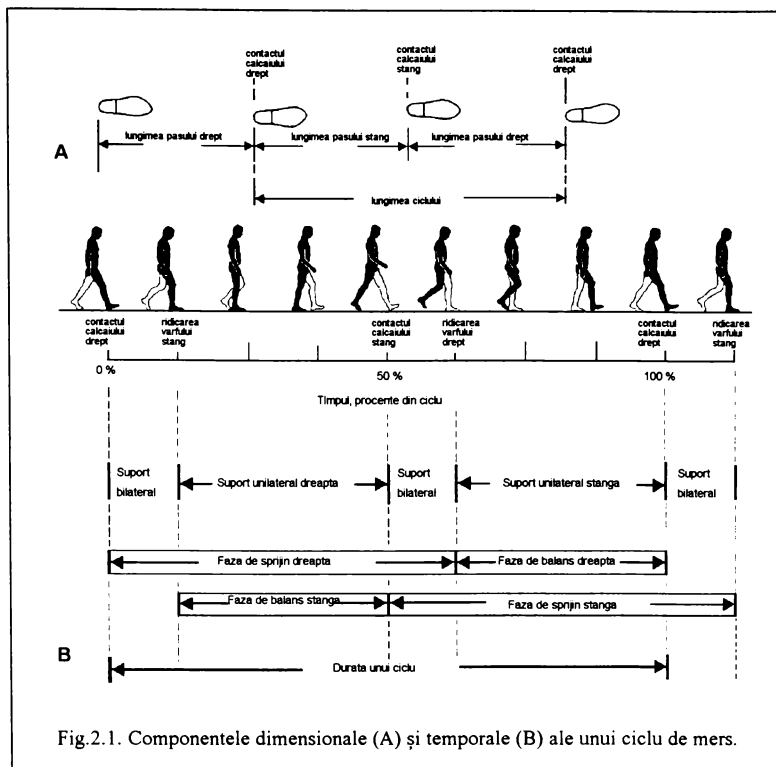


Fig.2.1. Componentele dimensionale (A) și temporale (B) ale unui ciclu de mers.

eferente cu feed-back-ul periferic și vestibular și cu intrările vizuale pentru a genera modelul corect de momente ale forțelor la fiecare articulație.

Fiecare pas este compus din două faze majore (fig.2.1): faza de sprijin, în care piciorul susține greutatea corpului și faza de balans. Au fost identificate opt faze ale mersului (Bekey et al., 1977) :

1) Contactul inițial este executat în mod normal de călcâi, dar poate fi executat cu piciorul plat, sau cu vârful piciorului.

2) Răspunsul la încărcare se referă la reacția la încărcare, a segmentelor piciorului .

3) Sprijinul mediu ("midstance") este perioada de sprijin staționar pe picior.

4) Sprijinul terminal se referă la perioada sprijinului unic în care corpul se află înaintea piciorului de sprijin. Este semnalată în mod normal de ridicarea călcâiului.

5) Pre-balansul se referă la perioada terminală a sprijinului dublu, inițiind flexarea genunchiului în mersul normal.

6) Balansul inițial începe cu mișcările având ca scop ridicarea piciorului neîncărcat.

7) Balansul median se referă la acțiunile care apar după ce piciorul în balans depășește piciorul de suport și tibia devine verticală

8) Balansul final este perioada finală a extensiei genunchiului.

Componentele dimensionale și temporale ale unui ciclu de mers ("foot contact timing") se definesc prin delimitarea fazelor de sprijin și ale fazelor de balans ale fiecărui picior (fig.2.1).

2.2. Măsurarea parametrilor dimensionali și temporali ai pasului

Mai multe instrumente de măsurare sunt utilizate pentru determinarea parametrilor dimensionali și temporali ai pasului.

Instrumentul 1. Se plasează comutatoare pe talpa încălțăminte la vârful și la călcâi (Dewar și Judge, 1980). Un sistem electronic identifică momentele în care aceste contacte se închid, semnalând începutul și sfârșitul intervalelor de contact între călcâi, respectiv degetul mare al piciorului și sol. O unitate portabilă cu microprocesor permite realizarea unei înregistrări pe suport magnetic, înregistrare care poate fi studiată ulterior .

Instrumentul 2. O pistă specială de mers (Mizrahi et al.,1982) conține un circuit electric deschis. Benzi conductoare plasate pe talpa încălțăminte subiectului, închid acest circuit pe duratele fazelor de sprijin. Curentul electric măsurat este proporțional cu distanța între banda conductoare care a închis circuitul și punctul de măsurare. Se aplică trei benzi pe fiecare talpă, la călcâi, la vârful degetului mare, precum și la mijlocul distanței între cele două.

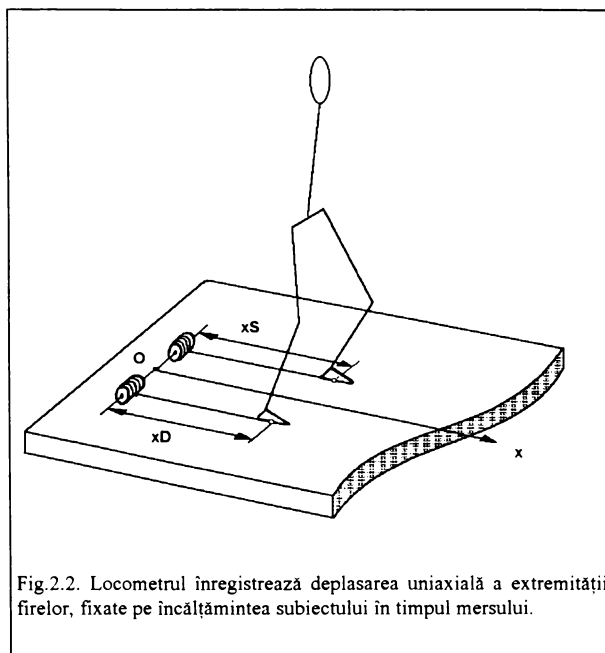
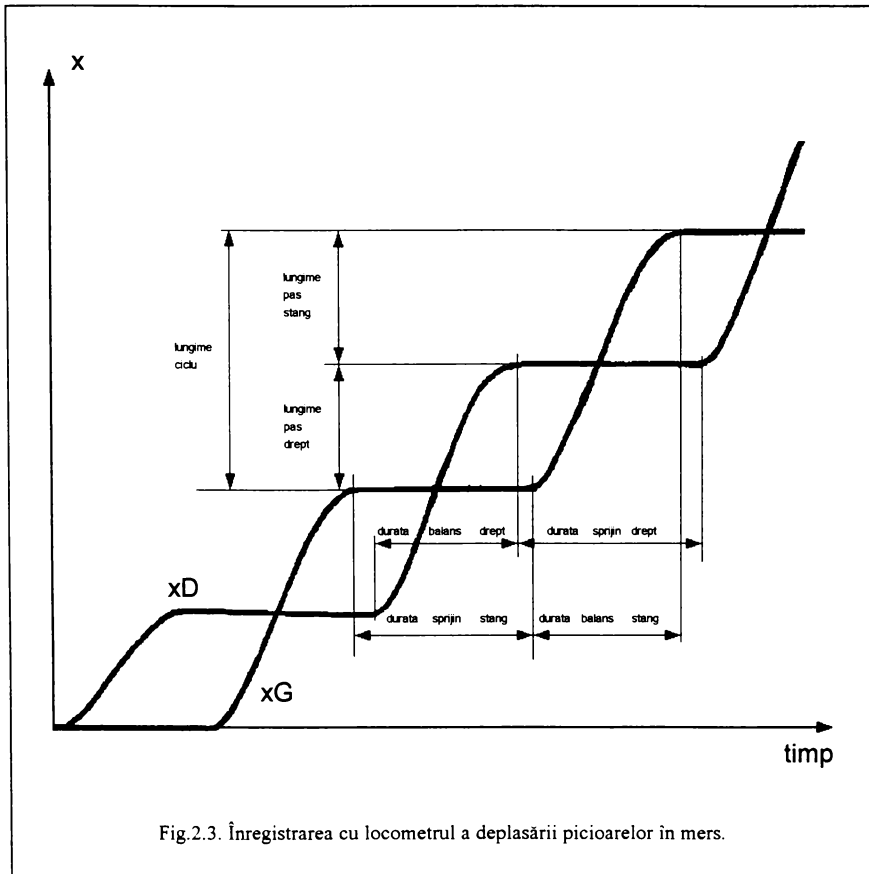


Fig.2.2. Locometrul înregistrează deplasarea uniaxială a extremității firelor, fixate pe încălțăminte subiectului în timpul mersului.

Instrumentul 3. Se leagă câte un fir la fiecare picior (Bessou et al.,1988). Firele se derulează pe măsură ce subiectul avansează în lungul pistei de mers (fig.2.2). Instrumentul ("locomètre") conține traductoare de deplasare (potentiometre rotative) și furnizează o înregistrare a deplasării uniaxiale a extremității firelor, fixate pe încălțăminte subiectului în timpul mersului (fig.2.3).

Instrumentul 1 poate fi simplificat pentru a face numai achiziția evenimentelor de contact al călcâiului, ceea ce permite măsurarea duratei ciclului de mers,

caracterizând viteza de mers (Griève, 1968) și durata unui pas raportată la durata ciclului, pentru calculul simetriei temporale a pasului.



Instrumentul 2 măsoară geometria fazelor mersului permițând calculul vitezei medii de mers.

Instrumentul 3 măsoară funcția $x(t)$ pentru extremitățile firelor, permițând calculul funcției viteză și accelerație a acestor puncte în faza de balans.

Parametrii dimensionali și temporali ai pasului au fost utilizați pentru reabilitarea mersului prin biofeedback la subiecți cu afecțiuni ale locomoției. Parametrii sunt transmiși subiectului printr-un ecran de monitorizare (Hirokava și Matsumura, 1989), sau prin informație vizuală directă, constând într-o țintă luminoasă pe care subiectul trebuie să pună piciorul în timpul mersului și un semnal acustic generat în timp real, dacă eroarea de lungime a pasului depășește o valoare admisă (Montoya et al., 1994).

2.3. Metode de măsurare cinematice

2.3.1. Sistemul de referință spațial absolut

În literatura medicală se utilizează referiri relative pentru a descrie complet o mișcare. Termenii proximal, flexie, anterior, referă poziția unui segment de corp relativă la poziția altuia. Pentru a raporta mișcarea corpului la sol (Winter, 1989) se definește un sistem de referință spațial absolut (fig.2.4).

Axa x este în direcția de progresie (anterior-posterior) în plan orizontal, cu sensul pozitiv în sensul de mers, axa y este în direcția verticală, cu sensul pozitiv în sus și axa z este în direcția laterală (medial-lateral) în plan orizontal, cu sensul pozitiv spre dreapta.

Descrierea completă a unui segment de corp în spațiu necesită 15 variabile,

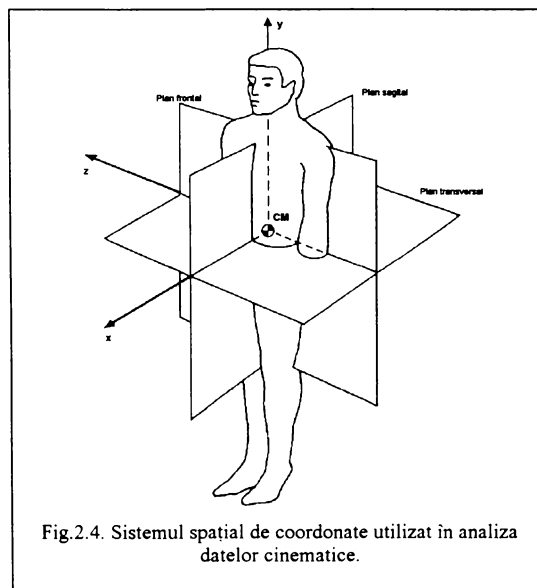


Fig.2.4. Sistemul spațial de coordonate utilizat în analiza datelor cinematice.

funcție de timp :

- poziția centrului de masă al segmentului (x, y, z)
- viteza liniară a centrului de masă al segmentului ($\dot{x}, \dot{y}, \dot{z}$)
- accelerația liniară a centrului de masă al segmentului ($\ddot{x}, \ddot{y}, \ddot{z}$)
- unghiul segmentului în două plane, θ_{xy}, θ_{yz}
- viteza unghiulară a segmentului în două plane, ω_{xy}, ω_{yz}
- accelerația unghiulară a segmentului în două plane, α_{xy}, α_{yz} .

Pentru o descriere completă a mișcării întregului corp (trunchi + cap + picioare din câte 3 segmente + brațe din câte 2 segmente = 12 segmente) în spațiul tridimensional sunt necesare 180 de variabile. O micșorare a numărului de variabile se obține în mersul simetric regulat luând în considerare numai mișcarea în planul sagital și ignorând în mod normal mișcarea brațelor. Capul, brațele și trunchiul sunt considerate frecvent ca formând un singur segment.

2.3.2. Măsurarea directă a unor variabile cinematice

Unghiul format de două segmente adiacente articulate se măsoară cu un goniometru. Goniometrul reprezintă un traductor de deplasare unghiulară, în varianta cea mai simplă un potențiomtru unghiular. Potențiomtrul este rotit prin deplasarea relativă a celor două brațe atașate segmentelor de corp. Axa de rotație a potențiometrului trebuie plasată în axa articulației. Prezintă avantajele de cost scăzut, semnal de ieșire disponibil imediat, măsurare în plan indiferent de planul de rotație al articulației. O versiune comercială extinde măsurarea unghiului în două dimensiuni prin utilizarea unei punți tensometrice, liniară în două axe. Goniometrele cu axă fixă prezintă dezavantajele unei indicații relative a unghiului și a unui timp mare necesar alinierii pe segmentele de corp, cu riscul modificării alinierii în timp.

Accelerația într-un anumit punct pe un segment de corp în mișcare se măsoară cu un accelerometru. Se obține vectorul accelerației al punctului respectiv în sistemul de axe al accelerometrului pentru un traductor în trei axe, sau proiecția vectorului pe axa accelerometrului pentru un traductor uniaxial.

Utilizarea accelerometrelor prezintă avantajul că semnalul de ieșire este accesibil imediat, dar prezintă dezavantajul unei indicații relative la poziția segmentului de corp. Problema alinierii senzorilor s-a rezolvat prin utilizarea unor configurații multiple de accelerometre (Willemsen et al., 1990).

O soluție deosebit de promițătoare pentru măsurarea tridimensională a unghiului între două axe rigide arbitrare o constituie un sistem de senzori pe bază de efect Hall, raportat la câmpul magnetic ambiant (Kolen, 1995).

2.3.3. Măsurarea unor variabile cinematice prin imagini

Având în vedere complexitatea mișcărilor care intervin în locomoția umană, singurul sistem care permite captarea ansamblului datelor cinematice este un sistem de înregistrare de imagine. Se utilizează sisteme cinematografice, de televiziune, de expunere multiplă sau optoelectronice. Primele înregistrări de imagini au fost realizate de Marey (1885) în Franța și în același timp de Muybridge în SUA prin procedeele cinematografice ale epocii. În 1898 Gh. Marinescu a publicat în *La Semaine Médicale* încercări de obiectivizare a mersului.

Sistemele actuale de captare de imagini utilizează camere video cu dispozitive CCD și mai mulți markeri plasați în poziții cheie pe corp (articulații). Se utilizează markeri activi (Macellari, 1983), emițători de lumină în infraroșu, sau pasivi, reflectori de lumină. Precizia de digitizare este determinată de modul de interpolare între liniile TV pentru calculul poziției centrului markerilor (Holzreiter, 1990).

Tehnicile de imagini se utilizează în determinarea centrului de rotație între segmentele succesive, fiecare segment fiind prevăzut cu doi markeri în planul de investigare a mișcării.

2.4. Metode de măsurare cinetice

Măsurarea forței dezvoltate de un mușchi se poate face invaziv prin plasarea unui traductor la nivelul tendonului, dar soluția se aplică doar în unele experimente pe animale. La om forțele de reacție în articulații și cuplurile de forțe dezvoltate de mușchi se pot calcula indirect, dacă se dispune de o descriere cinematică completă, date antropometrice precise și se cunosc forțele externe.

2.4.1. Măsurări antropometrice

Antropometria studiază dimensiunile fizice ale corpului omenesc, pentru a determina diferențele între indivizi și grupuri. Datele antropometrice publicate de Braune și Fischer (1889) rămân cele mai utile și complete.

Analiza mișcării la om presupune atât măsurări dimensionale, cât și cinetice. Dimensiunea de bază o constituie lungimea segmentelor corpului între articulații. Dempster și colaboratorii (1955, 1959) au alcătuit o sinteză a estimatelor lungimii segmentelor și localizarea centrelor de rotație, relativ la repere anatomice. Valori medii ale lungimilor segmentelor corpului, exprimate în procente față de înălțimea corpului au fost tabelate de Drillis și Contini (1966). Determinarea distribuției de masă, a centrelor de masă, a momentelor de inerție s-a realizat prin metode directe, utilizarea unor tabele antropometrice și a măsurărilor cinematice, iar mai recent prin metode de scanare, care produc imagini ale unor secțiuni transversale succesive prin segmentele de corp studiate.

2.4.2. Măsurarea forței de reacțiune în sol

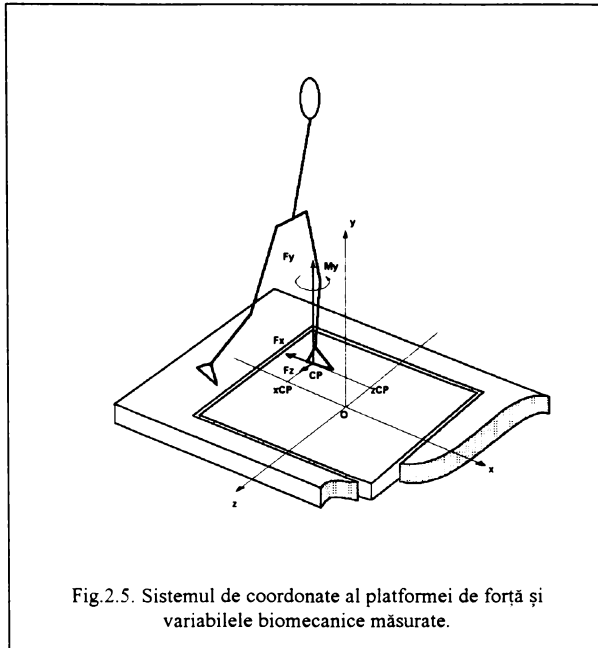
Cea mai comună forță externă care acționează asupra corpului în timpul mersului este forța de reacțiune în sol. Această forță este un vector tridimensional, definit printr-o componentă verticală și două componente de forfecare în plan orizontal. Punctul de aplicație al acestui vector este situat la sol și se denumește centru de presiune. Centrul de presiune are semnificația centrului de echilibru al momentelor presiunilor elementare exercitate în suprafața de sprijin a piciorului pe sol.

Distribuția de presiune în suprafața de sprijin se măsoară cu pantofi care încorporează mai multe traductoare de presiune, utilizând traductoare cu peliculă piezoelectrică sensibile numai la componenta verticală a reacțiunii în sol, (Nevill et al., 1995), sau la componentele de forfecare (Akhlaghi și Pepper, 1996).

O platformă de forță reprezintă un traductor de forță pentru măsurarea vectorului de reacțiune în sol. Platforma de forță se compune dintr-o placă plană care susține piciorul, un cadru de bază și traductoare interpușe, care măsoară sarcina schimbată de cele două (Gola, 1980).

Platforma de forță se plasează într-o pistă de mers (fig.2.5). În funcție de dimensiunea platformei și modul de plasare al acesteia în pista de mers se pot executa doi (sau mai mulți) pași succesivi pe suprafața platformei (Enătescu, 1984), sau în cazul unei platforme de dimensiuni mai reduse, un singur pas. În primul caz, pe perioada sprijinului dublu, ambele picioare fiind pe platformă, vectorul măsurat este rezultanta celor doi vectori de reacțiune în fiecare sprijin. În al doilea caz, atât în faza de sprijin dublu, cât și în faza de balans contralateral, se obține vectorul reacțiune numai în piciorul de sprijin.

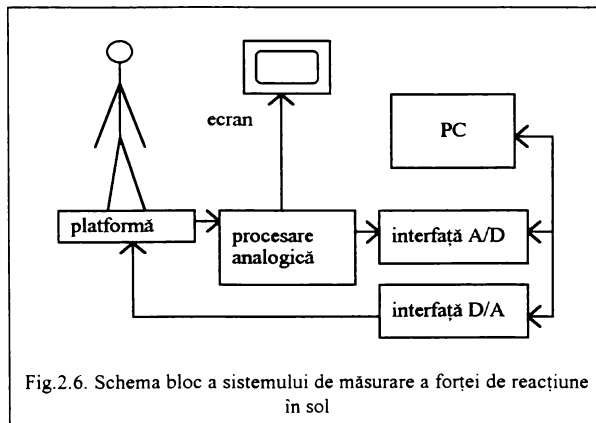
O platformă care permite înregistrarea a cel puțin trei pași succesivi, separat pentru fiecare picior, se compune dintr-o matrice de senzori ce măsoară presiunea



verticală, distanțați cu 0,5 cm și distribuiți pe întreaga suprafață a platformei (Macellari și Giacomozzi, 1996).

2.5. Sistemul de măsurare a forței de reacțiune în sol

Sistemul de măsurare (Policec și Munteanu, 1996) se compune din platforma de forță, un modul de procesare analogică, un dispozitiv de afișare analogică în două coordonate, o interfață analog-digitală pentru achiziția de date, o interfață digital-analogică pentru condiționarea traductoarelor și un calculator personal (fig. 2.6).



2.6.1. Platforma de forță

Se utilizează în principal două tipuri de platforme de forță : platforme suspendate, în care placa este suspendată prin elemente tensionate de un bloc fix și platforme susținute, în care placa este fixată pe un bloc instrumentat cu traductoare. Platforma de forță este static determinată sau nedeterminată în funcție de numărul, poziția și tipul traductoarelor (Gola, 1980).

Proiectarea statică a platformei impune micșorarea neliniarității și a interferenței între diferitele traductoare, elemente care pot fi induse dacă placa nu este suficient de rigidă. Din punct de vedere dinamic se impune o frecvență de oscilație suficient de ridicată.

O platformă de forță de tipul susținută (fig.2.7) este construită dintr-o placă plană susținută de un pilon central, prevăzut cu traductoare, care măsoară diferitele solicitări ale pilonului (Gitech Robotique, PX 1000).

Coordonatele centrului de presiune se determină din bilanțul de momente ale forțelor în jurul centrului platformei.

Platforma furnizează vectorul torsor de efort raportat la centrul platformei :

$$\mathbf{T} = \mathbf{M} \cdot \mathbf{P} \quad (2.1)$$

în care $\mathbf{T} = [F_x, F_y, F_z, C_x, C_y, C_z]$ este un vector torsor având componentele forțe și cupluri de forță raportate la centrul platformei, \mathbf{M} este o matrice specifică platformei, iar \mathbf{P} este un vector având ca elemente microdeformațiile uniaxiale ale tijelor elastice.

Expresiile cuplurilor măsurate rezultă :

$$\begin{aligned} C_x &= y_{CP} \cdot F_z - z_{CP} \cdot F_y + C_{xm} \\ C_y &= z_{CP} \cdot F_x - x_{CP} \cdot F_z + C_{ym} \\ C_z &= x_{CP} \cdot F_y - y_{CP} \cdot F_x + C_{zm} \end{aligned} \quad (2.2)$$

în care (C_{xm}, C_{ym}, C_{zm}) sunt cuplurile reale, iar (x_{CP}, y_{CP}, z_{CP}) sunt coordonatele punctului de aplicație al rezultantei. Ținând cont că punctul de aplicație al rezultantei este situat în planul x - y al platformei ($z = 0$), nu există cupluri reale în jurul axelor x și

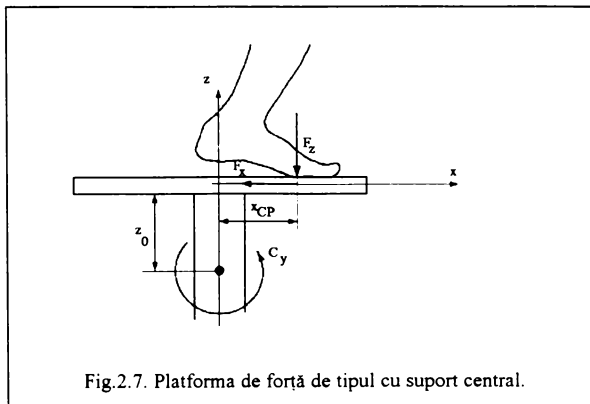
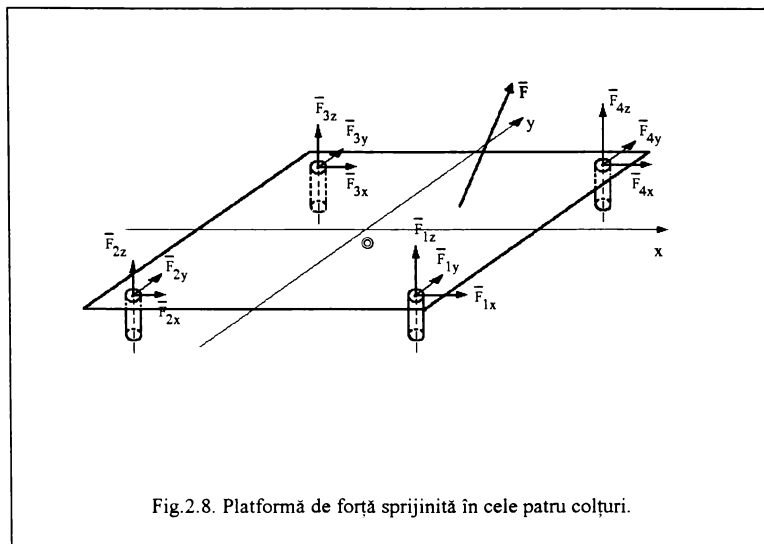


Fig.2.7. Platforma de forță de tipul cu suport central.



y , deci sistemul (2.2) furnizează coordonatele centrului de presiune (x_{CP}, y_{CP}) și cuplul exercitat în jurul axei verticale plasată în centrul de presiune C_z (cuplul de pivotare).

Principiul de funcționare al platformei de tipul suspendată este ilustrat în fig.2.8. Placa plană este susținută în colțuri de traductoare uniaxiale. Considerând traductoarele plasate simetric față de sistemul de axe de coordonate, și măsurând valorile forțelor în aceste puncte, se determină componentele ortogonale ale forței de reacție în sol și coordonatele centrului de presiune astfel :

$$\begin{aligned}
 F_x &= F_{x1} + F_{x2} + F_{x3} + F_{x4} \\
 F_y &= F_{y1} + F_{y2} + F_{y3} + F_{y4} \\
 F_z &= F_{z1} + F_{z2} + F_{z3} + F_{z4} \\
 x_{CP} &= \frac{F_{z1} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z3}}{F_z} \cdot \frac{d}{2} \\
 y_{CP} &= \frac{F_{z3} + F_{z4} - F_{z2} - F_{z1}}{F_z} \cdot \frac{d}{2}
 \end{aligned}$$

(2.3)

în care d este latura plăcii plane.

Platforma realizată (Policec et al.,1984), se compune dintr-o placă plană de formă pătrată cu latura de 350 mm (fig.2.9). Patru foi de arc fixate pe un cadru de bază, susțin placa în colțuri. Fiecare foaie de arc este prevăzută cu câte două timbre tensometrice de tip Hottinger 6/350. Timbrele sunt lipite în proximitatea blocului de fixare, pe fețele opuse, cu direcția de maximă sensibilitate paralelă cu axa

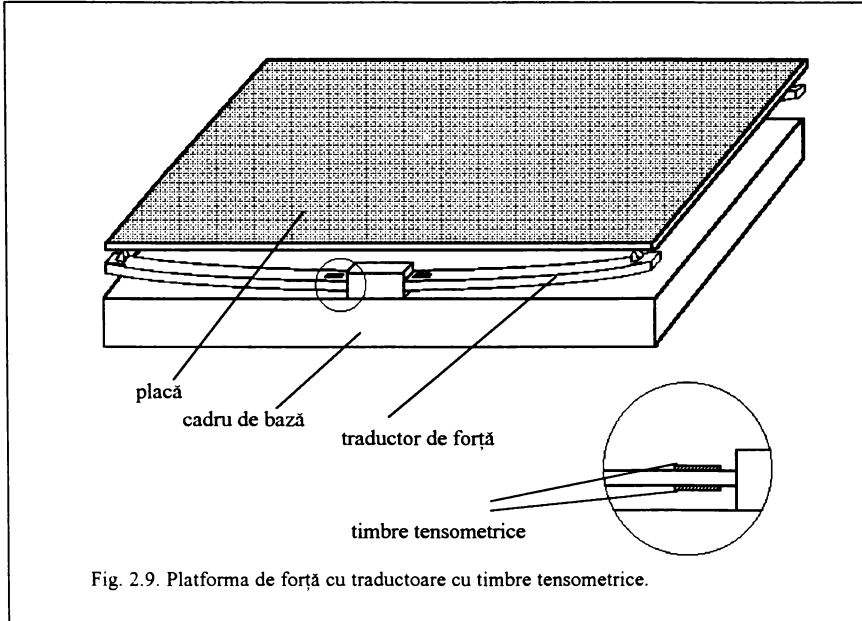


Fig. 2.9. Platforma de forță cu traductoare cu timbre tensometrice.

longitudinală a elementului elastic. Timbrele sunt conectate în semipunte, într-o configurație diferențială, astfel încât să realizeze compensarea variațiilor cu temperatura, a forțelor și momentelor axiale precum și o dublare a sensibilității la momente de încovoiere.

Deformarea specifică produsă de un moment de încovoiere de-a lungul axei longitudinale a elementului elastic este (Asch et col., 1987) :

$$e = \frac{6 \cdot F \cdot l}{E \cdot b \cdot h^2} \tag{2.4}$$

în care F este forța verticală, b și h sunt parametri geometrici și l este cota de amplasare a timbrului (fig.2.10).

Modelul linearizat al semipunții Wheatstone în ipotezele cunoscute furnizează :

$$U_{ie} = \frac{1}{2} \cdot k \cdot e \cdot U_a \tag{2.5}$$

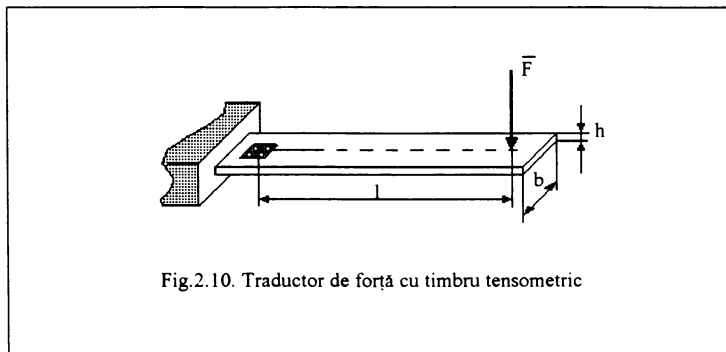


Fig.2.10. Traductor de forță cu timbru tensometric

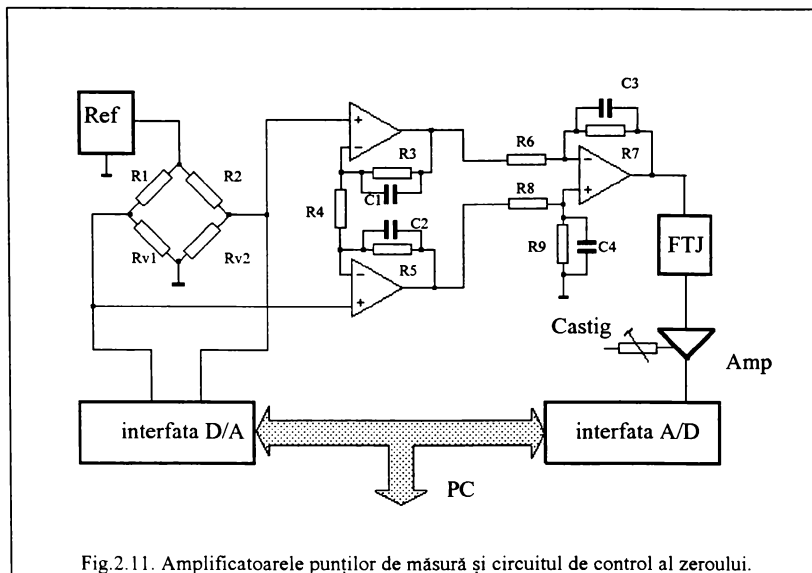


Fig.2.11. Amplificatoarele punților de măsură și circuitul de control al zerului.

în care k este factorul timbrului și U_a este tensiunea aplicată punții. Pentru $h = 7$ mm, $b = 45$ mm, $l = 110$ mm, $k = 2,09$ și pentru o forță verticală de 196 N, ieșirea rezultă: $U_{ie}/U_a = 0,0003$ mV/V.

2.6.2. Circuitul electronic

Circuitul de procesare analogică constă din sursele de alimentare pentru punțile de măsurare, circuite de amplificare în curent continuu a semnalelor provenite de la punți, filtre de tip trece-jos și o matrice de însumare.

Punțile sunt alimentate în curent continuu pentru a obține o stabilitate mai bună și o liniaritate mai bună a ansamblului de măsurare. Sursele de alimentare sunt realizate cu circuite de tipul $\beta A 723$, utilizând referința internă de tensiune. Astfel, tensiunea de alimentare a punților este $U_a = 7,15$ V, cu o derivă termică de maxim 150 ppm/°C.

Amplificatoarele punților de măsurare sunt realizate cu o structură de amplificator de instrumentație construit cu amplificatoare operaționale TL 084 (fig 2.11). Această structură asigură impedanță mare de intrare și o bună rejecție a modului comun. Fiecare canal are un câștig în tensiune de aproximativ 500. Filtre de tip trece-jos limitează banda semnalului de ieșire.

Semnalul este filtrat în continuare cu filtre active trece-jos de ordinul doi, cu frecvența de tăiere $f_T = 30$ Hz. Etajul de ieșire limitează tensiunea în domeniul 0-5V.

O matrice cu amplificatoare operaționale rezolvă funcții algebrice elementare pentru calcularea unei tensiuni proporționale cu forța verticală și a două tensiuni proporționale cu coordonatele centrului de presiune.

Interfața analog-digitală este realizată cu circuit integrat $\mu PD 7004$, compus dintr-un convertor de 10 biți cu aproximații succesive, un multiplexor analogic de 8 căi și o interfață pentru microprocesor. Convertorul analog-numeric este alimentat cu un tact de 1 MHz și execută o conversie în 104 μs . Datele sunt citite în calculator în mod paralel pe 8 biți. Frecvența de eșantionare pentru achiziția de date este 250 Hz.

Interfața digital-analogică servește ca circuit de control al zeroului pentru punțile de măsurare și conține un circuit de interfață cu porturi paralele de tip 8255 și câte un convertor numeric-analogic de tipul DAC 08, asociat cu o memorie de 8 biți pentru fiecare punte. Fiecare convertor este alimentat cu un curent de precizie și cele două surse de curent de ieșire complementare sunt conectate la ramurile punții de măsurare. Curenții sunt controlați digital, cu scopul de a echilibra puntea neîncărcată.

2.6.3. Funcțiile sistemului de calcul

Sistemul de calcul realizează un număr de funcții legate de calibrarea sistemului de măsurare, de achiziția de date, de prelucrarea numerică a datelor și calculul parametrilor (Policec și Munteanu, 1996).

Procedura de calibrare presupune controlul echilibrului punților de măsurare în absența încărcării platformei și ajustarea scalei pentru fiecare canal. Pentru obținerea echilibrului, sistemul de calcul execută o procedură de compensare a dezechilibrului inițial al punților în absența oricărei încărcări a platformei. Dezechilibrul este modificat continuu până se atinge un minim. Pentru ajustarea scalei se încarcă succesiv fiecare senzor de forță prin plasarea unei mase etalon în colțul corespondent al platformei și se calculează coeficienții k_i din relația (2.6) pentru fiecare canal.

Procedura de achiziție de date este prevăzută cu o opțiune de măsurare a greutății corpului subiectului (G_V). Se generează pentru fiecare test un fișier de numere întregi conținând datele măsurate de cei patru senzori de forță precum și un antet cu valoarea frecvenței de eșantionare, greutatea subiectului și valorile coeficienților k_i .

Sistemul de calcul permite afișarea unui reper care evoluează proporțional cu poziția centrului de presiune în plan orizontal. Informația de poziție furnizată pe de altă parte de monitorul analogic constituie o cale de feed-back pentru subiect în timpul testelor, care poate fi valorificată în studiile de postură și reabilitare funcțională.

În timpul testelor, sistemul de calcul generează evenimente de timp care pot fi utilizate pentru sincronizare externă.

Prelucrarea digitală a datelor constă dintr-o filtrare trece-jos. Se aplică un filtru Butterworth de ordinul doi, de tipul trece-jos. O a doua filtrare se aplică în sensul invers al axei timp, rezultând un filtru de ordinul patru cu conservarea fazei.

Sistemul calculează forța verticală F_V și coordonatele centrului de presiune (x_{CP} , y_{CP}) conform relației :

$$F_V = \sum_{i=1}^4 k_i \cdot U_i$$

$$x_{CP} = d / 2 \cdot (\sum_{1,4} k_i \cdot U_i - \sum_{2,3} k_i \cdot U_i) / F_V \quad i = 1 \dots 4 \quad (2.6)$$

$$y_{CP} = d / 2 \cdot (\sum_{3,4} k_i \cdot U_i - \sum_{1,2} k_i \cdot U_i) / F_V$$

în care U_i sunt tensiunile măsurate, k_i sunt coeficienții de ajustare a scalei, iar d este latura pătratului de sprijin. Anexa conține sursele programelor din meniul descris mai sus.

2.7. Modele biomecanice utilizate în studiul mersului uman

Modele ale lanțului cinematic al corpului, în două sau trei dimensiuni, echipate cu funcții de mișcare adecvate pentru variabilele cinematice, simulează mersul uman. Modele complexe se obțin prin înzestrarea lanțului cinematic cu elemente de activare, asociate cu căile de comandă ale acestora, care simulează acțiunea musculară și comanda nervoasă. Astfel de modele sunt utilizate în stimularea neuromusculară funcțională.

2.7.1. Modele biomecanice ale corpului uman

Studierea mersului uman include calculul forțelor și al momentelor aplicate sistemului, pe baza informației de mișcare obținută prin măsurări de laborator. Problema este cunoscută sub denumirea de problema inversă a dinamicii (IDP) și se rezolvă pe baza unor modele ale corpului uman în două sau trei dimensiuni, compuse

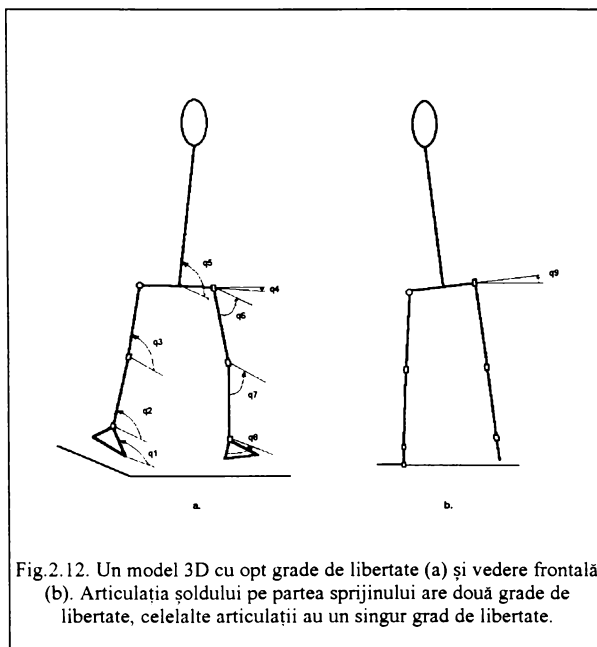


Fig.2.12. Un model 3D cu opt grade de libertate (a) și vedere frontală (b). Articulația șoldului pe partea sprijinului are două grade de libertate, celelalte articulații au un singur grad de libertate.

din segmente articulate (Zarrugh și Radcliffe, 1979) (fig.2.12).

Cu ajutorul acestor modele se poate simula mersul uman, prin aplicarea adecvată a unor acțiuni în articulații. Cunoscând condițiile inițiale, date de unghiurile și vitezele unghiulare ale segmentelor modelului și intrările sistemului, date de momentele în articulații, se determină răspunsul sistemului. Problema este cunoscută sub denumirea de problema directă a dinamicii (DDP, sau problema valorii inițiale).

Pornind de la modelul din fig. (Onyshko și Winter, 1980) al lanțului cinematic al corpului uman în două dimensiuni, pozițiile succesive ale fiecărui picior în planul sagital delimitează patru faze ale sprijinului :

1. de la contactul calcâiului drept până la ridicarea vârfului piciorului stâng ;
 2. de la ridicarea vârfului piciorului stâng până la așezarea plății a piciorului drept ;

3. menținerea plății a piciorului drept ;

4. de la ridicarea vârfului piciorului drept până la contactul calcâiului stâng.

În faza (1) cele șase variabile, care descriu mișcarea celor două extremități inferioare, nu sunt independente, ceea ce complică problema. O simplificare este obținută prin înlocuirea cuplării rigide (Hemami, 1975) a piciorului drept la pivotul între piciorul stâng și ansamblul trunchi-brațe-cap printr-un resort și un amortizor.

Pentru fiecare fază se scrie ecuația matricială de mișcare. Ecuațiile de mișcare sunt rezolvate numeric. Pornind de la condițiile inițiale și de la intrările cunoscute, se calculează valorile unghiurilor și vitezelor unghiulare, în mod iterativ, pe intervale scurte de timp.

După fiecare iterație se verifică anumite condiții în scopul identificării corecte a fiecărei faze :

-în timpul fazei (1) se măsoară forța de reacție la nivelul vârfului stâng, care trebuie să fie orientată în sus. În momentul în care această forță devine zero, sau își schimbă semnul, faza (1) se încheie ;

-în timpul fazei (2) se observă unghiul piciorului drept. În timpul acestei faze unghiul este pozitiv. În momentul în care unghiul devine zero, faza (2) se încheie.

-în timpul fazei (3) se observă momentul piciorului drept în raport cu vârful. În timpul acestei faze momentul resultant provoacă sprijinul piciorului pe sol. În momentul în care cuplul își schimbă semnul, faza (3) se încheie ;

-în timpul fazei (4) se calculează înălțimea calcâiului stâng deasupra solului. În momentul în care aceasta devine zero, pasul se încheie.

2.7.2. Modele aplicate în stimularea neuromusculară funcțională

Stimularea neuromusculară funcțională (SNF) oferă o metodă de a controla extremitățile distale, prin aplicarea de stimuli electrici pe nervi și mușchi izolați și reprezintă un mijloc promițător de restaurare a controlului motor asupra membrilor paralizate în cazul pacienților cu leziuni ale coloanei.

SNF a fost aplicată în mersul hemiplegic, pentru corecția căderii piciorului, prin stimularea nervului peroneal la începutul fazei de balans (Liberson et al. 1961, Waters et al. 1975). Pentru aplicarea stimulului la momentul potrivit este necesară detecția evenimentelor de contact al calcâiului și ridicare a vârfului piciorului. Detecția se poate face prin aplicarea de contacte pe talpa încălțăminte, sau prin măsurarea unui semnal accelerometric la nivelul piciorului (Willemsen et al., 1988). Astfel, se obține o segmentare a mișcării în mai multe faze. Fiecare fază este detectată printr-un algoritm propriu. Succesiunea corectă a fazelor este supravegheată prin detecție sintactică (Willemsen et al., 1990).

SNF este aplicată în obținerea mersului paraplegic, prin programe de stimulare a mușchilor membrilor inferioare. Corpul este în mod esențial susținut prin dispozitive de sprijin extern. Pentru a obține o performanță de mers de câteva ore zilnic, acoperind o distanță de până la un kilometru, subiectul trebuie să se subordoneze unui program de cercetare clinică intens, de câteva luni (Bajd et al., 1983).

Ca și în unele sisteme de control naturale, SNF utilizează controlul în buclă deschisă, cu programe motorii prestabilite. Aceste sisteme funcționează cel mai bine când sarcina, contextul și încărcarea sunt cunoscute și programul este învățat prin testare iterativă, sau moștenit (Prochazka, 1993). De asemenea, controlul cu număr

finit de stări, foarte utilizat în robotică, descrie modul în care sistemul nervos controlează mersul la multe specii.

Modele musculo-scheletice complexe servesc drept suport pentru testarea unor programe motorii prestabilite de restaurare a funcției de locomoție la om. Punerea în mișcare a unui astfel de model presupune alegerea unei traiectorii de mișcare, selectarea unui set de elemente de activare și determinarea unei secvențe de activare optimă. Astfel, pentru un model biomecanic 3D, cu opt grade de libertate, optimizarea grosieră a controlului printr-un algoritm de programare dinamică furnizează un ansamblu minimal de zece mușchi (Yamaguchi și Zajac, 1990). Funcția de cost utilizată pentru programarea dinamică constă dintr-o sumă ponderată a deviațiilor variabilelor de stare de la traiectoria nominală.

Alte modele de control optimal au fost elaborate pentru studiul unor sarcini specifice de mișcare, cum ar fi săritura de înălțime maximă, sau viteza maximă de pedalare (Levine și Loeb, 1992).

Locomoția ca și alte sarcini funcționale este caracterizată printr-un număr finit de stări. Execuția unei sarcini funcționale necesită o comutare între diverse cerințe de control pe măsură ce sarcina se execută. Modele de control SNF cu număr finit de stări au fost aplicate în controlul locomoției la paraplegici (Petrofsky et al., 1985, Chizeck et al., 1988). Sistemul de control constă dintr-un subsistem pentru modularea forței musculare și un subsistem care determină starea sistemului (alegând într-o mulțime finită de stări).

Un model de control SNF al locomoției la paraplegici (Chizeck et al., 1988) constă din mai multe stări separate de următoarele evenimente : contactul calcâiului stâng (CC), acceptarea greutății pe piciorul stâng (AG), ridicarea vârfului drept (RV), jumătatea balansului piciorului drept (JB), pregătirea sprijinului pe piciorul drept (PS), contactul calcâiului drept (CC) și evenimentele corespondente pentru cealaltă jumătate a unui ciclu de mers. Evenimentele (CC, AG, RV) se regăsesc la un mers normal. Evenimentul (PS) corespunde unei modificări a stimulării pentru pregătirea contactului calcâiului. Evenimentul (JB) corespunde aproximativ momentului în care forța de reacțiune în sol în direcția de mers își schimbă sensul.

2.8. Studiul mersului prin electromiografie kinesiologică

2.8.1. Electromiografia kinesiologică

Electromiografia kinesiologică constă în înregistrarea în timpul mersului a activităților electrice ale mușchilor implicați în procesul de locomoție și analiza relațiilor între acestea, legată de activitățile funcționale executate, în scopul identificării unor alterări ale coordonării musculare.

Primele investigații au fost făcute de Basmajian, prin inserția unor micro-fire în mușchi (Basmajian, 1962). Flexibilitatea unor astfel de electrozi permite realizarea contracției musculare și execuția mișcării fără lezarea țesutului muscular. Aplicarea largă a acestei tehnici pune însă probleme de acceptare din partea subiectului precum și probleme de sensibilitate exagerată a măsurării. Astfel, s-au dezvoltat tehnici de înregistrare cu electrozi de suprafață.

Se utilizează electrozi disc din argint clorurat, având un diametru de 1 cm, aplicați pe suprafața pielii printr-o pastă de contactare. Suprafața pielii trebuie pregătită în prealabil și trebuie luate măsuri pentru ca electrozii să nu decoleze de pe piele în timpul executării mișcării.

O arhitectură de electrod diferențial mai adaptată înregistrărilor EMG kinesiologice constă din două bare de argint, paralele, cu lungimea de 1 cm plasate la distanța de 1 cm pe un suport izolator (fig.2.13). În suport este încorporat un circuit electronic activ (preamplificare diferențială). Acest electrod diferențial are următoarele avantaje : elimină artefactul de cablu, nu necesită pregătirea pielii sau

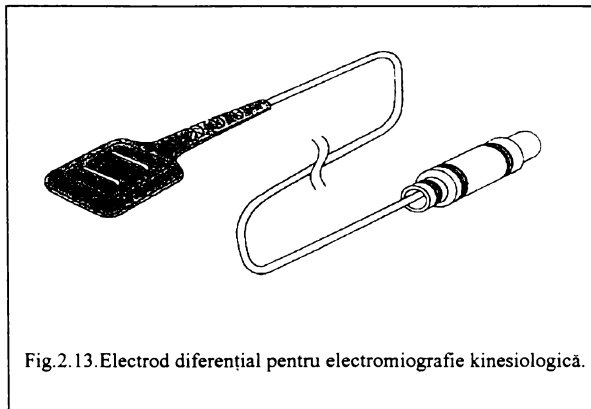


Fig.2.13. Electrod diferențial pentru electromiografie kinesiologică.

pastă de contact și asigură o interfață stabilă electrod-piele în timpul executării mișcării.

În funcție de mușchii studiați și de amplasarea electrozilor se evaluează dacă înregistrarea cu electrozi de suprafață este afectată de interferență, adică de pătrunderea semnalelor EMG de la mușchii vecini. Astfel, considerând că unitățile motorii, care generează potențialele de acțiune, au forma unor dipoli electrici, câmpul produs de dipoli scade proporțional cu inversul pătratului distanței în domeniul spațial care se referă la înregistrări de suprafață. Dacă se consideră o secțiune transversală prin picior și se alocă fiecărui element de mușchi o pondere, se obține o imagine a contribuției fiecărui mușchi în punctele de pe conturul care înconjoară

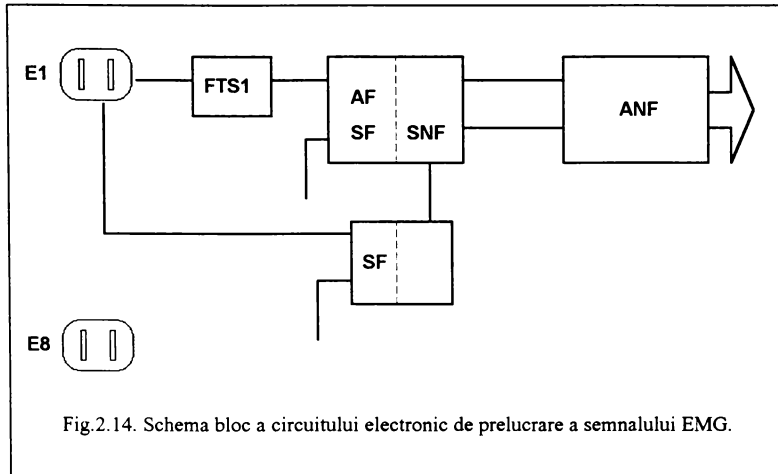


Fig.2.14. Schema bloc a circuitului electronic de prelucrare a semnalului EMG.

secțiunea. Dacă se consideră că mușchiul se extinde de-o parte și de alta a secțiunii, dipolii devin de extensie dublă infinită față de planul secțiunii și contribuțiile trebuie ponderate cu inversul distanței.

Semnalul electromiografic este amplificat și prelucrat pentru a obține o măsură a activării mușchilor implicați în locomoție. Schema bloc a circuitului electronic de prelucrare a semnalului EMG este arătată în fig. 2.14.

2.8.2. Analiza cantitativă a electromiogramei fazice

Mersul normal este obținut prin activitatea coordonată a numeroși mușchi care acționează la nivelul articulațiilor picioarelor. Intensitatea și secvența contracțiilor musculare sunt corelate pentru obținerea unei mișcări netede în timpul mersului. Înregistrările semnalelor EMG ale mușchilor membrelor inferioare indică perioadele de activitate și de non activitate ale fiecărui mușchi. S-au dezvoltat studii complexe ale activității EMG privind mersul la copii, inițierea mersului.

Analiza electromiogramei trebuie să furnizeze un semnal de complexitate mai redusă, care să poată fi raportat la fazele unui ciclu biomecanic.

O procedură constă în divizarea înregistrării în intervale scurte, pentru fiecare interval calculându-se un număr care reflectă intensitatea activității în intervalul considerat. Se cunoaște că prin integrarea valorilor absolute ale EMG de suprafață se poate obține o precizie a tensiunii în mușchi în condiții izometrice. Utilizarea unor intervale de integrare cu o durată de 50 ms, reflectă fluctuațiile EMG cu o frecvență sub 20 Hz. Este necesară determinarea liniei izoelectrice efective pentru fiecare interval, în scopul eliminării efectelor datorate integrării unei posibile derive. Se procedează la determinarea numerică a integralei funcției redresate complet (FWRI), printr-o deplasare continuă a ferestrei de prelucrare de-a lungul eșantioanelor prelevate.

Anvelopa liniară ("linear envelope", LE) se obține din semnalul EMG filtrat și redresat dublă alternanță, aplicat unui filtru trece-jos (Winter, 1984). Astfel, anvelopa liniară se poate construi cu un circuit electronic analogic. Se utilizează filtre de ordinul doi cu frecvența de tăiere între 3 și 6 Hz.

2.8.3. Normalizarea electromiogramelor

Electromiograma (EMG) de suprafață este utilizată pentru obținerea formelor activării musculare, în cazul unor subiecți valizi cât și cu deficiențe ale mersului. Se cunosc mai multe metode de normalizare a amplitudinii semnalului EMG (Yang și Winter, 1984), elaborate pentru facilitarea unei comparații între indivizi :

1. normalizarea izometrică raportată la amplitudinea EMG în timpul unei contracții voluntare maxime (100% MVC), sau prin raport cu 50% MVC, exprimată în μV .

2. valoarea medie a EMG raportată la momentul unitar dezvoltat de forță, exprimat în $\mu\text{V}/(\text{N}\cdot\text{m})$;

3. valoarea de vârf a mediei pe ansamblul intra-individual ;

4. media valorilor medii calculată pe ansamblul intra-individual ;

Metodele 1 și 2 utilizează o calibrare izometrică, metodele 3 și 4 utilizează datele prelevate din reprizele succesive de mers. Comparând aceste metode se poate remarca faptul că metodele 3 și 4 reduc variabilitatea intersubiect și sunt mai simple de aplicat.

Normalizarea în timp este necesară pentru calculul unei medii pe ansamblu. În cazul interpolării anvelopei liniare se utilizează polinoamele de interpolare Lagrange. Punctele interpolate se calculează ca o medie alunecătoare de 4 puncte.

2.8.4. Reducerea complexității semnalului

Descrierea relațiilor între activitatea mușchilor de interes, care intervin în locomoție, este simplificată printr-o reprezentare binară ("on-off") a gradului de activare a mușchilor și o segmentare a ciclului de mers în numai două faze : balans și sprijin. Astfel, pentru descrierea stării de activare a șase mușchi (Bekey et al., 1977) de-a lungul unui ciclu de mers, este necesar un vector cu 12 elemente binare, care pot lua valoarea 1 indicând starea activă sau 0 pentru starea inactivă.

Prelucrarea semnalului EMG constă în redresare dublă alternanță, filtrare trece-joși și detecție cu un prag prestabilit (60% din efortul maxim) pentru fiecare mușchi. În fiecare fază a ciclului de mers se definește un interval critic. Dacă mușchiul este activ pentru o perioadă care depășește intervalul critic, elementul corespunzător al vectorului ia valoarea 1, altfel ia valoarea 0.

Această schemă grosieră are avantajul de a păstra o dimensionalitate redusă a vectorului și permite clasificarea mersului în funcție de cele cinci tipuri de bază: normal, equinus, picior plat, varus, valgus.

Un instrument de diagnostic mai subtil este anvelopa liniară (LE) a electromiogramelor. Pentru extragerea caracteristicilor temporale ale LE se generează o formă intra-individuală prin normalizarea LE printr-o interpolare pe 256 de puncte, calculul mediei pe ansamblu a LE interpolate și normalizarea mediei pe ansamblu.

Un prim procedeu mai restrictiv extrage caracteristicile unei funcții printr-o combinație liniară de versiuni decalate ale unei aceleiași funcții de bază (Figueiredo și Hu, 1982). Acest procedeu a fost aplicat la formele electromiogramelor kinesiologice (Shiavi et al., 1986) utilizând ca funcție de bază un impuls gaussian cu deviație standard fixată. Caracteristicile temporale obținute prin acest procedeu servesc la studiul mersului prin analiza grupării vârfulor LE (Chen și Shiavi, 1990).

O metodă care permite separarea de impulsuri gaussiene cu deviații standard diferite este estimarea de maximă asemănare, utilizând algoritmul EM ("expectation-maximisation). Algoritmul converge rapid la soluția corectă dacă există o bună estimare inițială. Numărul de componente este funcție de pragul de zgomot ales. Caracteristicile extrase prin acest procedeu servesc la analiza de sinergii (Chen et al.,

1992). O analiză de sinergie își propune evaluarea acțiunii simultane a mai multor mușchi, prin reprezentarea cantitativă a activității fazice a EMG pe baza caracteristicilor temporale și o descriere cantitativă a relațiilor interfaze.

Descrierea calitativă a relațiilor spațio-temporale între fazele de activitate utilizează un limbaj descriptiv relațional, care limitează relațiile temporale între două faze la câteva tipuri simple.

Reducerea complexității relațiilor spațio-temporale intercâi se face prin descrierea numai a fazelor dominante, discriminate printr-un prag (suprafața LE divizată prin numărul de componente).

2.9. Studiul mersului prin rețele neuronale

Rețelele neuronale sunt utilizate în analiza mișcării alături de metodele biomecanicii și statisticii clasice. Astfel, rețelele neuronale pot clasifica mersul uman, pe baza măsurării unor variabile, care reflectă trăsăturile caracteristice individuale. Rețelele neuronale furnizează un mijloc de determinare a parametrilor cu relevanță mai mare pentru o anumită clasificare, prin examinarea mărimii ponderilor interne (Le Cun, 1990).

O rețea neuronală este antrenată să distingă mersul normal de mersul patologic (Holzreiter și Köhle, 1993). Formele la intrarea rețelei se bazează pe componenta verticală a reacțiunii în sol, asupra căreia se aplică o normalizare în timp, o normalizare în amplitudine, o transformare Fourier rapidă și o transformare liniară a primilor 14 coeficienți în intervalul [0, 1].

Studiile neurofiziologice au relevat prezența unei structuri ierarhice în sistemele locomotorii. O comportare de tip complex poate fi controlată printr-un semnal simplu în impulsuri, dar nu este determinată în mod unic de acesta, ci este influențată de constrângeri funcționale și ale mediului înconjurător (Shik et al. 1966). Modelele motorii ritmice sunt coordonate de circuite neuronale, cunoscute ca generatoare ale schemei centrale. Studiile teoretice au abordat generarea schemei motorii în rețele neuronale izolate în absența unui feed-back (Yuasa și Ito, 1990). Un model de control al locomoției cu auto-organizare a fost realizat prin utilizarea unor oscilatori neuronali și un mecanism de feed-back (Taga et al., 1991). Se obține o locomoție stabilă și flexibilă printr-o antrenare globală între activitatea ritmică a unui sistem nervos compus din oscilatori neuronali cuplați și mișcările ritmice ale sistemului musculo-scheletic, incluzând interacțiunea cu mediul înconjurător.

2.10. Măsurarea stabilității dinamice a mersului

Diverse măsurări cantitative au fost propuse pentru a evidenția mersul normal și mersul patologic. Robinson și Smidt (1981) au propus utilizarea a trei parametri generali ai mersului (cadență, lungimea pasului și viteză) pentru identificarea formelor normale și anormale de mers. Măsurarea consumului de energie a fost utilizată de diferiți cercetători. Astfel, Winter et al. (1976) a studiat nivelele de energie ale segmentelor extremităților, Winter (1983) a calculat energia generată și absorbită de genunchi și gleznă pentru diferite viteze de mers. Unii cercetători au propus utilizarea înregistrării ritmului cardiac, mai simplu de monitorizat.

Dinamica locomoției bipede a fost abordată pornind de la elaborarea unor modele cinematice și dinamice. Katoh și Mori (1984) au propus o metodă de control pentru reglarea mersului unui biped. Hurmuzlu și Moskowitz (1987) au propus o metodă de abordare a stabilității dinamice a mașinilor care pășesc, Hurmuzlu și Basdogan au propus un index cantitativ de stabilitate pentru caracterizarea abilității de

a menține forma caracteristică a mersului, bazat pe teoria dezvoltată de Floquet pentru cercetarea stabilității oscilatorilor neliniari.

2.11 Concluzii

În capitolul 2 autorul sintetizează metodele de măsurare și descriere a mersului uman și detaliază realizarea unui sistem original de măsurare a unor variabile biomecanice, bazat pe o platformă de forță.

Sinteza cuprinde enunțarea caracteristicilor esențiale ale mersului uman, prezentarea unor metode și a unor modele biomecanice utilizate actualmente în investigarea mersului uman, a unor metode ale electromiografiei kinesiologice, precum și abordări recente ale dinamicii locomoției umane.

Autorul discută comparativ metodele pentru determinarea parametrilor dimensionali și temporali ai pasului, metode cinematice de măsurare directă și prin imagini, și metode cinetice bazate pe măsurarea reacțiunii în sol, evidențiind eventualele avantaje și dezavantaje. Autorul discută unele modele cu grade diferite de complexitate utilizate în stimularea neuromusculară funcțională.

Autorul documentează principalele elemente care intervin în studiul mersului prin electromiografie kinesiologică : analiza cantitativă a electromiogramelor fazice, normalizarea electromiogramelor și reducerea complexității semnalului.

Se fac referiri la abordări recente privind studiul mersului prin rețele neuronale și modele de oscilatori neuronal, precum și evaluarea stabilității dinamice a mersului prin cercetarea stabilității oscilatorilor neliniari.

Se discută principiile care stau la baza măsurării forței de reacțiune în sol în timpul sprijinului precum și modalitățile de aplicare a acestora. Se descrie o realizare originală a unei platforme de forță (Policec și Munteanu, 1996) pentru măsurarea componentei verticale a forței de reacțiune în sol și a coordonatelor centrului de presiune în timpul sprijinului pe un picior în mers. Platforma se compune dintr-o placă plană de formă pătrată, cu latura de 350 mm, sprijinită în colțuri pe foi de arc fixate pe un cadru de bază. Fiecare foaie de arc este instrumentată cu timbre tensometrice conectate în semipunte.

Autorul elaborează un sistem de măsurare a forței de reacțiune în sol, compus din platforma de forță, un modul de procesare analogică, un dispozitiv de afișare analogică în două coordonate, o interfață analog-digitală pentru achiziția de date, o interfață digital-analogică pentru condiționarea traductoarelor și un calculator personal. Pachetul de programe scris de autor în limbajul Pascal 7.0, execută calibrarea sistemului de măsurare, achiziția de date, prelucrarea numerică a datelor și calculul unor parametri.

3. ANALIZA CANTITATIVĂ A DATELOR BIOMECHANICE

Sistemele de măsurare utilizate în investigarea mersului uman înregistrează un ansamblu de semnale electrice, care exprimă evoluția temporală a mărimilor biomecanice observate de-a lungul unuia sau a mai multor cicluri de mers succesive. Obiectivul analizei de date aplicate mărimilor biomecanice înregistrate este descrierea conținutului de informație referitoare la mersul subiectului uman supus investigației. Din semnalele înregistrate se extrage un ansamblu de parametri necesar pentru localizarea și caracterizarea unor evenimente biomecanice semnificative, care se succed de-a lungul unui ciclu de mers (Winter,1993, Rehab.Eng.,1990). Descrierea obținută face apel la metode statistice și se prezintă sub formă de tabele de valori și reprezentări grafice, servind pentru comparații și diagnostic (Jambu,1989).

Un demers pentru analiza cantitativă a datelor furnizate de o platformă de forță este discutat și aplicat la studiul mersului normal și patologic. Demersul este general și se poate aplica și la alte metode de investigare a mersului uman. Utilizarea unei platforme de forță pentru investigarea mersului prezintă mai multe avantaje :

- reacțiunea în sol conține o serie de informații despre efectele integrate ale cinematicii și dinamicii mersului, de mare utilitate în evaluarea cantitativă a performanței locomotorii ;
- măsurarea reacțiunii în sol se pretează la investigarea de rutină.

3.1. Protocolul experimental

O platformă de forță Gitech Robotique (40 cm pe 60 cm) este plasată într-o pistă de mers. La studiu au participat 10 subiecți hemiplefici și 7 subiecți normali. Subiecții au fost solicitați să meargă în lungul pistei cât mai natural posibil, fără a privi pista de mers. Linia de start a fost determinată în prealabil astfel încât al doilea pas să fie efectuat pe platforma de forță. Toți subiecții au fost încălțați cu pantofi de sport. Cel puțin 5 sprijinuri au fost înregistrate de fiecare parte.

Subiecții sunt identificați prin două litere urmate de o cifră, care reprezintă indexul ședinței de înregistrări. O înregistrare este identificată prin adăugarea literei *g* pentru piciorul stâng, sau a literei *d* pentru piciorul drept și a unui număr care reprezintă indexul înregistrării.

În lucrare se fac referiri la următoarele înregistrări realizate în Laboratorul de Analiză a Mișcării, Serviciul de Reeducare Neurologică al Spitalului Raymond Poincaré din Garches :

subiecți cu locomoție normală :

- an1 : înregistrat în data de 12.07.1994
- cal : înregistrat în data de 14.07.1994
- cr1 : înregistrat în data de 14.07.1994
- fo1 : înregistrat în data de 12.07.1994
- mul : înregistrat în data de 12.07.1994

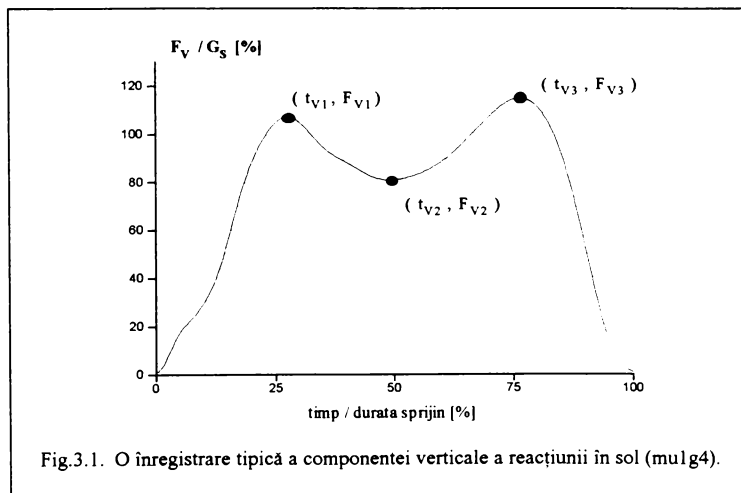
subiecți cu hemiplegie :

- cq1 : înregistrat în data de 09.08.94
- fl1 : înregistrat în data de 11.07.94
- la1 : înregistrat în data de 11.07.94
- pal : înregistrat în data de 20.07.94
- pol : înregistrat în data de 20.07.94

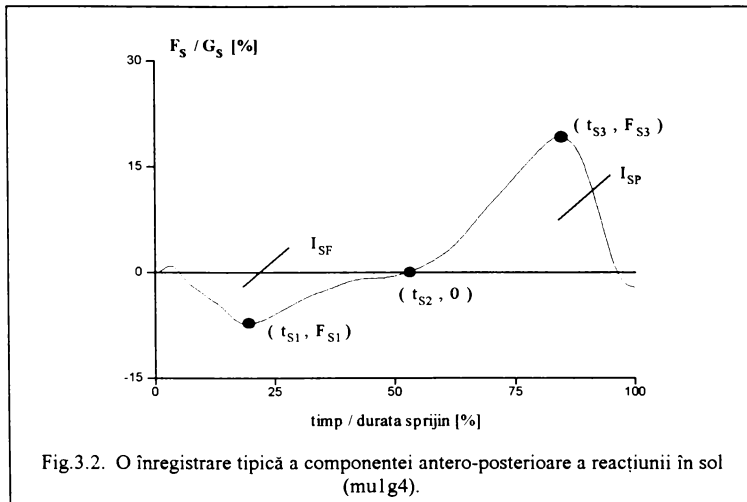
3.2. Descrierea sprijinului prin puncte esențiale

În funcțiile de timp se delimitează durata sprijinului printr-un criteriu de comparație cu un prag. Se utilizează funcția de timp a componentei verticale a forței și se alege un prag fie în raport cu zgomotul existent în absența încărcării platformei, fie în raport cu greutatea subiectului (G_S), de exemplu $1/10 G_S$. Astfel, primul parametru reținut este durata sprijinului.

O înregistrare tipică a componentei verticale a reacțiunii în sol este reprezentată în fig.3.1. Funcția de timp prezintă o creștere rapidă la contactul călcâiului, spre un punct de maxim (t_{V1}, F_{V1}), care depășește greutatea corpului (masa corpului este accelerată în sus). Apoi, datorită flexării genunchiului în timpul sprijinului mijlociu, platforma este parțial descărcată și forța scade sub greutatea corpului, spre un punct de minim (t_{V2}, F_{V2}). În timpul fazei de propulsie, flexorii plantari sunt activați și execută flexia plantară a gleznei, determinând apariția celui de-al doilea punct de maxim (t_{V3}, F_{V3}). În final forța scade la zero pe măsură ce membrul contralateral se încarcă cu greutatea corpului. Se identifică pe funcția de timp cele trei puncte esențiale (t_{V1}, F_{V1}), (t_{V2}, F_{V2}), (t_{V3}, F_{V3}).

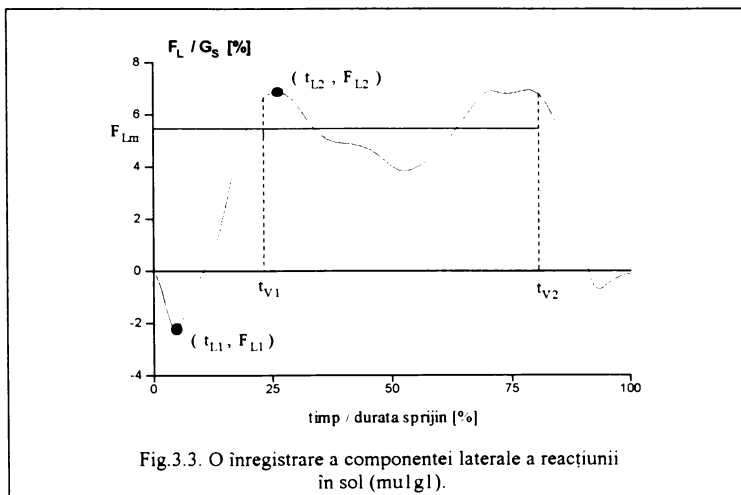


O înregistrare tipică a componentei orizontale în direcția antero-posterioară a reacțiunii în sol este reprezentată în fig.3.2. Funcția de timp devine negativă imediat după contactul cu solul indicând o forță de forfecare între pantof și platformă orientată spre înapoi (faza de frânare). Funcția trece printr-un punct de minim (t_{S1}, F_{S1}). În apropierea sprijinului mediu, funcția trece prin zero ($t_{S2}, 0$), indicând că reacțiunea se orientează spre înainte. Forța dezvoltată de mușchi împinge prin picior în platformă spre înapoi, realizând propulsia. Se identifică pe funcția de timp maximum



în faza de propulsie (t_{S3}, F_{S3}). Se identifică pe funcția de timp cele trei puncte esențiale : (t_{S1}, F_{S1}), ($t_{S2}, 0$), (t_{S3}, F_{S3}). Se calculează impulsul de frânare I_{SF} , prin integrala valorilor negative ale forței și impulsul de propulsie I_{SP} , prin integrala valorilor pozitive ale forței.

O înregistrare a componentei medio-laterale a reacțiunii în sol este reprezentată



în fig.3.3. Se identifică un eventual punct de minim negativ (t_{L1}, F_{L1}) în debutul sprijinului în intervalul $(0, t_{V1})$ și un punct de maxim (t_{L2}, F_{L2}) în intervalul $(0, t_{S2})$. Se calculează aria impulsului negativ inițial I_{LF} și valoarea medie a forței laterale în intervalul (t_{V1}, t_{V2}) .

Înregistrări ale funcțiilor de timp ale coordonatelor centrului de presiune în planul orizontal al platformei de forță în intervalul sprijinului sunt reprezentate în fig.3.4 și fig.3.5. Se calculează derularea antero-posterioară D_S , respectiv medio-laterală D_L a pasului prin diferența între coordonatele maximului global și minimumului global de-a lungul axei antero-posterioare, respectiv medio-laterale. Se identifică abscisele temporale ale minimumului global (t_{D1}) și maximumului global (t_{D2}) în derularea antero-posterioară.

Pe baza celor două funcții se construiește traiectoria centrului de presiune în plan orizontal (fig.3.6).

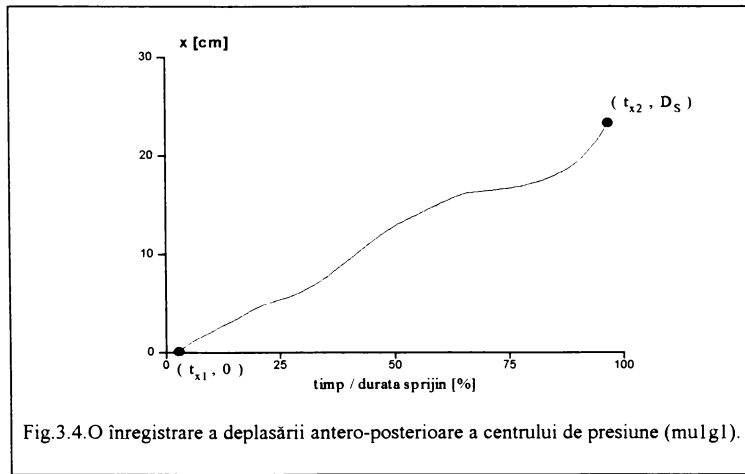


Fig.3.4.O înregistrare a deplasării antero-posterioare a centrului de presiune (mul g1).

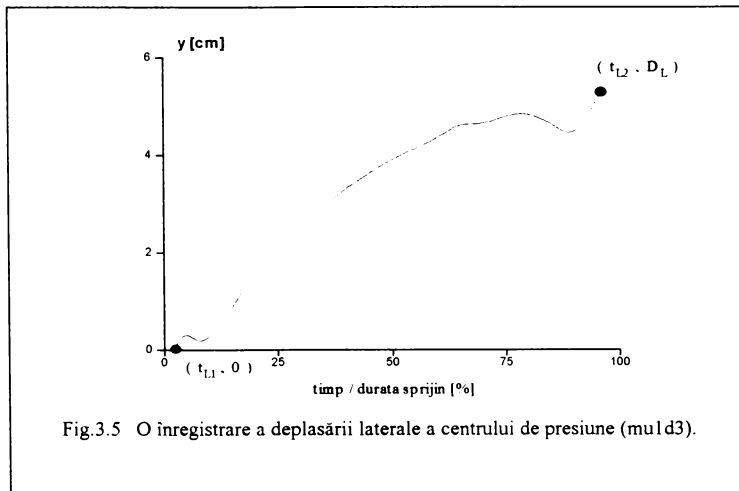
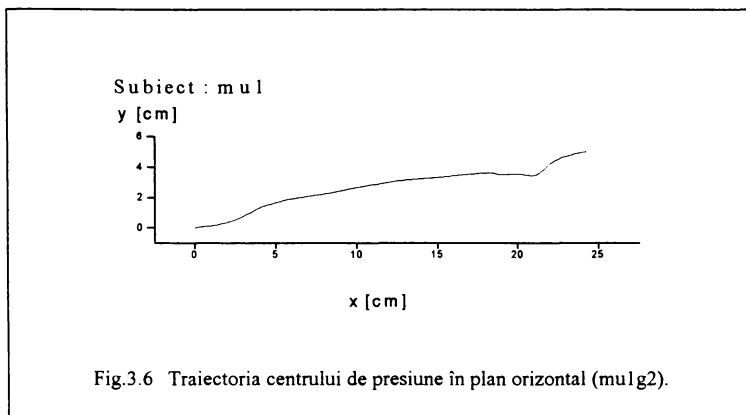


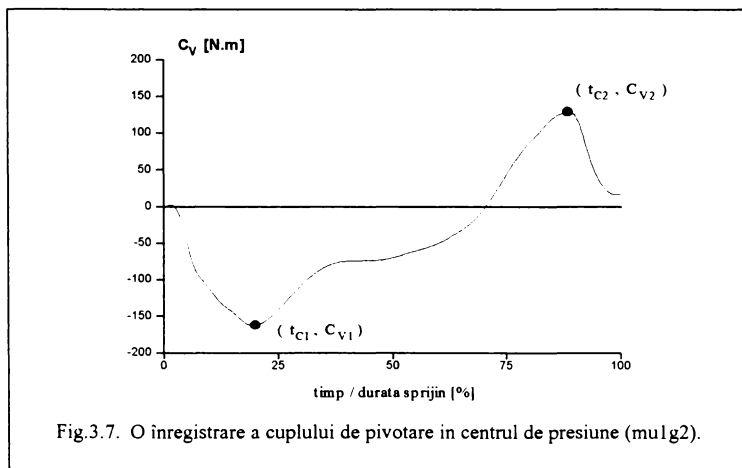
Fig.3.5 O înregistrare a deplasării laterale a centrului de presiune (mul d3).



O înregistrare a cuplului de pivotare în jurul axei verticale, calculat în centrul de presiune, este reprezentată în fig.3.7. Se identifică minimul global (t_{C1}, C_{V1}) și maximul global (t_{C2}, C_{V2}).

Se prezintă valorile parametrilor pentru sprijinul pe partea stângă și sprijinul pe partea dreaptă în teste succesive în câte un document (tabelul 3.1).

Valorile aceluiasi parametru variază de la un test la altul în măsura în care ciclurile de mers nu se repetă în mod identic. Se obține o măsură a variabilității parametrilor prin calculul mediei m_q și a deviației standard σ_q pentru fiecare



parametru P_q pe ansamblul înregistrărilor, pentru fiecare parte (Jarret, 1980). Se prezintă datele statistice într-un document (tabelul 3.2).

Se definește o distanță între două realizări ale aceleiași variabile pe baza localizării punctelor esențiale. Astfel, perechile de puncte corespondente sunt reprezentate într-un sistem de axe normalizat și se calculează distanțele geometrice între acestea. Media și deviația standard calculate pentru fiecare distanță pe ansamblul testelor exprimă tendința de grupare a punctelor esențiale corespondente. Se definește o distanță între două realizări printr-o normă definită pe ansamblul acestor distanțe (Bellanger, 1990).

Subiect : fol partea stângă data înregistrării : 12.07.94

Parametru	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
t (V1) [%]	27.73	28.13	27.34	32.03	31.64
t (V2) [%]	43.75	43.36	43.75	46.88	46.88
t (V3) [%]	68.75	68.75	72.66	73.05	75.78
F (V1) [%]	105.89	101.8	105.34	106.41	107.85
F (V2) [%]	92.37	91.36	89.09	86.2	85.42
F (V3) [%]	100.18	104.44	104.5	106.62	104.86
t (S1) [%]	22.27	14.84	16.02	11.72	11.72
t (S2) [%]	55.47	57.03	52.73	55.08	53.13
t (S3) [%]	83.98	84.77	84.38	84.77	85.16
F (S1) [%]	-9.16	-9.86	-9.2	-10.15	-9.02
F (S3) [%]	14.61	15.07	15.83	16.24	14.89
I (SF) [%]	-279.11	-266.69	-234.82	-210.84	-219.74
I (SP) [%]	308.99	311.36	363.58	346.63	317.46
t (L1) [%]	5.47	5.08	5.47	6.25	6.25
t (L2) [%]	30.08	19.92	30.08	31.25	29.69
F (L1) [%]	-1.15	-0.62	-1.36	-1.12	-0.33
F (L2) [%]	4.72	6.93	5.81	5.9	6.98
F med [%]	3.22	6.12	4.38	4.3	4.28
I (LF) [%]	-5.37	-2.24	-7.34	-5.02	-1.24
t (C1) [%]	22.27	14.84	14.84	11.72	11.72
t (C2) [%]	83.98	85.55	84.77	85.16	85.16
C (C1) [N.m]	-162.37	-119.5	-125.05	-141.29	-91.86
C (C2) [N.m]	239.8	202.04	210.67	222.02	157.92
t (x1) [%]	0	0	0	0	0
t (x2) [%]	100	100	100	100	100
DS [cm]	22.27	22.61	22.36	22.19	22.57
DL [cm]	1.05	1.8	2.34	1.72	2.32
Da [s]	0.95	0.82	0.82	0.84	0.84

Tabelul 3.1. Valorile parametrilor pentru sprijinul pe piciorul stâng.

Subiect : fol data înregistrării : 12.07.94

Parametru	partea stanga		partea dreapta	
	Medie	Abatere std.	Medie	Abatere std.
t (V1) [%]	29.38	2.27	31.25	1.38
t (V2) [%]	44.92	1.79	49.61	4.06
t (V3) [%]	71.8	3.03	76.33	1.06
F (V1) [%]	105.46	2.25	101.11	1.32
F (V2) [%]	88.89	3.06	86.62	1.27
F (V3) [%]	104.12	2.37	107.55	1.11
t (S1) [%]	15.31	4.33	16.8	3.11
t (S2) [%]	54.69	1.77	66.33	1.01
t (S3) [%]	84.61	0.45	87.11	1.24
F (S1) [%]	-9.48	0.5	-10.86	1.04
F (S3) [%]	15.33	0.68	15.84	0.76
I (SF) [%]	-242.24	29.6	-384.82	36.11
I (SP) [%]	329.6	24.23	259.88	12.69
t (L1) [%]	5.7	0.52	6.02	1.58
t (L2) [%]	28.2	4.67	31.41	5.51
F (L1) [%]	-0.92	0.43	-1.55	0.3
F (L2) [%]	6.07	0.93	3.92	0.78
F med [%]	4.46	1.04	2.88	0.82
I (LF) [%]	-4.24	2.48	-10.68	3.23
t (C1) [%]	15.08	4.31	16.64	3.57
t (C2) [%]	84.92	0.59	87.34	1.25
C (C1) [N.m]	-128.02	26.2	-146.74	23.31
C (C2) [N.m]	206.49	30.61	204.49	35.57
t (x1) [%]	0	0	0	0
t (x2) [%]	100	0	100	0
DS [cm]	22.4	0.18	21.54	1
DL [cm]	1.85	0.53	2.49	0.99
Da [s]	0.86	0.05	0.83	0.03

Tabelul 3.2. Datele statistice pentru sprijinul pe piciorul stâng și sprijinul pe piciorul drept.

3.3. Descrierea unui sprijin prin funcții normalizate

Funcțiile de timp obținute în înregistrările succesive ale sprijinului unui același subiect, sau ale unor subiecți diferiți au o desfășurare mai mult sau mai puțin identică de-a lungul intervalului de sprijin. Evaluarea variabilității acestor funcții necesită normalizarea fiecărei variabile în amplitudine cât și în timp (Santambrogio, 1989).

Cele trei componente ortogonale ale forței de reacțiune în sol se normalizează prin împărțire cu greutatea corpului, măsurată de platforma de forță la începerea testelor :

$$\begin{aligned} F_{nx}(t) &= F_x(t) / P_c \\ F_{ny}(t) &= F_y(t) / P_c \\ F_{nz}(t) &= F_z(t) / P_c \end{aligned} \quad (3.1)$$

Se obțin astfel parametri adimensionali, adecvați pentru o prelucrare statistică.

Deplasarea laterală, respectiv antero-posterioară a centrului de presiune se normalizează în raport cu dimensiunile maxime ale ferestrei de evoluție a centrului de presiune în timpul sprijinului:

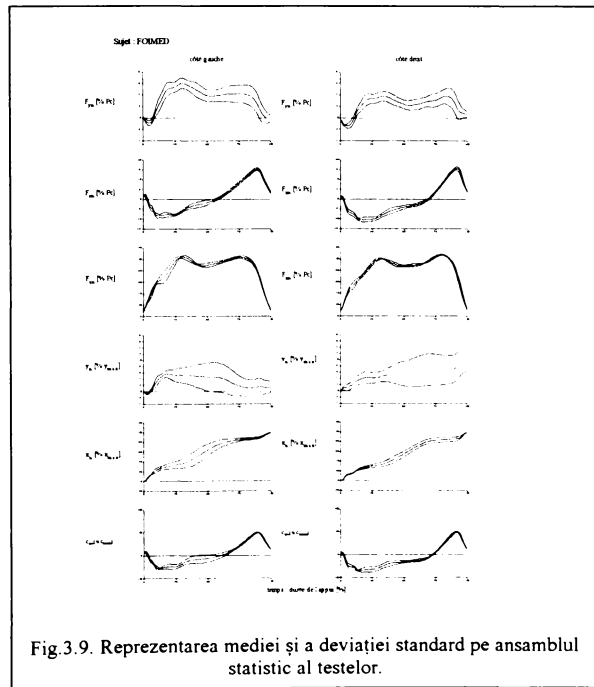
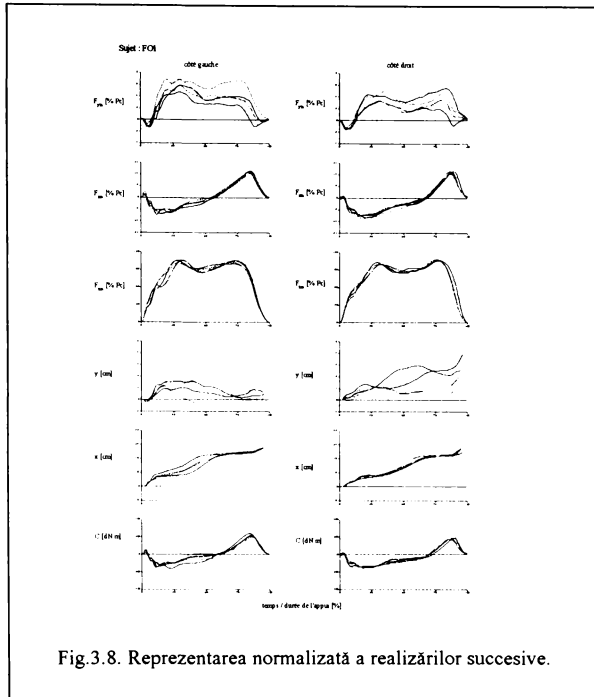
$$\begin{aligned} x_n(t) &= \frac{x(t) - \min[x(t)]}{\max[x(t)] - \min[x(t)]} \\ y_n(t) &= \frac{y(t) - \min[y(t)]}{\max[y(t)] - \min[y(t)]} \end{aligned} \quad (3.2)$$

Fiecare funcție de timp $p(t)$, $p \in \{F_{nx}, F_{ny}, F_{nz}, x_n, y_n\}$, este reprezentată în intervalul sprijinului, prin valorile $p(it)$ într-o secvență de puncte echidistante, T fiind intervalul de eșantionare. Astfel, pentru durate diferite ale sprijinului se utilizează un număr diferit de puncte de reprezentare. Pentru normalizarea duratei de sprijin se utilizează același număr, fixat, de puncte de reprezentare $k=256$, indiferent de durata sprijinului. Pozițiile acestor puncte sunt calculate printr-o interpolare liniară a absciselor punctelor de eșantionare.

Normalizarea duratei de sprijin permite reprezentarea în aceeași fereastră grafică a realizărilor succesive pentru fiecare variabilă biomecanică. Rezultatul se prezintă într-un document care conține 12 ferestre grafice pentru cele 6 variabile pentru partea de sprijin stângă și dreaptă (fig.3.8). Acest document exprimă într-o manieră calitativă variabilitatea realizărilor în același timp cu posibilele asimetrii ale variabilei pentru partea stângă față de partea dreaptă.

Pragul de segmentare a sprijinului este ales la $1/100$ din greutatea subiectului (P_C). Funcțiile coordonatelor centrului de presiune sunt în mod normal reprezentate pentru intervalul în care are loc condiția $F_V > 1/10 P_C$, având aceeași origine. Opțional se vizualizează derivatele acestor funcții în intervalele în care $F_V < 1/10 P_C$.

O măsură a variabilității pentru variabila p , este obținută prin calculul mediei m_i și al abaterii standard σ_i în fiecare punct i din intervalul de sprijin, pe ansamblul n al realizărilor pe partea stângă, respectiv dreaptă. Se prezintă rezultatul într-un document cu 12 ferestre grafice, în fiecare fereastră fiind reprezentate trei funcții constituite din punctele de medie, punctele de medie plus deviația standard și punctele de medie minus deviația standard (fig. 3.9).



Pragul de segmentare al intervalului de sprijin este ales în acest caz la 1/10 din greutatea subiectului. Funcțiile coordonatelor centrului de presiune sunt normalizate în raport cu fereastra de derulare, iar cuplul în raport cu valoarea sa maximă.

Se poate utiliza distanța între două realizări a și b ale variabilei normalizate p , definită de relația :

$$d_{ab} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^k (p_a[i] - p_b[i])^2}{k}} \quad (3.3)$$

pentru aprecierea cantitativă a repetabilității testelor succesive.

Se cunosc mai multe mărimi utilizate în evaluarea sintetică a variabilității realizărilor, pe baza calculului mediei și deviației standard în fiecare punct i , pe ansamblul acestora (Rehab.Eng.,1990).

Raportul de varianță este definit prin suma varianțelor (sau suma energiilor în variație) divizată prin varianța ansamblului (sau energia de variație) calculată pe reuniunea intervalelor de sprijin.

$$VR = \frac{\frac{1}{k \cdot (n-1)} \cdot \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (p_j[i] - m_i)^2}{\frac{1}{k \cdot n - 1} \cdot \sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (p_j[i] - m)^2} \quad (3.4)$$

în care m este media ansamblului :

$$m = \frac{1}{k} \cdot \sum_{i=1}^k m_i$$

Raportul de varianță are valoarea 1 dacă realizările succesive sunt total nereproductibile și valoarea 0 dacă acestea se repetă identic.

O altă măsură a variabilității, de importanță practică, o reprezintă coeficientul de variație, definit prin raportul între media pe intervalul de sprijin a deviațiilor standard calculate în fiecare punct pe ansamblul realizărilor și media ansamblului.

$$CV = \frac{\frac{1}{k} \cdot \sum_{i=1}^k \sqrt{\frac{\sum_{j=1}^n (p_j[i] - m_j)^2}{n-1}}}{\frac{1}{k} \cdot \sum_{j=1}^k m_j} \quad (3.5)$$

Un alt coeficient exprimă raportul între energia în variație și energia în descrierea medie a funcției de-a lungul intervalului de sprijin :

$$V / S = \frac{\sum_{i=1}^k \sum_{j=1}^n (p_j[i] - m_i)^2}{\sum_{i=1}^k m_i^2} \quad (3.6)$$

Pe baza relației (3.3) se definește o distanță normalizată între două realizări, astfel :

$$d'_{ab} = \frac{\sum_{i=1}^k (p_a[i] - p_b[i])^2}{\sum_{i=1}^k m_i^2} \quad (3.7)$$

Tabelul 3.3 conține distanțele între realizările succesive ale unei variabile biomecanice. Pe diagonala principală sunt calculate distanțele între o realizare și media ansamblului. Astfel, coeficientul din relația (3.6) se obține prin ponderarea mediei elementelor de pe diagonala principală cu factorul $n/(n-1)$, în care n este numărul testelor.

Demersul experimental presupune formarea unor grupuri omogene, conținând înregistrări ale unor subiecți de același sex, de vârstă, greutate, înălțime și cadență a mersului apropiate. Numărul minim de teste necesare pentru prelucrarea statistică, pentru fiecare subiect, este decis de un prag de acceptare a deviației standard, precum și de monotonia seriei deviațiilor standard calculate succesiv după fiecare test.

Subiect : fol Parametru : forța verticală data înregistrării : 12.07.94

Distanță	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
Test 1	0,00169	0,00323	0,00317	0,00516	0,00576
Test 2		0,00153	0,00078	0,00504	0,00746
Test 3			0,00161	0,00542	0,00752
Test 4				0,0015	0,00075
Test 5					0,00253

Tabelul 3.3. Distanța între realizările unui parametru

3.4. Simetria mersului

Un demers specific pentru studiul mersului uman este legat de compararea datelor măsurate în timpul mersului pentru piciorul stâng și drept al subiectului investigat (Dewar,1980). Se obține o măsură a gradului de similitudine a acestei evoluții prin calculul unui index de simetrie S_q pentru fiecare parametru P_q măsurat pentru piciorul stâng și drept :

$$S_q = \frac{\frac{1}{n_g} \cdot \sum_{j=1}^{n_g} P_{gqj}}{\frac{1}{n_d} \cdot \sum_{j=1}^{n_d} P_{dqj}} \quad (3.8)$$

în care P_{gqj} (P_{dqj}) este valoarea parametrului q în sprijinul j , pentru piciorul stîng g (drept d) și n_g (n_d) este numărul înregistrărilor sprijinului pentru piciorul stîng (drept).

Se calculează un index global de simetrie S_g , ținând cont de variabilitatea parametrilor mășurați :

$$S_g = 1 - \frac{1}{m} \cdot \sum_{q=1}^m |1 - S_q| \cdot w_q \quad (3.9)$$

în care m este numărul parametrilor care intervin în calculul simetriei, iar w_q este un factor de ponderare, definit prin:

$$w_q = 1 + \frac{|\sigma_{gq} - \sigma_{dq}|}{|\sigma_{gq} + \sigma_{dq}|} \quad (3.10)$$

Deviația standard σ_{gq} (σ_{dq}) a fiecărui parametru se calculează prin aplicarea corecției Bessel.

Rezultatul se prezintă într-un document (tabelul 3.4).

O măsură a simetriei funcțiilor înregistrate este definită printr-un demers similar, aplicat pentru toate punctele de reprezentare a intervalului de sprijin.

Subiect : fol data înregistrării : 12.07.94

Parametru	Index sim.	Coef.
t (V1) [%]	0,94	1,24
t (V2) [%]	0,91	1,39
t (V3) [%]	0,94	1,48
F (V1) [%]	1,04	1,26
F (V2) [%]	1,03	1,41
F (V3) [%]	0,97	1,36
t (S1) [%]	0,91	1,16
t (S2) [%]	0,82	1,27
t (S3) [%]	0,97	1,47
F (S1) [%]	0,87	1,35
F (S3) [%]	0,97	1,05
I (SF) [%]	0,63	1,1
I (SP) [%]	1,27	1,31
t (L1) [%]	0,95	1,5
t (L2) [%]	0,9	1,08
F (L1) [%]	0,59	1,17
F (L2) [%]	1,55	1,09
F med [%]	1,55	1,12
I (LF) [%]	0,4	1,13
t (C1) [%]	0,91	1,09
t (C2) [%]	0,97	1,36
C (C1) [N.m]	0,87	1,06
C (C2) [N.m]	1,01	1,07
t (x1) [%]	0	1
t (x2) [%]	1	1
DS [cm]	1,04	1,69
DL [cm]	0,74	1,3
Da [s]	1,03	1,29

Index global de simetrie = 0,86

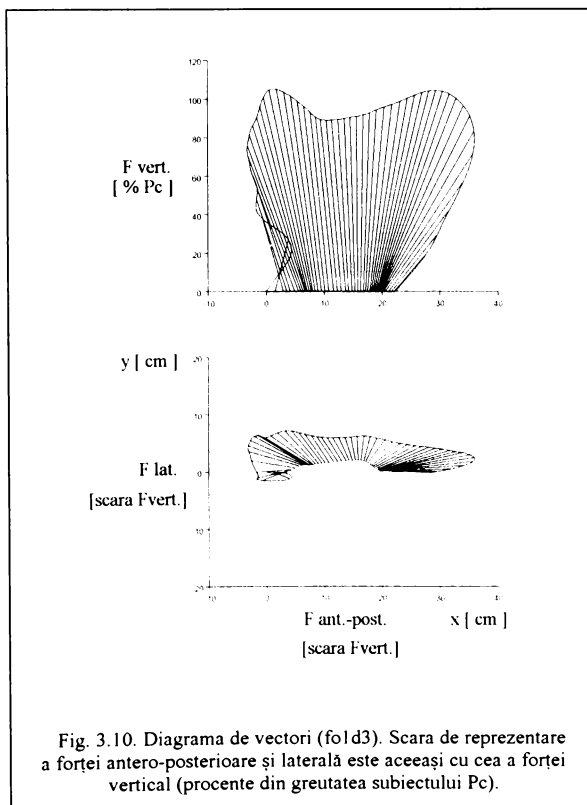
Tabelul 3.4. Indexul de simetrie al mersului

3.5. Descrierea sintetica a mersului prin tehnica diagramelor de vectori

O reprezentare sintetică și foarte sugestivă a vectorului forță de reacțiune în sol, pe durata sprijinului, se obține prin tehnica diagramelor de vectori, (VDT, "vector diagramme technique") (Pedotti,1977). Aceasta este o reprezentare spațio-temporală bi sau tridimensională a evoluției vectorului forță de reacțiune în sol, exercitată de picior pe durata sprijinului, în timpul locomoției. Reprezentarea vectorilor succesivi se face în planul antero-posterior (planul componentelor F_x, F_z) cu originea plasată în punctele $(x_{CP}, 0)$, în planul lateral (planul componentelor F_y, F_z), cu originea plasată în punctele $(y_{CP}, 0)$, sau în planul orizontal (planul componentelor F_x, F_y) cu originea în (x_{CP}, y_{CP}) .

Diagramele vectoriale în planul antero-posterior și orizontal pentru fiecare realizare sunt prezentate în documentul din fig.3.10. Intervalul de sprijin este acoperit cu un număr de 51 de vectori uniform distribuiți în timp în intervalul de sprijin. Traiectoria originii (linie roșie) și a vârfului vectorului (linie albastră) este reprezentată prin cele 256 de puncte normalizate în domeniul timp.

În timpul perioadei de sprijin, într-un mers normal, evoluția vectorilor formează un model repetitiv, caracterizat printr-o progresie monotonă a punctului de aplicație,



începând cu primul vector, corespunzând contactului călcâiului ("heel-strike vector"), până la ultimul vector, corespunzând ridicării vârfului ("toe off"). O caracteristică a mersului normal o constituie "netezimea" profilului progresiei vectorului. La cadențe ale pasului de 35 pași pe minut, diagramele de vectori au o variabilitate minimă (Rehab.Eng.,1990). Se identifică două maxime distincte, și un minim pronunțat între acestea, dând o formă caracteristică de "jumătate de fluture". Al doilea maxim se asociază cu o concentrare de vectori în regiunea metatarsială, corespunzând fazei de propulsie.

Dominanta descrisă este influențată de aspecte individuale pentru fiecare subiect. Diferențe minore sunt întâlnite între diagrama de vectori pe partea stângă și cea pe partea dreaptă pentru un subiect normal.

Diagramele de vectori însumează într-o manieră semnificativă caracteristicile mersului unei anumite persoane, putând chiar substitui o analiză complexă multifactorială a mersului. Aceasta se datorează faptului că diagramele de vectori cumulează întreaga informație cinematică și dinamică, precum și un număr de parametri care nu sunt disponibili în alt mod.

Diagramele prezintă forme tipice în cazul unor patologii, dar evaluarea performanței de mers se bazează pe o interpretare vizuală a imaginii.

3.6. Programele de calcul

Programele de prelucrare a datelor, la care se fac referiri în capitolul 3, au fost scrise de autor sub Origin 3.5 și sunt utilizate în Laboratorul de analiză a mișcării, Hôpital Raymond Poincaré din Garches, Franța. Programele realizează funcțiile descrise mai jos și sunt implementate prin butoane plasate într-o fereastră grafică, care trebuiesc acționate succesiv.

Programul de prelucrare primară a datelor

Programul de prelucrare primară a datelor realizează importarea fișierului de date, netezirea datelor pentru eliminarea zgomotului suprapus, extragerea din date a fiecărui sprijin, calculul pe baza datelor a variabilelor biomecanice, normalizarea variabilelor în amplitudine și timp, selecționarea sprijinului corespunzător pentru piciorul stâng, respectiv drept.

Butonul de importare a datelor creează :

- un tablou pentru date *[nume].[index]* pentru fiecare fișier de intrare, de tip text sau de numere întregi, conținând pe coloane următoarele variabile :

- col.1 : forța laterală F_y
- col.2 : forța antero-posterioară F_x
- col.3 : forța verticală F_z
- col.4 : cuplul C_y
- col.5 : cuplul C_x
- col.6 : cuplul C_z

- un tablou pentru parametri *[nume].don* și înscrie pentru fiecare fișier de intrare, o linie conținând datele antetelor :

- col.1 : frecvența de eșantionare
- col.2 : amplificarea canalului analogic
- col.3 : greutatea subiectului

Se afișează în fereastra grafică funcția Fz pentru primul tablou.

Butonul de netezire pentru date *net* utilizează o tehnică de netezire prin calculul FFT pe o fereastră alunecătoare de 16 puncte. Rutina generează tablourile *[nume].[index]f*.

Opțional se execută o rutină de eliminare a offset-ului *elof*. Rutina calculează media pe segmente succesive de lungime *nprseg*. Dacă media pe primele două segmente este mai mică decât 1/100 din greutatea subiectului, atunci din date se scade media pe primul segment și se poziționează un fanion în coloana 12 a tabloului *[nume].don* în 1. În caz contrar, operația de eliminare a offset-ului a eșuat și fanionul rămâne pe zero. Opțional se distrug tablourile datelor de intrare și se redenumesc tablourile de ieșire *[nume].[index]*.

Se afișează în fereastra grafică funcția Fz netezită, pentru primul test.

Butonul de segmentare lansează citirea pragului de delimitare a sprijinului în procente față de greutatea subiectului.

Rutina *acpa*, creează o serie *acce* cu dimensiunea *nrseg* și tabloul *pas*. *Acce* conține mediile pe segmentele succesive de dimensiune *nprseg* = 25 ale datelor. Coloanele tabloului *pas* conțin :

- col.1 : un indicator al fazei, cu valorile 0 pentru faza de balans, 1 pentru faza de sprijin
- col.2 : indexul ultimului segment înaintea unei tranziții de la balans la sprijin sau invers

Rutina *segpas* înscrie tabloul *pas* pe baza segmentării sprijinului în *nrseg* intervale. Rutina utilizează variabila *ba*, indicator al fazei și variabila *pix*, contor pentru adresarea celulelor tabloului *pas*.

Pe baza elementelor din tabloul *pas*, rutina *segfin* furnizează indexul primului eșantion al unui sprijin (*a1*) și indexul ultimului eșantion al unui sprijin (*a2*).

Se segmentează tablourile originale și se generează câte un tablou pentru fiecare *pas*, cu denumirea : *[nume].[index test] .[index pas]*. Se înscrie în *[nume].don* începând cu coloana 5, numărul de eșantioane al fiecărui *pas*.

Se afișează în fereastra grafică funcția Fz pentru primul sprijin din testul curent.

Butonul de normalizare generează pentru fiecare *pas* tablourile *[nume].[index test].[index pas]c* prin normalizarea axei timp utilizând *nl* = 256 puncte de interpolare. Rutina de interpolare realizează o interpolare liniară a datelor.

Se execută rutina *xyzc*, care normalizează forțele prin raport cu greutatea corpului, calculează coordonatele centrului de presiune și cuplul vertical în centrul de presiune.

Opțional se distruge tabloul original și redenumeste tabloul generat *[nume].[index test] .[index pas]*.

Se afișează în fereastra grafică funcția Fz pentru primul *pas* normalizat din testul curent.

Rutina *gsaud* creează tabloul *gd*, care conține pe linii pentru fiecare sprijin următoarele date :

- col.1 : tipul sprijinului *TS*
- col.2 : valoarea medie a forței laterale *m(Fy)*

- col.3 : valoarea medie a derivatei funcție de timp a coordonatei x: $m(dx/dt)$
- col.4 : indexul $a1$ al primului punct din Fz pentru care $Fz > Pc / 10$
- col.5 : indexul $a2$ al ultimului punct din Fz pentru care $Fz > Pc / 10$
- col.6 : coordonata y în $a1$
- col.7 : coordonata x în $a1$

și apelează rutina *xyref*, care înscrie în tablou col.4 - col.7, translatează sistemul de coordonate în $x(a1)$, $y(a1)$ și redefiniște domeniul funcțiilor $x(CP)$, $y(CP)$ între $a1$ și $a2$.

Pentru fiecare pas se calculează valoarea medie $m(Fy)$ a forței laterale și valoarea medie $m(dx/dt)$ a derivatei funcție de timp a coordonatei x, se identifică tipul sprijinului în funcție de cele două valori și se înscrie *TS* în co 1. Astfel :

- dacă $m(Fy) > 0$ și $m(dx/dt) > 0$ atunci sprijinul este stâng cu deplasare în sensul axei x, $TS = 1$;
- dacă $m(Fy) < 0$ și $m(dx/dt) < 0$ atunci sprijinul este stâng, cu sensul de deplasare inversat, $TS = 2$;
- dacă $m(Fy) < 0$ și $m(dx/dt) > 0$ atunci sprijinul este drept, cu deplasare în sensul axei x, $TS = 3$;
- dacă $m(Fy) > 0$ și $m(dx/dt) < 0$ atunci sprijinul este drept, cu sensul de deplasare inversat, $TS = 4$.

Butonul de selecționare stânga-dreapta apelează rutina *test*, care realizează pentru fiecare pas schimbarea sistemului de coordonate în funcție de tipul sprijinului.

Apoi se redenumeste fiecare tablou $[nume].[index\ test].[index\ pas]$, cu numele nou $[nume]g.[index]$ pentru partea stângă și $[nume]d.[index]$ pentru partea dreaptă.

Se creează tablourile de parametri $[nume]pg$ și $[nume]pd$, care conțin următoarele date :

- co.1 : frecvența de eșantionare
- co.2 : amplificarea canalului analogic
- co.3 : greutatea subiectului
- co.4 : numărul testului
- co.5 : numărul de eșantioane al sprijinului
- co.6 : tipul sprijinului
- co.7 : media forței laterale $m(Fy)$
- co.8 : media derivatei funcție de timp a deplasării antero-posterioare $m(dx/dt)$
- co.9 : indexul $a1$ al primului punct din Fz pentru care $Fz > Pc / 10$
- co.10 : indexul $a2$ al ultimului punct din Fz pentru care $Fz > Pc / 10$
- co.11 : coordonata y în $a1$
- co.12 : coordonata x în $a1$

Apelează rutina *trsf*, care transferă conținutul tabloului gd și $[nume].don$ în $[nume]pg$ și $[nume]pd$.

Programul de calcul al parametrilor

Rutina *fy* construiește un tablou intermediar al parametrilor forței laterale pentru pasul selectat (k), denumit $varg[index\ coloana]$ pentru partea stângă sau $vard[index\ coloana]$ pentru partea dreaptă. Variabila care indică numărul coloanei este $l = 1$.

Rutina înscrie în tablou șirul de date original, prelucrează acest șir și determină un număr de parametri ai șirului, astfel :

col.1	: șirul de date original
col.2	: șirul valorilor pozitive
col.3	: șirul valorilor negative
col.4(1)	: indexul valorii minime în debutul șirului
col.4(2)	: indexul valorii maxime a șirului în intervalul specificat
col.4(3)	: valoarea minimă în debutul șirului
col.4(4)	: valoarea maximă a șirului în intervalul specificat
col.4(5)	: valoarea medie a forței
col.4(6)	: aria valorilor negative

Algoritmul de identificare a punctelor esențiale în componenta laterală a forței se bazează pe detectarea unor puncte de maxim și minim globale.

Rutina f_x construiește un tablou intermediar al parametrilor forței antero-posterioare pentru pasul selectat (k), denumit $varg[index\ coloana]$ pentru partea stângă sau $vard[index\ coloana]$ pentru partea dreaptă. Variabila care indică numărul coloanei este $l = 2$.

Rutina înscrie în tablou șirul de date original, prelucrează acest șir și determină un număr de parametri ai șirului, astfel :

col.1	: șirul de date original
col.2	: șirul valorilor absolute inversat
col.3(1)	: indexul punctului de trecere prin zero în zona mediană a șirului
col.4(1)	: indexul valorii minime a șirului
col.4(2)	: indexul valorii maxime a șirului.
col.4(3)	: valoarea minimă a șirului
col.4(4)	: valoarea maximă a șirului
col.4(5)	: aria șirului valorilor anterioare punctului de trecere prin zero
col.4(6)	: aria șirului valorilor posterioare punctului de trecere prin zero

Algoritmul de identificare a punctelor esențiale în componenta orizontală a forței constă din :

- detectarea minimului și maximului global ale funcției;
- detectarea minimului global al integralei funcției;

Rutina f_z construiește un tablou intermediar al parametrilor forței verticale pentru pasul selectat (k), denumit $varg[index\ coloana]$ pentru partea stângă sau $vard[index\ coloana]$ pentru partea dreaptă. Variabila care indică numărul coloanei este $l = 3$.

Rutina înscrie în tablou șirul de date original, prelucrează acest șir și determină un număr de parametri ai șirului, astfel :

col.1	: șirul de date original inversat
col.2	: șirul indexurilor maximelor
col.3	: șirul indexurilor minimelor
col.4(1)	: indexul primului maxim

col.4(2)	: indexul primului minim
col.4(3)	: indexul celui de-al doilea maxim
col.4(4)	: primul maxim
col.4(5)	: primul minim
col.4(6)	: cel de-al doilea maxim

Algoritmul de identificare a punctelor esențiale în componenta verticală a forței constă din :

- detectarea punctelor de maxim local ale funcției;
- ordonarea crescătoare a șirului maximelor și selectarea ultimelor două valori din șir;
- ordonarea cronologică a absciselor valorilor selectate;
- detectarea minimumului global în intervalul definit de cele două abscise.

Rutina *xy* construiește un tablou intermediar al parametrilor coordonatelor centrului de presiune pentru pasul selectat (*k*), denumit *varg[index coloana]* pentru partea stângă sau *vard[index coloana]* pentru partea dreaptă. Variabila care indică numărul coloanei este *l = 4*.

Rutina înscrie în tablou șirul de date original, prelucrează acest șir și determină un număr de parametri ai șirului, astfel :

col.1	: șirul de date original pentru deplasarea laterală y
col.2	: șirul de date original pentru deplasarea antero - posterioară x
col.3	: șirul indexurilor minimelor
col.4(1)	: abscisa minimumului în deplasarea antero - posterioară în procente față de durata sprijinului
col.4(2)	: abscisa maximumului în deplasarea antero - posterioară în procente față de durata sprijinului
col.4(3)	: distanța între maxim și minim în deplasarea antero- posterioară
col.4(4)	: distanța între maxim și minim în deplasarea laterală
col.4(5)	: durata sprijinului în secunde

Algoritmul de identificare a punctelor esențiale în coordonatele centrului de presiune se bazează pe detectarea unor puncte de maxim și minim globale.

Rutina *cz* construiește un tablou intermediar al parametrilor cuplului vertical în centrul de presiune pentru pasul selectat (*k*), denumit *varg[index coloana]* pentru partea stângă sau *vard[index coloana]* pentru partea dreaptă. Variabila care indică numărul coloanei este *l = 6*.

Rutina înscrie în tablou șirul de date original, prelucrează acest șir și determină un număr de parametri ai șirului, astfel :

col.1	: șirul de date original
col.4(1)	: indexul valorii minime a șirului
col.4(2)	: indexul valorii maxime a șirului
col.4(3)	: valoarea minimă a șirului
col.4(4)	: valoarea maximă a șirului

Algoritmul de identificare a punctelor esențiale în cuplul de pivotare se bazează pe detectarea unor puncte de maxim și minim globale.

Butonul *Var* creează tablourile :

medg și *medd* conținând statistica parametrilor pentru partea dreaptă, respectiv stângă:

- col.1 : valoarea medie calculată pe numărul de pași
- col.2 : abaterea standard calculată pe numărul de pași

parg și *pard* conținând pe coloane parametrii pentru pașii succesivi pe partea dreaptă, respectiv stângă,

xyg și *xyd* tablouri auxiliare pentru reprezentarea funcțiilor $y(x)$.

Introduce în fereastra grafică funcția selectată prin numărul coloanei (variabila l), pentru primul sprijin ($k=1$) pe partea stângă sau dreaptă.

Butonul *Param* execută pentru fiecare pas (k) rutinele de calcul al parametrilor pentru toate variabilele, execută *trpar*, care transferă parametrii din tablourile *varg* (*vard*) în coloana k din tabloul *parg* (*pard*), astfel :

fz

- col.1 : abscisa primului maxim în procente față de durata sprijinului
- col.2 : abscisa primului minim în procente față de durata sprijinului
- col.3 : abscisa celui de-al doilea maxim în procente față de durata sprijinului
- col.4 : primul maxim
- col.5 : primul minim
- col.6 : cel de-al doilea maxim

fx

- col.9 : abscisa valorii minime în procente față de durata sprijinului
- col.10 : abscisa la care funcția se anulează
- col.11 : abscisa valorii maxime în procente față de durata sprijinului
- col.12 : valoarea minimă
- col.13 : valoarea maximă
- col.14 : aria șirului valorilor anterioare punctului median de trecere prin zero, normalizată față de durata sprijinului
- col.15 : aria șirului valorilor posterioare punctului median de trecere prin zero, normalizată față de durata sprijinului

fy

- col.17 : abscisa valorii minime în debutul șirului în procente față de durata sprijinului
- col.18 : abscisa valorii maxime a șirului în procente față de durata sprijinului
- col.19 : valoarea minimă în debutul șirului
- col.20 : valoarea maximă a șirului în intervalul specificat
- col.21 : valoarea medie în intervalul specificat
- col.22 : aria valorilor negative normalizată față de durata sprijinului

cz

- col.25 : abscisa valorii minime în procente față de durata sprijinului
- col.26 : abscisa valorii maxime în procente față de durata sprijinului
- col.27 : valoarea minimă
- col.28 : valoarea maximă

xy

- col.33 : abscisa minimului în deplasarea antero - posterioară în procente față de durata sprijinului
- col.34 : abscisa maximului în deplasarea antero - posterioară în procente față de durata sprijinului

- col.35 : distanța între maxim și minim în deplasarea ant-posterioară în cm
 col.36 : distanța între maxim și minim în deplasarea laterală în cm
 col.37 : durata sprijinului în secunde

Butonul *Stat* calculează media și abaterea standard între elementele de pe liniile tabloului de parametri *parg* (*pard*), și le înscrie în tabloul *medg* (*medd*).

Butonul *Doc* creează patru documente pentru prezentarea datelor statistice din tablourile :

parg, pard, medg, medd.

Programele de prezentare a datelor

Programul de afișare a variabilelor normalizate reprezintă în aceeași fereastră grafică realizările succesive pentru fiecare variabilă biomecanică. Programul elaborează un document, care conține 12 ferestre grafice pentru cele 6 variabile pentru partea de sprijin stângă și dreaptă.

Funcțiile coordonatelor centrului de presiune sunt în mod normal reprezentate pentru intervalul în care are loc condiția $F_V > 1/10 P_C$, având aceeași origine. Un buton permite vizualizarea derivelor acestor funcții în intervalele în care $F_V < 1/10 P_C$.

Programul de afișare a mediilor statistice calculează media m_i și abaterea standard σ_i în fiecare punct i din intervalul de sprijin, pe ansamblul n al realizărilor pe partea stângă, respectiv dreaptă. Programul elaborează un document cu 12 ferestre grafice, în fiecare fereastră fiind reprezentate trei funcții constituite din punctele de medie, punctele de medie plus deviația standard și punctele de medie minus deviația standard.

Pragul de segmentare al intervalului de sprijin este ales în acest caz la $1/10$ din greutatea subiectului. Funcțiile coordonatelor centrului de presiune sunt normalizate în raport cu fereastra de derulare, iar cuplul în raport cu valoarea sa maximă.

Programul de prezentare a diagramelor vectoriale în planul antero-posterior și orizontal acoperă intervalul de sprijin cu un număr de 51 de vectori uniform distribuiți. Traiectoria originii și a vârfului vectorului este reprezentată prin cele 256 de puncte normalizate în domeniul timp.

3.7. Rezultate

Înregistrările forței de reacțiune în sol pentru subiecții normali corespund datelor existente în literatură. Astfel :

- componenta verticală prezintă două maxime ;
- componenta antero-posterioară prezintă două impulsuri de semn contrar, corespunzând fazei de frânare și fazei de propulsie ;
- componenta laterală prezintă undulații în jurul unei valori medii.
- deplasarea antero-posterioară a centrului de presiune decurge monoton, de la primul punct de sprijin la ultimul punct de sprijin.
- cuplul de pivotare prezintă o fază negativă în prima parte a sprijinului și o fază pozitivă în a doua jumătate a sprijinului.

Tabelul 3.5 prezintă comparativ valorile medii ale parametrilor sprijinului pentru subiecți normali, iar tabelul 3.6 prezintă deviațiile standard corespunzătoare.

Se observă în general o variabilitate scăzută a acestor parametri pentru subiecții investigați. Valorile medii diferă de la un subiect la altul, sau între partea stângă și partea dreaptă pentru același subiect. Astfel se formulează unele caracteristici generale independente de subiect cât și unele particularități dependente de subiect, ce rezultă din analiza acestora.

Se constată că punctele esențiale se succed în ordinea : $S1, V1, V2, S2, V2, S3$, ocupând intervale specifice de-a lungul sprijinului. Primul maxim în componenta laterală a forței ($L2$) precede de regulă primul maxim în cea verticală ($V1$), iar extremele funcției cuplu se situează în imediata vecinătate a celor ale componente antero-posterioare a forței.

În condițiile protocolului stabilit componenta verticală a forței atinge variații de maxim 20 % din greutatea corpului, dar de regulă este de câteva procente, componenta antero-posterioară atinge extreme negative între 7 și 11 % și extreme pozitive mai ridicate, între 11 și 19 %, iar componenta laterală atinge un maxim între 4 și 8 %.

Se constată o variabilitate importantă a ariei impulsului negativ din debutul componente laterale, cu valori între zero și 14 % (normarea fiind făcută în raport cu produsul dintre o forță egală cu 0,01 din greutatea subiectului și durata sprijinului).

Se reprezintă grafic funcțiile normalizate pentru fiecare variabilă biomecanică. Aceste reprezentări arată calitativ o bună grupare a realizărilor în jurul unor valori medii, în cazul subiecților normali.

Pentru exprimarea cantitativă a grupării realizărilor se utilizează distanța definită de relația (3.7). Astfel, se constată că variabilitatea componentelor forței de reacțiune în sol scade în sensul forța laterală, forța antero-posterioară, forța verticală, iar distanțele reflectă această scădere la nivelul ordinului și duratei (tabelele 3.7). Pe baza distanței se definește un criteriu de eliminare a artefactelor din mulțimea înregistrărilor. Realizările astfel selecționate servesc la construirea unor forme de descriere a sprijinului prin reprezentarea funcțiilor mediate pe ansamblul realizărilor. În figura 3.11 se arată comparativ funcțiile mediate pentru un număr de 5 subiecți normali.

Se evaluează reflectarea variabilității funcțiilor normalizate de către coeficienții statistici (tabelele 3.8). Astfel, raportul de varianță nu prezintă suficientă relevanță, deoarece raportarea se face la varianța ansamblului obținut prin reunirea înregistrărilor, aceasta introducând o ponderare variabilă și neavând nici-o semnificație fizică. Coeficientul de variație are în unele situații o relevanță sporită, dar este inadecvat pentru reprezentarea unor variații cu medie apropiată de zero, cum este forța antero-posterioară și cuplul de pivotare. Raportul semnal/variație este cel

mai adecvat pentru evaluarea cantitativă a grupării realizărilor și prezintă o bună sensibilitate în reflectarea diferitelor variabile.

Parametru	Medie 1 stâng	Medie 1 drept	Medie 2 stâng	Medie 2 drept	Medie 3 stâng	Medie 3 drept	Medie 4 stâng	Medie 4 drept
t (V1) [%]	31.33	28.2	30.47	33.28	28.59	37.03	29.38	31.25
t (V2) [%]	53.52	45.86	40.23	44.38	41.72	49.38	44.92	49.61
t (V3) [%]	78.44	77.66	69.61	76.02	71.33	76.33	71.8	76.33
F (V1) [%]	98.14	98.68	105.6	102.65	101.23	98.51	105.46	101.11
F (V2) [%]	88.22	88.49	93.7	92.73	89.06	91.05	88.89	86.62
F (V3) [%]	111.17	116.47	105.16	103.34	101.89	102.05	104.12	107.55
t (S1) [%]	19.61	23.98	18.44	21.25	21.41	21.25	15.31	16.8
t (S2) [%]	49.69	53.52	47.97	58.67	57.27	59.77	54.69	66.33
t (S3) [%]	83.83	84.3	80.47	85.16	89.14	88.83	84.61	87.11
F (S1) [%]	-7.49	-11.74	-7.65	-11.29	-7.46	-7.04	-9.48	-10.86
F (S3) [%]	19.44	19.51	11.54	11.48	15.26	17.86	15.33	15.84
I (SF) [%]	-194.79	-319.39	-180.64	-347.02	-217.26	-230.37	-242.24	-384.82
I (SP) [%]	443.1	426.29	280.87	205.59	324.73	305	329.6	259.88
t (L1) [%]	5.7	8.52	4.06	4.06	4.22	3.98	5.7	6.02
t (L2) [%]	26.56	26.33	30.47	36.48	27.97	29.06	28.2	31.41
F (L1) [%]	-0.62	-1.57	-0.68	-1.12	-2.13	-1.61	-0.92	-1.55
F (L2) [%]	5.85	4.39	4.51	5.09	7.92	6.74	6.07	3.92
F med [%]	3.9	3.25	3.87	4.34	6.54	5.47	4.46	2.88
I (LF) [%]	-2.44	-8.39	-2.99	-4.31	-8.42	-6.82	-4.24	-10.68
t (C1) [%]	20.23	22.11	18.52	19.61	20.23	21.72	15.08	16.64
t (C2) [%]	83.83	84.45	81.41	85.23	89.69	88.98	84.92	87.34
C (C1) [N.m]	-115	-156.74	-100.35	-150.02	-146.76	-141.72	-128.02	-146.74
C (C2) [N.m]	271.24	255.03	141.17	152.81	302.21	333.07	206.49	204.49
t (x1) [%]	0	0.08	0	0	0	0.09	0	0
t (x2) [%]	100	100	100	100	98.02	100	100	100
DS [cm]	21.27	21.92	22.15	22.22	19.34	20.97	22.4	21.54
DL [cm]	1.92	2.85	2.07	4.17	2.43	3.18	1.85	2.49
Da [s]	0.89	0.91	1.07	0.95	0.86	0.92	0.86	0.83

Parametru	Medie 5 stâng	Medie 5 drept	Medie 6 stâng	Medie 6 drept	Medie 7 stâng	Medie 7 drept
t (V1) [%]	30	32.11	25.16	26.25	32.81	29.3
t (V2) [%]	42.19	48.91	49.84	44.69	48.91	49.22
t (V3) [%]	67.58	73.52	76.48	76.88	68.75	73.44
F (V1) [%]	102.32	101.59	109.84	107.12	99.7	102
F (V2) [%]	93.47	89.52	77.02	83.97	91.49	84.16
F (V3) [%]	99.99	99.9	119.41	110.76	100.06	105.07
t (S1) [%]	17.03	24.06	16.95	19.06	18.67	20.63
t (S2) [%]	50	58.28	48.52	56.8	57.66	63.83
t (S3) [%]	83.36	88.13	83.98	83.28	85	81.95
F (S1) [%]	-5.4	-8.84	-9.05	-9.28	-7.83	-11.96
F (S3) [%]	11.94	14.63	19.89	16.56	15.6	11.75
I (SF) [%]	-149.92	-301.11	-193.52	-253.5	-240.75	-409.05
I (SP) [%]	280.86	317.58	399.99	315.3	281.48	183.55
t (L1) [%]	2.58	4.69	5	4.06	5.16	6.41
t (L2) [%]	27.89	30.23	28.75	29.84	28.13	29.61
F (L1) [%]	-0.11	-0.72	-2.1	-1.07	-1.48	-1.34
F (L2) [%]	7.05	5.79	6.4	5.43	6.57	6.17
F med [%]	5.69	4.72	5.35	4.88	5.33	4.9
I (LF) [%]	-0.24	-2.44	-13.86	-8.19	-6.25	-8.44
t (C1) [%]	15.39	21.33	17.58	20.23	17.58	19.3
t (C2) [%]	84.84	88.83	84.22	86.17	85.39	85
C (C1) [N.m]	-82.36	-181.12	-152.68	-108.5	-119.58	-174.48
C (C2) [N.m]	169.4	308.86	242.32	98.67	192.06	150.11
t (x1) [%]	0	0.08	0	0	0	0.52
t (x2) [%]	100	100	100	100	100	100
DS [cm]	21.08	17.63	24.67	22.5	24.86	26.31
DL [cm]	2.66	2.85	4.89	6.38	4.94	5.03
Da [s]	1.05	0.86	0.67	0.75	0.82	0.77

Tabelul 3.5. Valorile medii ale parametrilor sprijinului stâng și drept pentru 7 subiecți normali.

Parametru	Dev. st. 1 stâng	Dev. st. 1 drept	Dev. st. 2 stâng	Dev. st. 2 drept	Dev. st. 3 stâng	Dev. st. 3 drept	Dev. st. 4 stâng	Dev. st. 4 drept
t (V1) [°]	1,28	2,41	2,07	2,22	2,88	10,55	2,27	1,38
t (V2) [°]	6,61	9,82	2,29	1,95	1,05	7,04	1,79	4,06
t (V3) [°]	0,33	0,8	7,53	0,65	3,06	4,64	3,03	1,06
F (V1) [°]	1,57	2,82	2,44	0,83	2,91	2,09	2,25	1,32
F (V2) [°]	2,11	1,05	0,62	1,59	1,96	2,37	3,06	1,27
F (V3) [°]	2,12	3,17	2,16	1,27	1,87	0,76	2,37	1,11
t (S1) [°]	5,26	1,02	2,61	3,24	3,52	2,48	4,33	3,11
t (S2) [°]	2,99	1,77	2,2	2,41	1,74	1,07	1,77	1,01
t (S3) [°]	0,35	0,7	0,92	0,48	1,08	0,21	0,45	1,24
F (S1) [°]	0,75	1,34	1,13	1,15	0,74	0,45	0,5	1,04
F (S3) [°]	1,44	0,6	0,43	0,79	1,41	1,15	0,68	0,76
I (SF) [°]	14,3	27,99	21,66	34,36	26,58	23,82	29,6	36,11
I (SP) [°]	20,71	16,2	21,62	14,07	24,87	6,04	24,23	12,69
t (L1) [°]	3,29	0,64	0,52	0,21	0,33	0,43	0,52	1,58
t (L2) [°]	2,26	5,61	2,49	14,59	0,65	1,09	4,67	5,51
F (L1) [°]	0,65	0,87	0,38	0,27	0,36	0,89	0,43	0,3
F (L2) [°]	0,85	0,19	0,38	0,52	0,41	0,59	0,93	0,78
F mod [°]	0,54	0,9	0,56	0,45	0,66	0,28	1,04	0,82
I (LF) [°]	3,07	4,9	1,99	1,85	1,23	4,49	2,48	3,23
t (C1) [°]	5,97	4,09	2,35	2,37	2,93	1,09	4,31	3,57
t (C2) [°]	0,45	0,58	0,9	0,64	0,9	0,17	0,59	1,25
C (C1) [N.m]	28,56	20,66	15,96	26,25	29,91	33,26	26,2	23,31
C (C2) [N.m]	59,15	16,72	17,03	27,5	10,13	72,67	30,61	35,57
t (x1) [°]	0	0,19	0	0	0	0,19	0	0
t (x2) [°]	0	0	0	0	4,44	0	0	0
DS [cm]	1,14	0,49	0,32	0,26	0,38	0,81	0,18	1
DL [cm]	0,34	0,89	0,65	0,29	0,61	0,26	0,53	0,99
Da [s]	0,04	0,02	0,11	0,02	0,05	0,05	0,05	0,03

Parametru	Dev. st. 5 stâng	Dev. st. 5 drept	Dev. st. 6 stâng	Dev. st. 6 drept	Dev. st. 7 stâng	Dev. st. 7 drept
t (V1) [°]	1,08	0,89	2,82	3,15	1,03	1,03
t (V2) [°]	4,53	2,09	1,16	4	0,7	1,54
t (V3) [°]	8,94	0,7	1,36	0,7	10,38	0,87
F (V1) [°]	0,46	1,22	5,14	4,95	1,33	1,55
F (V2) [°]	1,22	1,12	4,83	4,3	2,05	1,07
F (V3) [°]	1,9	1,62	4,66	7,73	3,68	2,05
t (S1) [°]	6,27	3,01	2,37	2,23	3,2	1,55
t (S2) [°]	1,87	1,5	6,66	5,99	1,58	2,46
t (S3) [°]	2,46	0,98	1,3	1,22	0,45	0,51
F (S1) [°]	0,43	0,65	2,1	2,81	0,78	0,69
F (S3) [°]	1,96	1,68	2,72	3,42	1,07	1,85
I (SF) [°]	11,83	19,79	52,72	88,82	37,87	30,31
I (SP) [°]	54,65	35,38	73,7	78,5	23,86	61,05
t (L1) [°]	1,82	0,48	0,64	0,81	1,12	2,37
t (L2) [°]	1,65	1,25	4,77	9,87	2,44	3,78
F (L1) [°]	0,06	0,13	0,44	0,39	0,53	0,54
F (L2) [°]	0,21	0,34	0,84	0,93	0,55	1,16
F mod [°]	0,4	0,25	0,75	0,92	0,77	0,92
I (LF) [°]	0,17	0,8	3,5	4,18	2,82	5,18
t (C1) [°]	6,48	3,11	2,39	1,9	2,8	0,98
t (C2) [°]	2,64	0,94	1,42	1,96	0,45	0,59
C (C1) [N.m]	8,95	21,93	27,58	37,25	11,76	28,2
C (C2) [N.m]	38,25	58,4	48,69	45,91	36,55	25,47
t (x1) [°]	0	0,19	0	0	0	0,56
t (x2) [°]	0	0	0	0	0	0
DS [cm]	1,04	0,75	2,05	1,64	0,51	2,3
DL [cm]	0,4	0,27	0,65	1,23	0,51	0,77
Da [s]	0,13	0,05	0,04	0,06	0,01	0,02

Tabelul 3.6. Deviațiile standard ale parametrilor sprijinului pentru 7 subiecți normali.

Subiect : fol Variabila : forța laterală Partea : dreaptă

Distanță	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
Test 1	0,15268	0,39997	0,09493	0,68637	0,10221
Test 2		0,07966	0,20969	0,09499	0,21371
Test 3			0,03928	0,36994	0,04191
Test 4				0,20357	0,38659
Test 5					0,04487

Subiect : fol Variabila : forța antero-posterioară Partea : dreaptă

Distanță	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
Test 1	0,00757	0,02509	0,02559	0,01557	0,02536
Test 2		0,00763	0,03924	0,00983	0,01769
Test 3			0,01987	0,03685	0,05141
Test 4				0,00611	0,02203
Test 5					0,01255

Subiect : fol Variabila : forța verticală Partea : dreaptă

Distanță	Test 1	Test 2	Test 3	Test 4	Test 5
Test 1	0,00127	0,00314	0,0016	0,00334	0,00264
Test 2		0,00067	0,00259	0,00121	0,00076
Test 3			0,00087	0,00285	0,00171
Test 4				0,00101	0,00205
Test 5					0,00056

Tabelele 3.7. Distanțele normalizate între realizările componentelor forței de reacțiune în sol.

Subiect : fol Partea : dreaptă

Variabila	Raport de varianță	Coefficient de variație	Raport semnal/variație
Forța laterală	0,34223	0,39819	0,13002
Forța ant.-post.	0,0137	-0,6216	0,01343
Forța verticală	0,01309	0,03077	0,00109
Deplasare laterală	0,86596	0,6024	0,37935
Deplasare ant.-post.	0,02471	0,07347	0,00515
Cuplu de pivotare	0,02177	-0,48549	0,02058

Subiect : fol Partea : stângă

Variabila	Raport de varianță	Coefficient de variație	Raport semnal/variație
Forța laterală	0,29274	0,32543	0,0897
Forța ant.-post.	0,01546	1,00328	0,01546
Forța verticală	0,02427	0,04139	0,00221
Deplasare laterală	0,86081	0,84051	0,65752
Deplasare ant.-post.	0,07261	0,10436	0,01337
Cuplu de pivotare	0,04342	2,27154	0,04476

Tabelele 3.8. Coeficienții statistici ai sprijinului pentru un subiect normal.

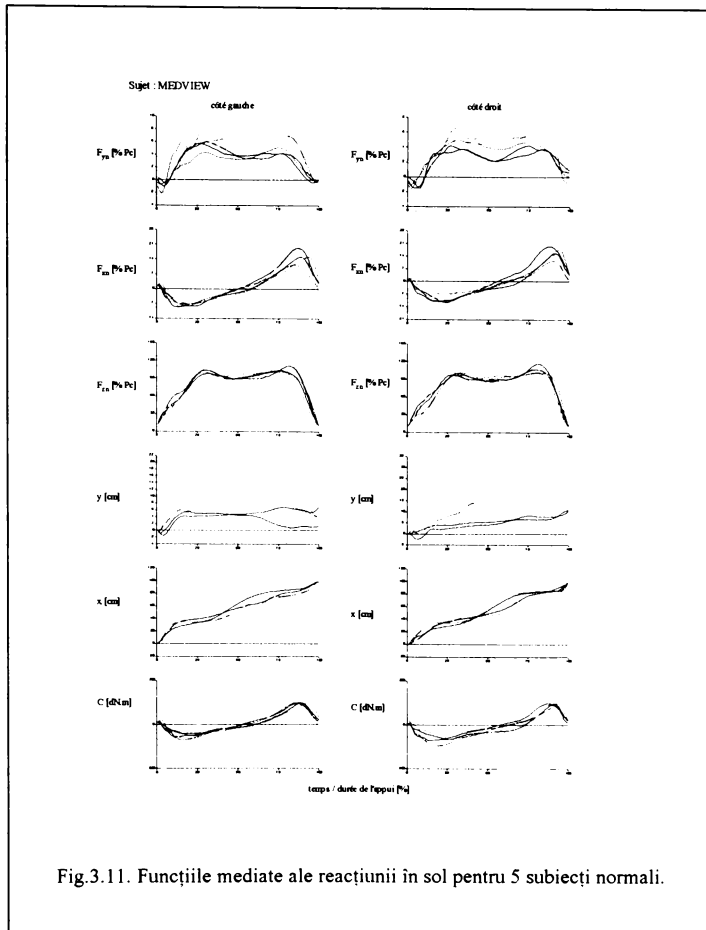


Fig.3.11. Funcțiile mediate ale reacțiunii în sol pentru 5 subiecți normali.

Diagramele de vectori indică o evoluție monotonă a proiecției vectorului forță în timp și amplitudine, în planul reprezentării. Se constată o concentrare de vectori în debutul sprijinului în faza de recepție a greutateii și o a doua concentrare în regiunea metatarsală, corespunzând fazei de propulsie.

Diagramele de vectori evidențiază mai net aspectele individuale ale fiecărui subiect precum și asimetriile între sprijinul pe piciorul drept și stâng, în ceea ce privește caracteristicile lobilor corespunzători fazei de frânare și fazei de propulsie. Astfel, în diagramele din fig.3.12 se observă pentru reprezentarea în plan vertical la subiectul *anl* o concentrare de vectori mai importantă în faza de frânare, o pondere mai mică a lobului corespunzător acestei faze, precum și importante asimetrii în planul antero-posterior între partea stângă și partea dreaptă. Pentru subiectul *cal* se remarcă o dezvoltare minoră a celor doi lobi în planul vertical, cu o evoluție sinuoasă a conturului diagramei de vectori în faza de recepție a greutateii.

În diagramele din fig.3.13 se observă o dezvoltare importantă a celor doi lobi în plan vertical cu concentrări echilibrate de vectori între cele două faze. Se remarcă o asimetrie mai importantă stânga-dreapta în plan orizontal pentru subiectul *fol*.

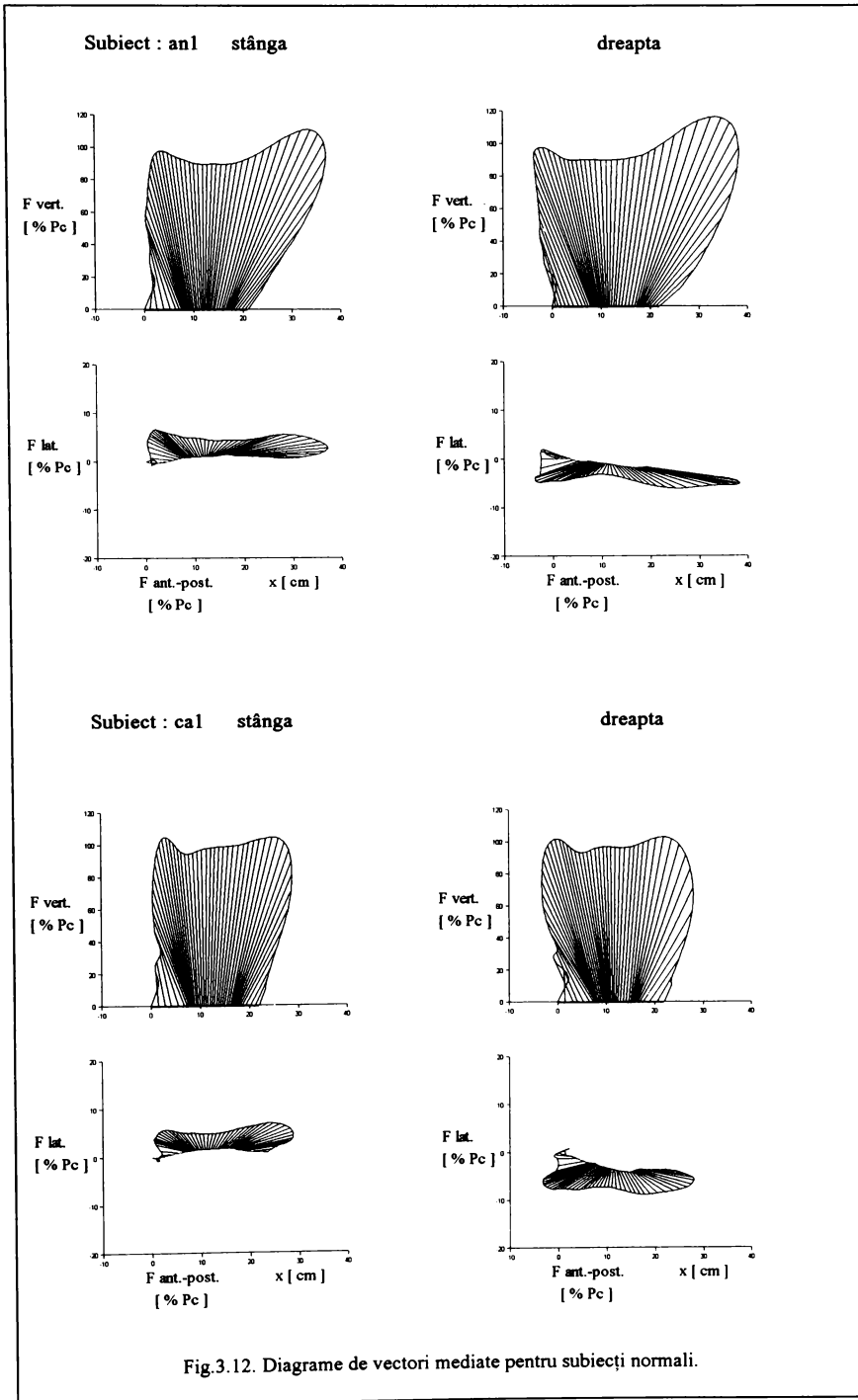


Fig.3.12. Diagrame de vectori mediate pentru subiecți normali.

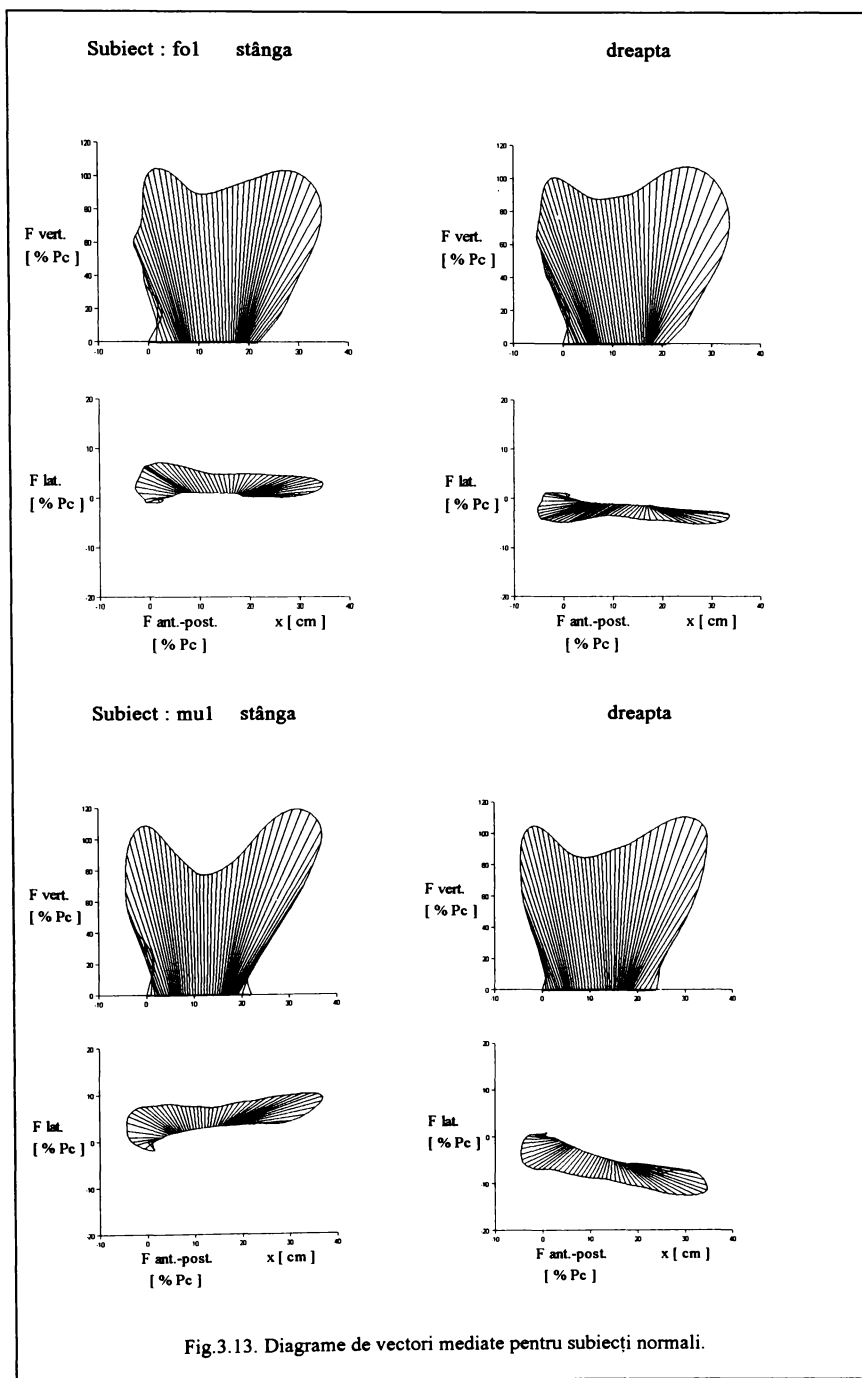


Fig.3.13. Diagrame de vectori mediate pentru subiecți normali.

Se analizează înregistrările forței de reacțiune în sol pentru un pacient hemiplegic (po1), care poate face câțiva pași fără sprijin (fig.3.14).

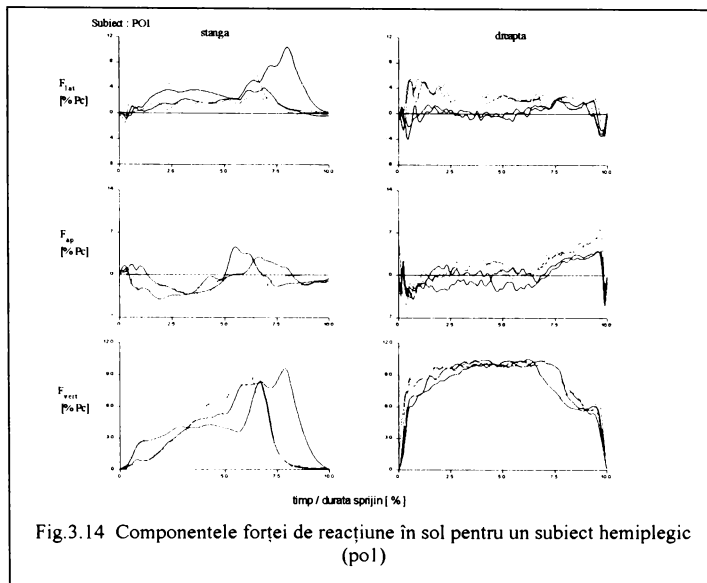


Fig.3.14 Componentele forței de reacțiune în sol pentru un subiect hemiplegic (po1)

Componenta verticală prezintă următoarele caracteristici :

- un segment inițial caracterizat printr-o creștere lentă a forței după contactul cu solul, acompaniată de oscilații. Acest interval are o durată variabilă, care poate atinge 50% din durata sprijinului.
- un segment intermediar care constituie sprijinul unilateral propriu-zis, în care forța atinge valoarea maximă, cu o durată de 30 - 50% din durata sprijinului ;
- un segment final, caracterizat prin valori scăzute ale forței.

Variațiile componente laterale a reacțiunii în sol sunt contemporane cu variațiile componente verticale. Se înregistrează în timpul segmentului intermediar un vârf care poate atinge 10% din greutatea subiectului.

Componenta sagitală a reacțiunii în sol oscilează în jurul valorii zero, cu o creștere pe durata segmentului intermediar.

Referitor la sprijinul pe picior în mers pe partea sănătoasă la pacientul hemiplegic se constată o creștere rapidă a forței urmată de un segment în platou cu oscilații suprapuse și un segment final corelat cu segmentul inițial al sprijinului contralateral.

Componenta laterală prezintă o fază inițială de slabă amplitudine, urmată de numeroase oscilații și de un vârf final.

Componenta sagitală prezintă un vârf final cu valoarea între 5 - 10% din greutatea corpului.

Variabilitatea înregistrărilor succesive ale funcțiilor sprijinului este importantă, după cum rezultă din suprapunerea funcțiilor normalizate. Un demers de obținere a unor modele ale sprijinului prin mediere pe ansamblul realizărilor nu este posibil.

Se prezintă diagramele de vectori în fig.3.15 pentru partea afectată și în fig. 3.16 pentru partea neafectată. Având în vedere un recul al centrului de presiune în timpul sprijinului, reprezentarea fiecărui sprijin s-a organizat în două diagrame pentru a evita suprapunerea imaginii vectorului în intervalul de recul al centrului de presiune, cu imaginea în intervalul de avans.

Se constată pentru sprijinul pe partea afectată următoarele :

În plan vertical, la contactul cu solul vectorul este orientat spre înapoi. Centrul de presiune descrie o deplasare spre călcâi, cu o staționare intermediară pentru aproximativ 10 % din durata sprijinului și o creștere a încărcării la 40 % din greutate. În zona călcâiului are loc recepția greutății pe picior, cu o creștere rapidă a componentei verticale în paralel cu verticalizarea vectorului. Vectorul își menține punctul de aplicație în zona călcâiului și descrie o pendulare spre înainte, indicând faza de propulsie. Odată cu scăderea bruscă a încărcării dispare orice activitate asociată cu propulsia și vectorul rapid descrescător se orientează spre înapoi pe măsură ce centrul de presiune execută un avans.

În plan orizontal, pentru examinarea sprijinului este necesară o segmentare suplimentară a diagramei de vectori. Segmentarea este obținută prin inspectarea deplasării antero-posterioare a centrului de presiune (fig. 3.17).

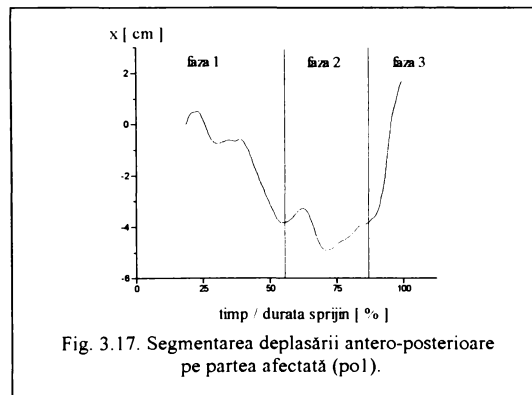


Fig. 3.17. Segmentarea deplasării antero-posterioare pe partea afectată (pol).

Astfel, centrul de presiune execută inițial un recul (faza I), urmat de o staționare oscilantă în jurul călcâiului (faza II) și avans final (faza III). În prima fază componenta orizontală a vectorului execută o translație, în faza a doua execută o rotație spre direcția de avans, iar în faza a treia revine la orientarea inițială (fig. 3.18).

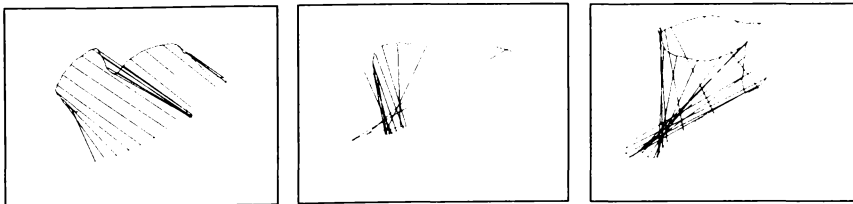


Fig.3.18. Descompunerea diagramei de vectori în plan orizontal (pol).

Pe partea sănătoasă se constată de regulă un recul al centrului de presiune la inițierea sprijinului, un traseu intermediar de avans, caracterizat prin sinuozități datorate echilibrării pe piciorul sănătos, apoi o fază finală de propulsie, cu o deplasare mai rapidă a centrului de presiune.

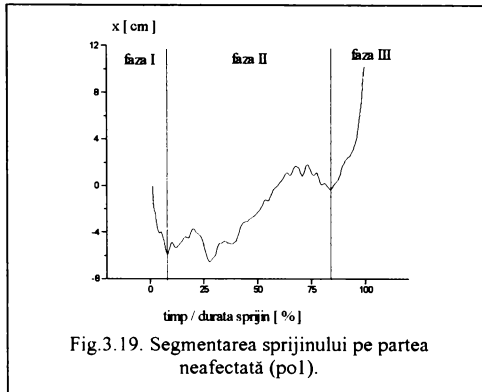


Fig.3.19. Segmentarea sprijinului pe partea neafectată (pol).

Vectorul descrie în plan orizontal oscilații induse de balansul piciorului contralateral și activitatea de echilibrare, apoi o translație caracteristică propulsiei și în final o rotație în sens invers sensului de mers. Descărcarea greutății este corelată cu încărcarea piciorului contralateral (fig.3.16).

Se analizează înregistrările forței de reacțiune în sol pentru un pacient hemiplegic (fl), care poate merge fără sprijin (fig.3.20).

Se constată următoarele :

- mai puține oscilații în timpul sprijinului pe partea afectată, ca și pe partea

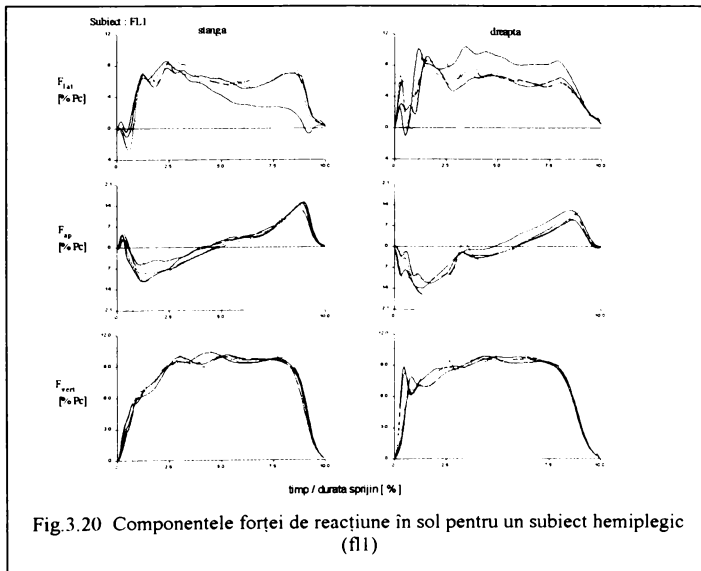


Fig.3.20 Componentele forței de reacțiune în sol pentru un subiect hemiplegic (fl)

sănătoasă în cele trei componente ale forței. Oscilațiile observate pe partea sănătoasă ar putea fi induse de faza de balans a piciorului afectat ;

- o diminuare, chiar absență a segmentului inițial și absența segmentului final al componentei verticale ;
- o asimetrie a valorii medii a componentei laterale, pe partea afectată valorile fiind mai mari decât pe partea sănătoasă ;
- o fază de platou în componenta sagitală între impulsul de frânare și impulsul de propulsie, acesta fiind mai important pe partea neafectată.

Diagramele de vectori se apropie ca formă de cele ale unui subiect normal (fig.3.21).

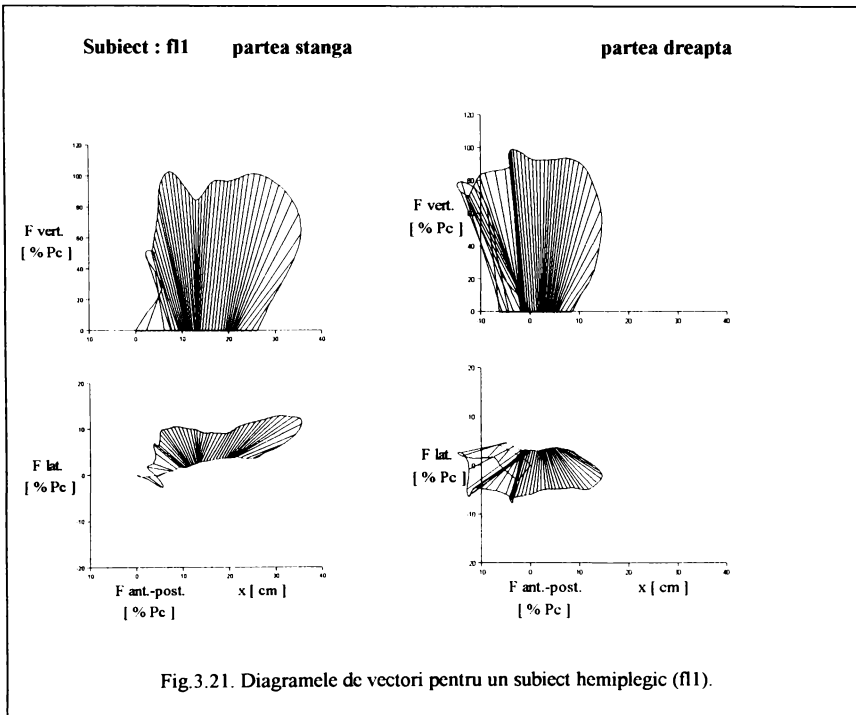


Fig.3.21. Diagramele de vectori pentru un subiect hemiplegic (fl1).

Pe partea afectată se constată o discontinuitate evidentă în evoluția vectorului în timpul sprijinului, în faza de recepție a greutății. Propulsia este efectivă pe întreaga durată a descărcării piciorului, dar comparativ cu partea neafectată este mai redusă.

3.8. Concluzii

Capitolul 3 se referă la aplicarea unei analize de date asupra mărimilor biomecanice înregistrate de o platformă de forță. Autorul elaborează un protocol experimental și descrie sprijinul pe un picior în timpul mersului prin mai multe metode: puncte esențiale și parametri asociați, funcții normalizate, diagrame de vectori (Munteanu, 1995).

Protocolul experimental este adaptat la subiecții cu deficiențe locomotorii, dar este aplicat și la subiecți normali în scop de comparație (Munteanu, Combeaud, Roby-Brami, Rémy-Néris, Bussel, 1994). Un număr de 7 subiecți normali și 10 subiecți cu hemiplegie au participat la înregistrarea datelor, în Laboratorul de analiză a mișcării din Garches.

Autorul propune un set de puncte esențiale pentru descrierea funcțiilor de timp ale variabilelor biomecanice înregistrate și elaborează algoritmi necesari pentru localizarea acestora. Pentru a caracteriza mai complet sprijinul, se definesc în lucrare un număr de parametri asociați, calculați pe baza funcțiilor de timp și a pozițiilor punctelor esențiale.

Autorul măsoară variabilitatea coordonatelor punctelor esențiale și a parametrilor asociați, pentru realizările succesive ale sprijinului unui subiect, prin calculul mediilor și deviațiilor standard pe ansamblul testelor. Se definește o distanță între două realizări printr-o normă definită pe ansamblul valorilor calculate.

A doua metodă abordată de autor descrie sprijinul prin funcții normalizate ale variabilelor biomecanice înregistrate. Se normalizează durata de sprijin la 256 de puncte de reprezentare. Pentru exprimarea calitativă a variabilității realizărilor și a asimetriilor stânga-dreapta, se propune construirea câte unei ferestre grafice pentru realizările succesive ale fiecărei variabile biomecanice în sprijinul pe fiecare parte.

Autorul măsoară variabilitatea pentru fiecare funcție normalizată prin calculul mediei și al abaterii standard în fiecare punct din intervalul de sprijin, pe ansamblul realizărilor pe partea stângă și dreaptă. Pentru exprimarea calitativă a variabilității realizărilor și a asimetriilor stânga-dreapta, se propune construirea câte unei ferestre grafice, care conține trei funcții constituite din punctele de medie, punctele de medie plus deviația standard și punctele de medie minus deviația standard. Pentru exprimarea cantitativă a variabilității realizărilor se propune calculul unei distanțe pătratice între două realizări ale variabilei normalizate.

Autorul analizează mai multe mărimi utilizate în evaluarea sintetică a variabilității realizărilor: raportul de varianță, coeficientul de variație, raportul între energia de variație și energia în descrierea medie.

Se propune măsurarea gradului de similitudine între sprijinul pe piciorul stâng și cel pe piciorul drept prin calculul unui index de simetrie pentru fiecare metodă de analiză descrisă.

Autorul elaborează o reprezentare sintetică a vectorului forță de reacțiune în sol, pe durata sprijinului aplicând tehnica diagramelor de vectori (Munteanu, Rémy-Néris, Combeaud, Bussel, 1994). Se propune asocierea diagramei vectoriale în planul sagital cu o nouă reprezentare, diagrama vectorială în plan orizontal. Printre caracteristicile definite de autor pentru elaborarea acestei reprezentări se remarcă acoperirea intervalului de sprijin cu un număr prescris (51) de vectori uniform distribuiți în timp și acoperirea traiectoriei originii și a vârfului vectorului prin ansamblul punctelor intervalului de sprijin.

Datele înregistrate sunt analizate de autor prin metodele expuse. Astfel, înregistrările forței de reacțiune în sol pentru subiecții normali corespund datelor existente în literatură. Autorul constată, în general, o variabilitate scăzută a coordonatelor punctelor esențiale și parametrilor asociați. Pe baza acestei descrieri a

datelor se formulează unele caracteristici generale independente de subiect cât și unele particularități dependente de subiect, referitor la succesiunea punctelor esențiale și intervalele de variație a celor trei componente ale forței de reacțiune în sol.

Se propune analizarea grupării realizărilor, exprimate prin funcții normalizate, pe baza calculului unei distanțe pătratică între realizări și față de funcția mediată. Autorul constată că variabilitatea componentelor forței de reacțiune în sol scade în sensul forța laterală, forța antero-posterioară, forța verticală, iar distanțele reflectă această scădere la nivelul ordinului de mărime. Pe baza distanței se definește un criteriu de eliminare a artefactelor din mulțimea înregistrărilor. Realizările astfel selecționate servesc la construirea unor forme, care descriu sprijinul prin funcții mediate pe ansamblul realizărilor. Se discută comparativ funcțiile mediate pentru un număr de 5 subiecți normali.

Se studiază reflectarea variabilității funcțiilor normalizate prin coeficienții statistici și se constată că raportul variație-semnal este cel mai adecvat pentru evaluarea cantitativă a grupării realizărilor și prezintă o bună sensibilitate în reflectarea diferitelor variabile.

Autorul propune construirea unei diagrame de vectori mediată și discută comparativ diagramele de vectori mediate pentru subiecții normali analizați.

Se aplică protocolul experimental la pacienți cu hemiplegie, cu grad diferit de deficiență, enunțat prin aceea că subiectul poate face câțiva pași fără sprijin, sau poate merge fără sprijin.

Autorul analizează înregistrările forței de reacțiune în sol în cazul unui pacient hemiplegic, care poate face câțiva pași fără sprijin. Se constată că în înregistrările succesive ale sprijinului, variabilitatea componentelor reacțiunii în sol este importantă. În acest caz, medierea pe ansamblul realizărilor nu conduce la obținerea unor modele ale sprijinului.

Se prezintă și se discută evoluția vectorului forță pentru partea afectată și pentru partea neafectată prin segmentarea diagramei de vectori. Instrumentul elaborat de autor în acest scop elimină suprapunerea imaginii vectorului în intervalul de recul al centrului de presiune, cu imaginea în intervalul de avans. Segmentarea sprijinului se obține prin inspectarea deplasării antero-posterioare a centrului de presiune.

Autorul analizează înregistrările forței de reacțiune în sol pentru un pacient hemiplegic, care poate merge fără sprijin. Pe partea afectată se constată o discontinuitate evidentă în evoluția vectorului în timpul sprijinului, în faza de recepție a greutateii. Propulsia este efectivă pe întreaga durată a descărcării piciorului, dar comparativ cu partea neafectată este mai redusă.

Programele scrise de autor sub Origin 3.5 în Laboratorul de analiză a mișcării de la Garches prelucrează datele experimentale și elaborează toate documentele necesare pentru prezentarea rezultatelor.

4. ANALIZA FOURIER A FORȚEI DE REACȚIUNE ÎN SOL

Reprezentarea mersului ca o succesiune de cicluri identice permite construirea unor funcții periodice ale variabilelor biomecanice, prin repetarea funcțiilor de timp înregistrate într-un singur ciclu de mers. În realitate aceste funcții sunt modificate de subiect în funcție de reglajul continuu al echilibrului în timpul mersului.

Analiza Fourier, o procedură matematică de descriere a semnalelor periodice prin coeficienții armonici, a fost aplicată la investigarea biomecanică a mersului uman, la date cinematice (Capozzo, 1981; Winter et al., 1974; Zarrugh și Radcliffe, 1979), la măsurări accelerografice (Smidt et al., 1971 și 1977; Zarrugh și Radcliffe, 1979), la forța de reacțiune în sol (Alexander și Jayes, 1980; Chao, 1975; Jacobs et al., 1972).

Analiza Fourier a fost utilizată pentru a determina conținutul în frecvență al semnalelor biomecanice (Winter et al., 1974), pentru a estima derivate de ordin superior ale unor date cu zgomot suprapus (Hatze, 1981). Coeficienții Fourier au fost estimați utilizând metode statistice (Capozzo et al., 1975). Pentru determinarea numărului esențial de armonici s-au utilizat: metoda celor mai mici pătrate (Capozzo et al., 1975), derivata a doua a rezidualilor (Jackson, 1979), sau procentul din puterea semnalului conținut în armonici (Winter et al., 1974).

Descrierea mersului prin serii Fourier are un număr de avantaje. Coeficienții Fourier facilitează memorarea eficientă a datelor și reconstruirea semnalului, construirea unei forme medii pentru un grup de subiecți normali sau cu o patologie similară, evaluarea funcțională a mersului.

4.1. Metoda de analiză

Se consideră un set de date experimentale (x_i, y_i) , $i = 1 \dots N$ și se pune problema determinării unei serii Fourier cu un număr finit de termeni, care să aproximeze cât mai bine datele experimentale:

$$f(x) = a_0 + \sum_{q=1}^p a_q \cdot \cos(2\pi qx / T) + b_q \cdot \sin(2\pi qx / T) \quad (4.1)$$

în care a_0 , a_q , b_q sunt coeficienții Fourier, iar T este perioada funcției.

O formulare mai generală a problemei (Faunt, 1992) o constituie aproximarea datelor experimentale $y(x_i)$ printr-o funcție $f(x_i, \mathbf{a})$, care depinde de un set de parametri, exprimați prin vectorul \mathbf{a} (cei $2p+1$ coeficienți Fourier în cazul seriei 4.1). Parametrii se determină printr-un calcul iterativ, pornind de la dezvoltarea în serie Taylor a funcției $f(x_i, \mathbf{a})$ și un vector \mathbf{g} al valorilor atribuite inițial coeficienților:

$$f(x_i, \mathbf{a}) = f(x_i, \mathbf{g}) + \sum_{j=1}^M \frac{\partial f(x_i, \mathbf{g})}{\partial g_j} \cdot (a_j - g_j) + \dots \quad (4.2)$$

în care M este numărul parametrilor.

Seria Fourier fiind liniară în coeficienți, termenii de ordinul doi și superiori din seria Taylor (4.2) sunt nuli. Pentru determinarea coeficienților Fourier se rezolvă un

sistem format din ecuația (4.2) în fiecare din cele N puncte de eșantionare. Sistemul se exprimă în formă matricială :

$$\begin{bmatrix} \frac{Z_1(x_1)}{\sigma_1} & \dots & \frac{Z_M(x_1)}{\sigma_1} \\ \vdots & & \vdots \\ \frac{Z_1(x_N)}{\sigma_N} & \dots & \frac{Z_M(x_N)}{\sigma_N} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} a_1 - g_1 \\ \vdots \\ a_M - g_M \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \frac{y(x_1) - f(x_1, \mathbf{g})}{\sigma_1} \\ \vdots \\ \frac{y(x_N) - f(x_N, \mathbf{g})}{\sigma_N} \end{bmatrix} \quad (4.3)$$

sau

$$\mathbf{Ae} = \mathbf{D},$$

în care : $Z_j(x_i) = \frac{\partial f(x_i, \mathbf{g})}{\partial g_j}$, \mathbf{A} este matricea derivatelor parțiale ponderate , \mathbf{D}

este vectorul diferențelor ponderate între datele experimentale și valorile funcției evaluate pentru estimatele curente \mathbf{g} ale parametrilor, iar \mathbf{e} este vectorul diferențelor între estimatele de calculat și estimatele curente ale parametrilor.

Dacă numărul observațiilor independente este mai mare decât numărul parametrilor, se poate calcula vectorul de corecție \mathbf{e} din ecuația (4.3) :

$$\mathbf{e} = \mathbf{a} - \mathbf{g} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \mathbf{D}) \quad (4.4)$$

Alegând valorile inițiale ale coeficienților zero, se obține soluția :

$$\mathbf{a} = (\mathbf{A}^T \mathbf{A})^{-1} (\mathbf{A}^T \mathbf{D}) \quad (4.5)$$

Dacă numărul punctelor de eșantionare N este mai mare decât numărul parametrilor M , atunci soluția (4.5) minimizează eroarea de aproximare a datelor experimentale în sensul celor mai mici pătrate. Dacă funcțiile $Z_j(x)$ formează o bază ortogonală, matricea $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ este diagonală și cele N ecuații sunt decuplate. În cazul datelor experimentale, ortogonalitatea bazei de funcții este asigurată numai în condițiile unei rate de eșantionare ridicată și a unor puncte echidistante în timp, cu o deviație standard identică. Dacă restricțiile enunțate nu sunt îndeplinite, matricea $\mathbf{A}^T \mathbf{A}$ nu este diagonală și sistemul (4.3) se rezolvă prin alte metode cunoscute (Forsythe et al., 1977).

În ipoteza că ortogonalitatea bazei de funcții este asigurată se poate aplica transformarea Fourier rapidă pentru calculul coeficienților. Conform teoremei eșantionării, pentru un număr finit N de eșantioane echidistante se pot calcula $(N-1)/2$ armonici. Estimarea se realizează prin calcularea succesivă a funcțiilor $f(x)$, pentru $p = 1, 2, \dots, (N-1)/2$.

Prin minimizarea erorii medii pătratice (F) în raport cu coeficienții a_0, a_q, b_q :

$$\min_{a_0, a_q, b_q} (F) = \min_{a_0, a_q, b_q} \sum_i [f(x_i) - y_i]^2 \quad (4.6)$$

se obțin pentru coeficienții a_0, a_q, b_q următoarele expresii :

$$\begin{aligned}
 a_0 &= \frac{1}{N} \cdot \sum_{i=1}^N y_i, \\
 a_q &= \frac{2}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \cos\left(q \frac{2\pi}{N}(i-1)\right) \cdot y_i, \\
 b_q &= \frac{2}{N} \cdot \sum_{i=1}^N \sin\left(q \frac{2\pi}{N}(i-1)\right) \cdot y_i.
 \end{aligned} \tag{4.7}$$

Astfel, coeficienții Fourier se calculează prin algoritmul FFT.

Pentru a decide dacă un coeficient Fourier este semnificativ sau nu trebuie realizată o comparație între mărimea coeficientului și incertitudinea corespunzătoare. Estimarea incertitudinii coeficienților seriei Fourier se exprimă în funcție de deviațiile standard σ_i ale măsurărilor $y(x_i)$. Dacă deviațiile standard au fost stabilite corect, atunci eroarea medie patrată ponderată E_{rms} este aproximativ aceeași pentru toate punctele :

$$\frac{E(x_i)}{\sigma_i} \cong E_{rms}, \quad i = 1, 2, \dots, N \tag{4.8}$$

și se exprimă în funcție de varianță pentru M parametri prin relația :

$$E_{rms} = \left\{ \frac{\sum_{i=1}^N \left[\frac{f(x_i, \mathbf{a}) - y(x_i)}{\sigma_i} \right]^2}{N - M} \right\}^{1/2} \tag{4.9}$$

Dacă parametrii sunt necorelați se obține incertitudinea parametrului a_j :

$$\delta a_j = E_{rms} (C_{jj})^{1/2} \tag{4.10}$$

în care C_{jj} sunt elementele diagonale ale matricii $(A^T A)^{-1}$.

Cu cât numărul de coeficienți ai seriei Fourier crește, cu atât este mai bună aproximarea. Determinarea numărului optim de termeni ai seriei se face pe baza unor teste statistice.

Varianța din relația (4.11) ca o măsură a preciziei de reconstrucție este în general o funcție monoton descrescătoare cu creșterea numărului de parametri și se anulează pentru un număr de parametri egal cu numărul punctelor de eșantionare.

$$V = \sum_{i=1}^N \left[\frac{f(x_i, \mathbf{a}) - y(x_i)}{\sigma_i} \right]^2 \tag{4.11}$$

În cazul că nu se cunosc valorile deviațiilor standard σ_i , presupunând că acestea au valori egale în toate punctele și considerând că aproximarea obținută este foarte bună, relația (4.11) servește pentru calculul deviației standard a măsurătorilor. Având în vedere alura monoton descrescătoare a varianței, determinarea numărului semnificativ de armonici se face prin inspecția graficului varianței funcție de numărul de armonici (Cappozzo et al., 1975).

Un test de măsurare a caracterului aleator al rezidualilor este testul trecerilor (Bard, 1974). O trecere reprezintă apariția succesivă a unuiu sau a mai multor reziduali cu același semn. Numărul așteptat de treceri într-o serie de reziduali este:

$$\mu = \frac{2n_1 n_2}{n_1 + n_2} + 1 \quad (4.12)$$

unde n_1 și n_2 reprezintă numărul de reziduali negativi și pozitivi în serie. Pe baza numărului așteptat de treceri, a varianței acestuia și a numărului de treceri măsurate se calculează un scor.

Un index care măsoară conținutul de informație al aproximării (Akaike, 1974) este indexul Akaike (AIC) :

$$AIC = N \cdot \ln \left\{ \sum_{i=1}^N \left[\frac{f(x_i, \mathbf{a}) - y(x_i)}{\sigma_i} \right]^2 \right\} + 2M \quad (4.13)$$

Aproximarea care exprimă maximum de informație corespunde ordinului pentru care AIC are primul minim semnificativ.

Testele statistice discutate sunt mai ușor de manipulat decât varianța, care are o alură monoton descrescătoare.

O modalitate de calcul a numărului esențial de armonici Q pornește de la definiția unei măsuri λ a calității aproximării semnalului original (Schneider et al., 1983). Se enunță o condiție pentru Q în domeniul frecvență sau în domeniul timp. Astfel, Q trebuie să satisfacă condiția :

$$\sum_{q=1}^Q C_q \geq \lambda, \quad \lambda \leq 1 \quad (4.14)$$

în care C_q reprezintă o pondere a armonicii de ordinul q în semnal, dată de relația :

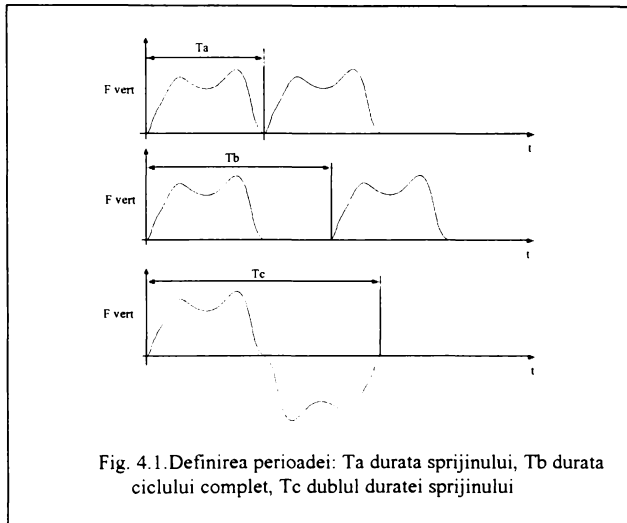
$$C_q = \frac{\sqrt{a_q^2 + b_q^2}}{\sum_{k=1}^p \sqrt{a_k^2 + b_k^2}}, \quad q = 1, 2, \dots, p \quad (4.15)$$

În domeniul timp condiția se poate enunța prin limitarea superioară a valorii erorii ponderate ϵ , definită prin radicalul raportului între energia rezidualilor pentru un anumit ordin armonic și energia semnalului :

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N [f(x_i, \mathbf{a}_Q) - y(x_i)]^2}{\sum_{i=1}^N [y(x_i)]^2}} \quad (4.16)$$

4.2. Seriile Fourier ale reacțiunii în sol

Funcția periodică se construiește pentru fiecare componentă a reacțiunii în sol prin repetarea funcției de timp înregistrată într-un singur sprijin. Prelungirea prin periodicitate se poate obține în mai multe moduri (Schneider, Chao, 1983).



O analiză a numărului de armonici necesare pentru reprezentarea funcțiilor definite mai sus cu un anumit nivel de precizie fixat, arată că reprezentarea printr-o funcție periodică cu perioada egală cu durata sprijinului (T_a) solicită un număr minim de armonici.

Un studiu al reprezentării prin coeficienți Fourier a formelor obținute prin mediere pe ansamblul realizărilor arată că numărul de armonici scade într-o manieră semnificativă față de reprezentarea unei singure realizări.

4.3. Descrierea unui ciclu complet prin funcții periodice

Reprezentarea funcției accelerație a centrului de masă se obține prin înregistrarea ansamblului forțelor de reacție în baza de sprijin, în timpul unui ciclu de mers (T):

$$\begin{aligned} m_c \cdot \frac{d^2 z}{dt^2} &= F_{g^z} + F_{d^z} - P_c \\ m_c \cdot \frac{d^2 x}{dt^2} &= F_{g^x} + F_{d^x} \\ m_c \cdot \frac{d^2 y}{dt^2} &= F_{g^y} + F_{d^y} \end{aligned} \quad (4.17)$$

în care F_G (F_d), reprezintă reacțiunea în piciorul stâng (drept), măsurată de-a lungul unui ciclu complet, pe fiecare axă.

Prin dezvoltarea în serie Fourier a forței verticale rezultă :

$$m_c \cdot \frac{d^2 z}{dt^2} = a_{z0} + \sum_{q=1}^{\infty} (a_{zq} \cdot \cos 2\pi q t / T + b_{zq} \cdot \sin 2\pi q t / T) - P_c \quad (4.18)$$

Într-un ciclu de mers nu există deplasare verticală netă, deci $a_{z0} = P_c$.

Prin integrare se obține funcția viteză și prin dublă integrare se obține funcția deplasare :

$$z(t) = -\frac{1}{m_c} \cdot \left(\frac{T}{2\pi} \right)^2 \sum_{q=1}^{\infty} \frac{1}{q^2} \cdot (a_{zq} \cdot \cos 2\pi q t / T + b_{zq} \cdot \sin 2\pi q t / T) \quad (4.19)$$

Se obțin expresii analoge pentru $y(t)$ și $x(t)$.

Pentru construirea acestor funcții este necesară înregistrarea forțelor de reacție pe parcursul a două faze de sprijin succesive, prin intermediul a două platforme de forță plasate în pista de mers (Crowe et al., 1993, 1995). Primul sprijin începe prin contactul calcâiului stâng, al doilea sprijin începe prin contactul calcâiului drept. Se calculează diferența de fază între cele două evenimente. Se calculează o serie Fourier pentru fiecare sprijin, cu o perioadă egală cu durata unui ciclu complet de mers și se suprapun cele două funcții pentru a obține o reprezentare Fourier a ansamblului. Având în vedere liniaritatea transformatei Fourier același rezultat poate fi obținut prin utilizarea unei platforme de forță, care acoperă ambele faze de sprijin în bază.

O analiză a numărului de armonici necesare pentru reprezentarea deplasării centrului de masă arată că sunt suficiente primele două armonici (Crowe et al., 1995), factorul de ponderare ($1/q^2$) reducând drastic contribuția armonicilor de ordin superior.

Reprezentarea oscilațiilor centrului de masă al subiectului în planul transversal sub formă de figuri Lissajoux evidențiază eventualele asimetrii care se manifestă în timpul unui ciclu complet de mers.

4.4. Programul de calcul

Variabilele biomecanice sunt prelungite prin periodicitate cu o perioadă egală cu durata sprijinului. Reprezentarea datelor în interiorul unei perioade se face printr-un număr de puncte putere a lui doi ($N = 256$), aplicând o interpolare liniară asupra punctelor de eșantionare. Astfel, numărul maxim de armonici este limitat la 127.

Analiza conținutului de armonici al unei realizări

Se aplică transformata Fourier rapidă asupra setului de date selectat și se calculează modulul și faza fiecărui coeficient armonic.

Se trunchiază succesiv descrescător seria coeficienților Fourier începând cu ordinul armonic stabilit și se aplică transformata Fourier inversă asupra fiecărui set de coeficienți obținut prin trunchiere.

Se introduc într-un tabel funcțiile obținute prin aproximare și se prezintă în fereastra grafică funcția originală și funcția aproximată prin numărul maxim de armonici.

Se calculează și se reprezintă grafic eroarea ponderată și indexul Akaike funcție de ordinul armonic.

Analiza ansamblului statistic al coeficienților Fourier

Se aplică transformata Fourier asupra fiecărei realizări a variabilei biomecanice analizate și se tablează coeficienții Fourier până la ordinul prescris.

Se normalizează modulul coeficienților Fourier în intervalul 0...1, prin divizare cu modulul fundamentalei.

Se calculează media și abaterea standard pentru modulul și faza fiecărui coeficient Fourier și se reprezintă grafic în diagrame de bare. Fiecare bară reprezintă valoarea medie pentru un anumit ordin armonic și are asociat un segment vertical centrat pe valoarea medie, cu lungimea egală cu dublul deviației standard.

Separarea unor fenomene oscilante

Pentru separarea în domeniul timp a componentei oscilante, programul realizează o prelucrare prin netezire a variabilei studiate, urmată de o substrație algebrică punct cu punct, între datele originale și cele prelucrate.

Netezirea se face prin aplicarea unei medii alunecătoare asupra datelor. Pentru stabilirea numărului de puncte ale ferestrei de mediere (n_{av}) se determină numărul punctelor de extrem în funcția originală, în intervalul de sprijin (n_{ex}). Notând cu n_p numărul de puncte de eșantionare a sprijinului, se calculează numărul mediu de puncte conținute într-o perioadă $n_{av} = n_p / n_{ex}$.

Pentru evidențierea în domeniul frecvență a fenomenelor oscilante, se reprezintă în cascadă transformatele Fourier ale înregistrărilor succesive ale sprijinului.

4.5. Rezultate

Aproximarea componentelor forței de reacțiune în sol prin seriile Fourier

Se calculează coeficienții Fourier ai componentelor forței de reacțiune în sol pentru primele 20 de armonici și se reconstruiesc funcțiile de timp prin trunchierea seriei coeficienților și aplicarea transformării inverse.

Se reprezintă grafic eroarea ponderată din relația (4.16) în funcție de ordinul armonic. Se definește o măsură a calității aproximării prin condiția ca eroarea ponderată să fie mai mică decât o valoare prestabilită $\epsilon = 0,015$.

Eroarea ponderată are o alură monoton descrescătoare, deci nu furnizează informații despre ordinul sistemului. Se asociază reprezentarea erorii cu reprezentarea indexului Akaike pentru a identifica ordinul care exprimă maximum de informație.

În fig. 4.2 și 4.3 este ilustrată procedura descrisă mai sus aplicată pentru sprijinul stâng respectiv drept al unui subiect normal.

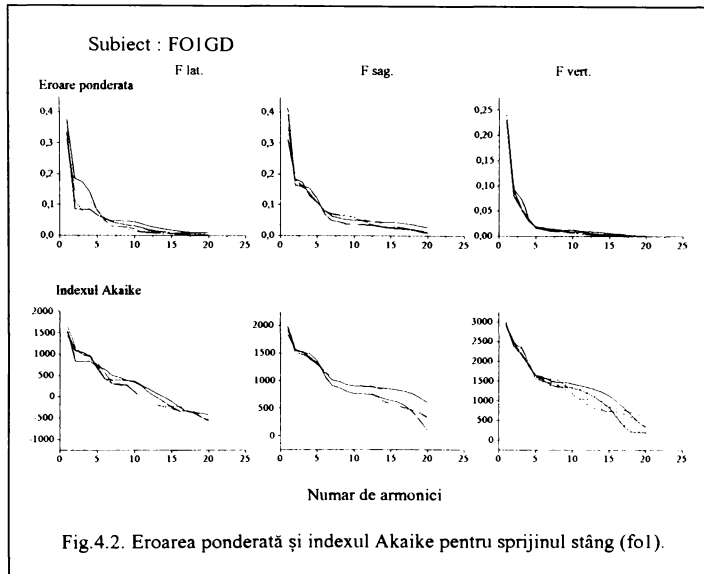
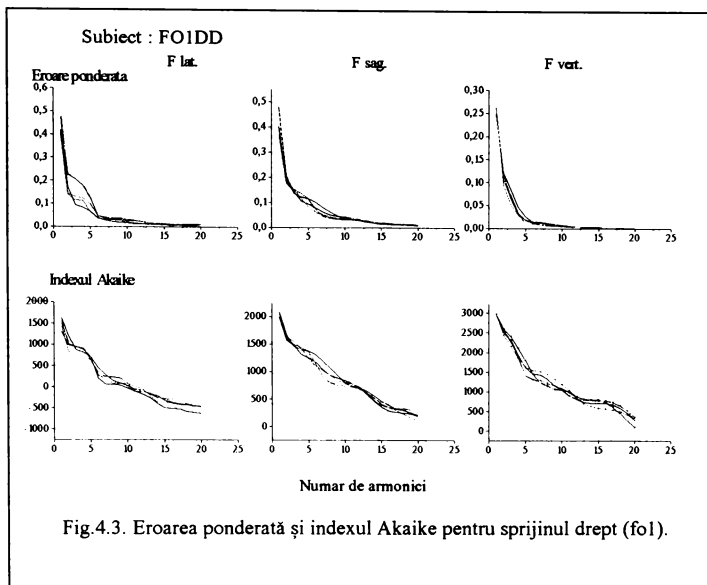


Fig.4.2. Eroarea ponderată și indexul Akaike pentru sprijinul stâng (fo1).

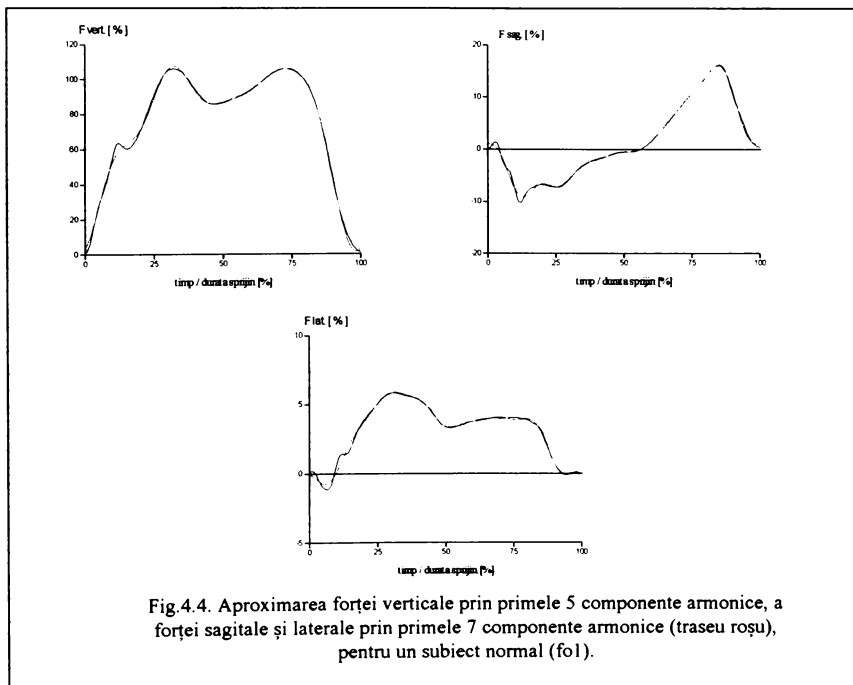
Se constată că ordinul armonic corespunzător criteriului erorii ponderate este între 5 și 8 pentru componenta verticală, între 18 și 24 pentru componenta sagitală și între 10 și 16 pentru componenta laterală. Ordinul armonic minim corespunde componentei verticale, iar ordinul maxim corespunde componentei sagitale.

Variația indexului Akaike cu ordinul armonic nu prezintă un minim deci este dificil de estimat ordinul sistemului. Se observă o repetabilitate a alurii caracteristicii pentru testele succesive cu o frângere la ordinul 5 pentru componenta verticală și la ordinul 7 pentru componentele orizontale ale forței.

Se face o evaluare calitativă a diferențelor între date și reprezentările approximate, pentru ordinul armonic la care se manifestă frângerea caracteristicii (fig.4.4). S-a ales pentru studiu un sprijin care prezintă un impuls în forța verticală după contactul călcâiului. Se constată că traseul semnalului aproximat se suprapune peste traseul descris de date, cu excepția evenimentului biomecanic menționat. Astfel, pentru o observare globală a sprijinului, satisface descrierea aproximativă propusă.



Studiul detaliat al fazei de recepție a greutății necesită o reprezentare mai fină obținută prin aplicarea criteriului definit pentru eroarea ponderată.



În figura 4.5 se arată aproximarea componentelor reacțiunii în sol pentru un subiect cu diagnostic de hemiplegie, care poate face câțiva pași fără sprijin, la aceleași ordine armonice.

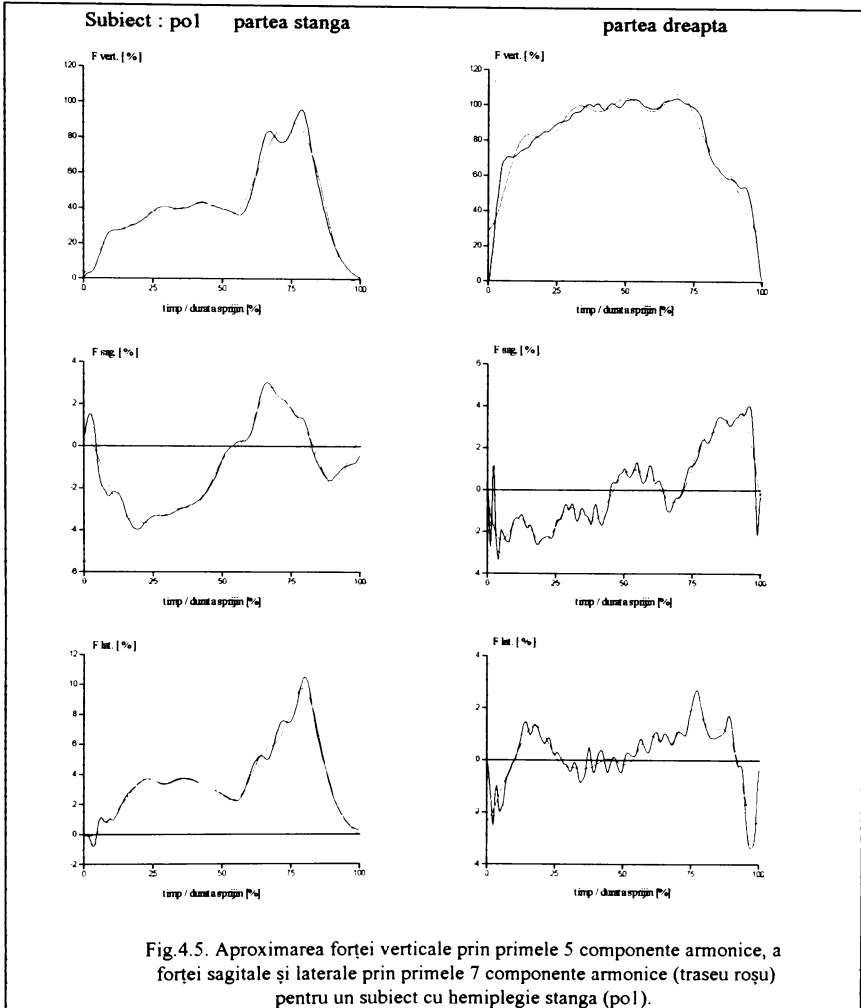


Fig.4.5. Aproximarea forței verticale prin primele 5 componente armonice, a forței sagitale și laterale prin primele 7 componente armonice (traseu roșu) pentru un subiect cu hemiplegie stanga (po1).

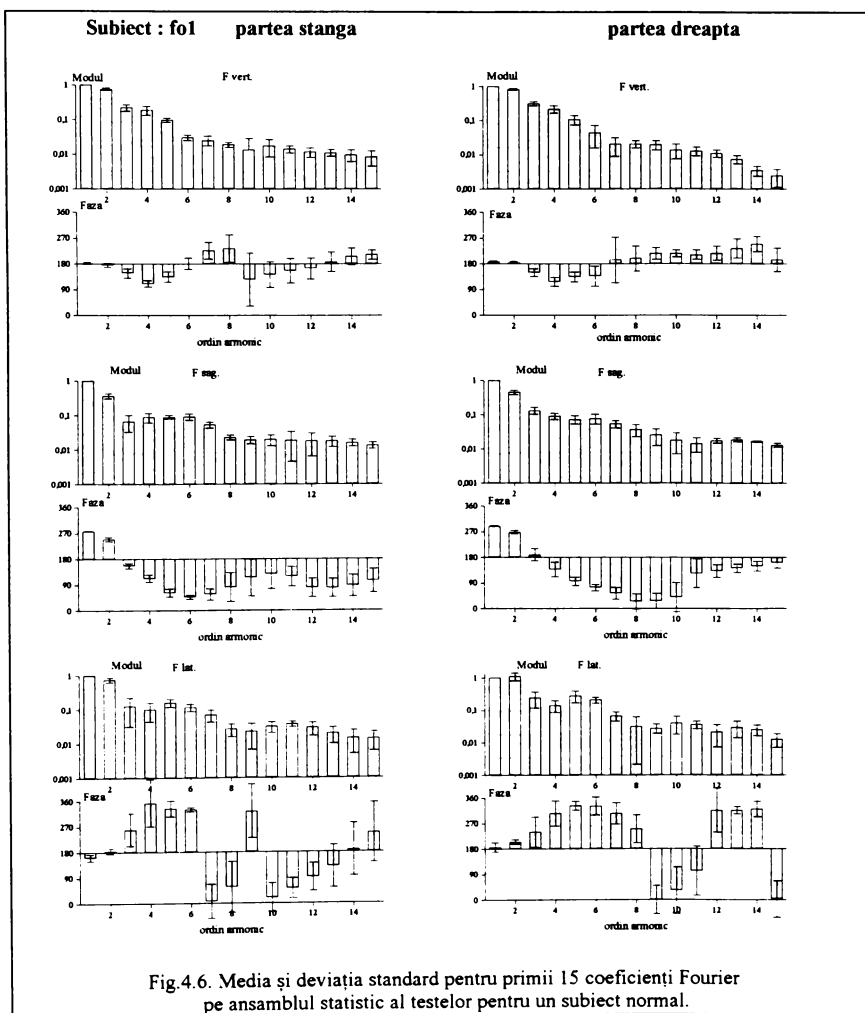
Se constată că sprijinul normal este reconstruit cu o aproximație mai bună decât cel patologic pentru același număr de armonici (Munteanu, 1995). Pe partea dreaptă în fig. 4.5 traseul reconstruit poate constitui o reprezentare medie a evoluției forței, peste care se suprapun oscilații, mai evidente pentru componenta laterală.

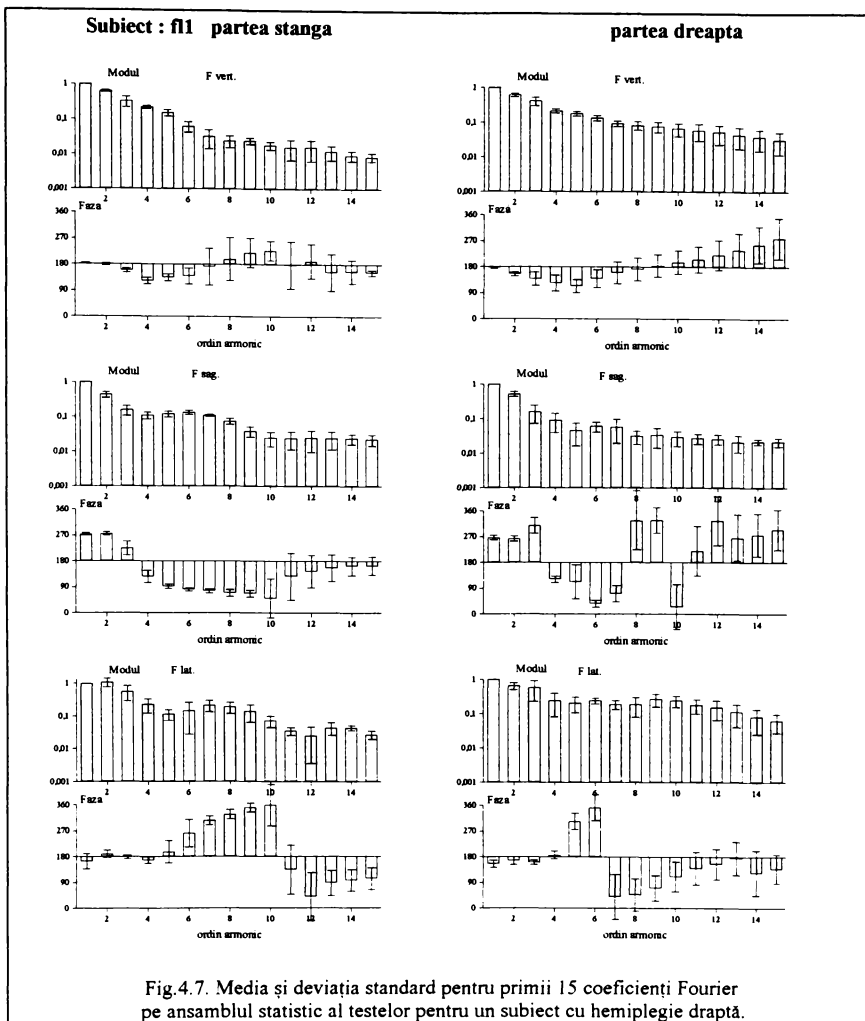
Limitarea erorii ponderate la valoarea fixată anterior impune utilizarea unui număr sporit de armonici în acest caz. Astfel, pentru componenta verticală trebuie luat în considerare un număr de cel puțin 10 armonici, pentru componenta laterală cel puțin 20, iar pentru componenta sagitală cel puțin 25.

Analiza ansamblului statistic al coeficienților Fourier

Se analizează statistic ansamblul coeficienților Fourier ai componentelor forței de reacțiune în sol. Se calculează coeficienții Fourier pentru fiecare realizare a variabilei biomecanice analizate. Se calculează media și abaterea standard pentru fiecare coeficient Fourier și se reprezintă grafic într-o diagramă de bare. Prima bară este fundamentală și s-au luat în considerare armonicile până la ordinul 15 inclusiv. Modulul componentelor este normalizat în raport cu modulul fundamentalei și scara de reprezentare pe ordonată este logaritmică. Faza este reprezentată cu originea ordonatei la valoarea 180°.

În figura 4.6 se prezintă rezultatul obținut pentru un subiect normal, iar în figura 4.7. rezultatul obținut pentru un subiect cu hemiplegie, care poate merge fără sprijin.





Se constată pentru subiectul normal o evoluție monoton descrescătoare a modulului în componenta verticală, cu deviații standard reduse până la ordinul 5, și o evoluție oscilantă a fazei în jurul valorii 180°. Modulul componentei sagitale prezintă un platou sau chiar o creștere la ordinul 6, evidențiind o asimetrie stânga-dreapta, iar faza fundamentalei este defazată față de faza fundamentalei în componenta verticală cu aproximativ 90°. Modulul componentei laterale prezintă o importantă armonică de ordinul doi, fundamentala este în fază cu fundamentala componentei verticale, iar deviațiile standard ale fazelor componentelor de ordin superior devin importante.

Pentru subiectul cu hemiplegie se constată o creștere a modulului armonicilor superioare pe partea afectată în componenta verticală și laterală, o deplasare a platoului sau creșterii spre ordine mai mari în componenta sagitală și laterală, precum și o evoluție în salturi a fazei componentelor de ordin superior.

Se remarcă în general o variabilitate scăzută a primelor armonici utilizate în reconstrucția variabilelor biomecanice analizate.

Separarea unor fenomene oscilante

Se analizează variabilele înregistrate la mersul unor subiecți cu o patologie a locomoției. Se constată apariția unor manifestări oscilante de mică amplitudine, mai evidente în componenta sagitală și laterală a forței de reacțiune în sol (fig.4.8).

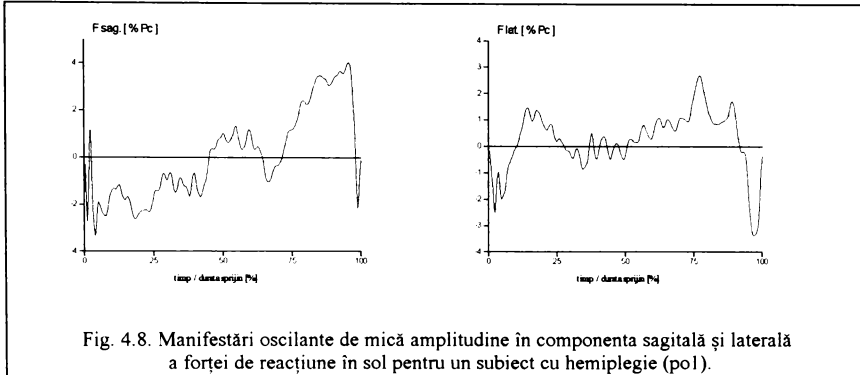


Fig. 4.8. Manifestări oscilante de mică amplitudine în componenta sagitală și laterală a forței de reacțiune în sol pentru un subiect cu hemiplegie (po1).

Pentru separarea în domeniul timp a componentei oscilante se procedează la o prelucrare prin netezire a variabilei studiate, urmată de o substracție algebrică punct cu punct, între datele originale și cele prelucrate.

Netezirea se face prin aplicarea unei medii alunecătoare asupra datelor. Pentru stabilirea numărului de puncte ale ferestrei de mediere (n_{av}) se determină numărul punctelor de extrem în funcția originală, în intervalul de sprijin (n_{ex}). Notând cu n_p numărul de puncte de eșantionare a sprijinului, se calculează numărul mediu de puncte conținute într-o perioadă $n_{av} = n_p / n_{ex}$.

În cazul unor subiecți cu hemiplegie, s-a aplicat această procedură la studiul sprijinului pe piciorul sănătos, obținind astfel o reflectare a eventualelor fenomene oscilante induse în timpul fazei de balans a piciorului contralateral. În fig. 4.9 se prezintă rezultatul obținut pentru componenta laterală a forței de reacțiune în sol în cazul unui subiect cu hemiplegie, care poate merge fără sprijin.

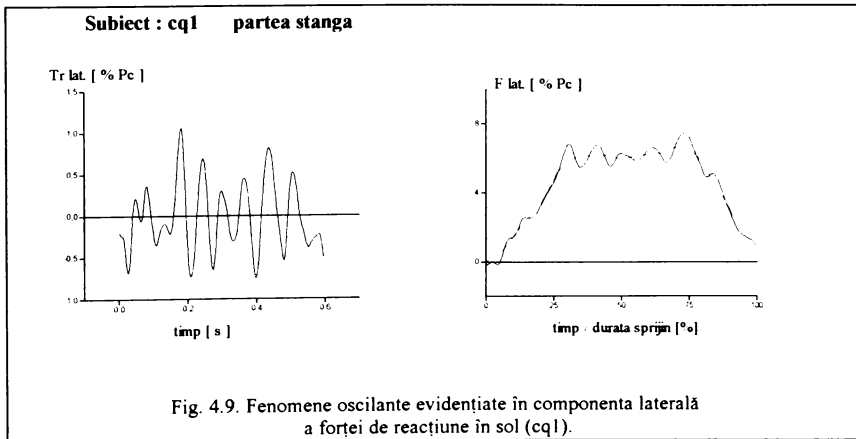
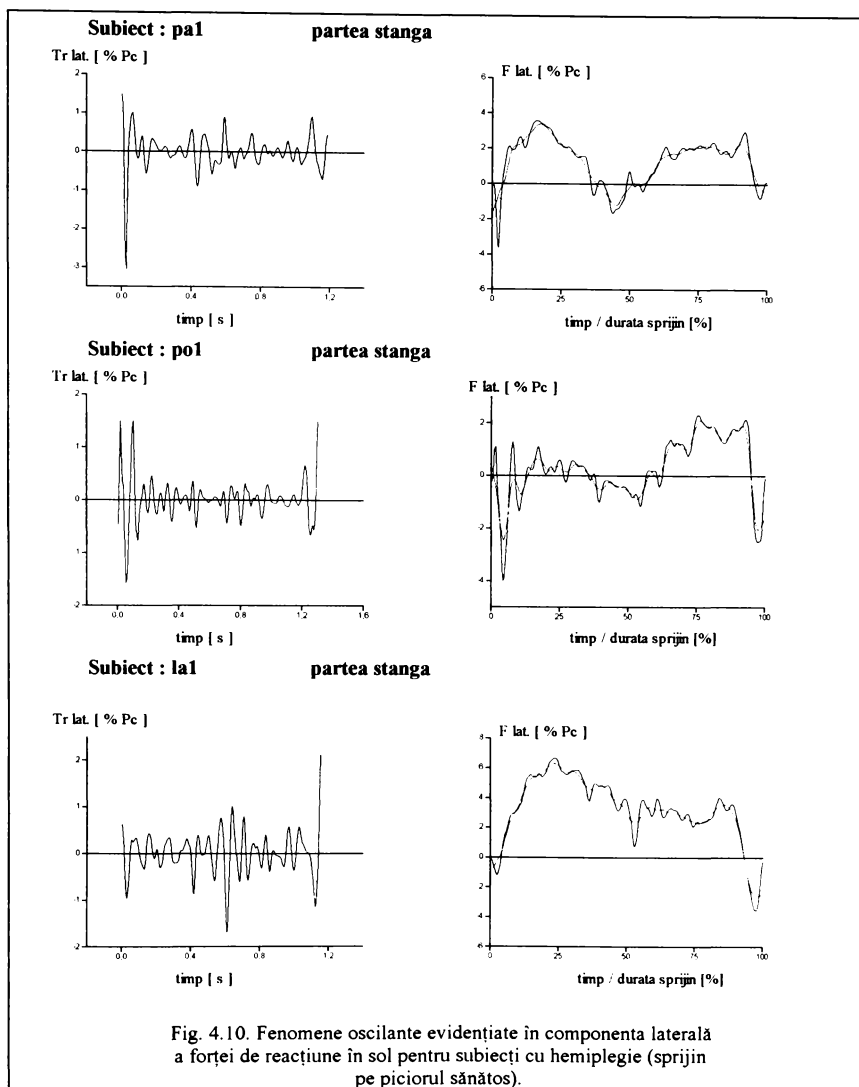


Fig. 4.9. Fenomene oscilante evidențiate în componenta laterală a forței de reacțiune în sol (cq1).



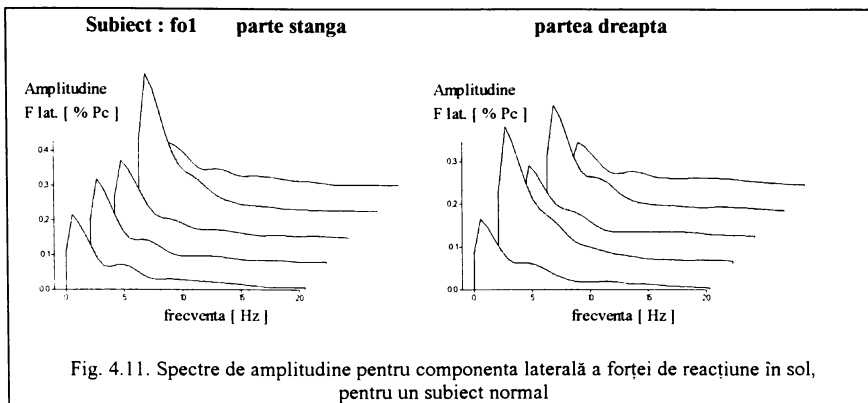
În fig. 4.10 se prezintă rezultatul obținut în cazul unor subiecți care pot face câțiva pași fără sprijin. Se constată că procedeul descris separă o componentă oscilantă cu aspect cvasisinusoidal pe porțiuni, cu amplitudine variabilă, de regulă mai mare la extremitățile intervalului de sprijin, având frecvența medie în jurul valorii de 10 Hz sau superioară acesteia.

De asemenea, se separă o componentă lent variabilă reprezentată de funcția mediată, care se pretează la utilizare pentru construcția vectogramelor și calcularea unor parametri definiți în capitolul 3.

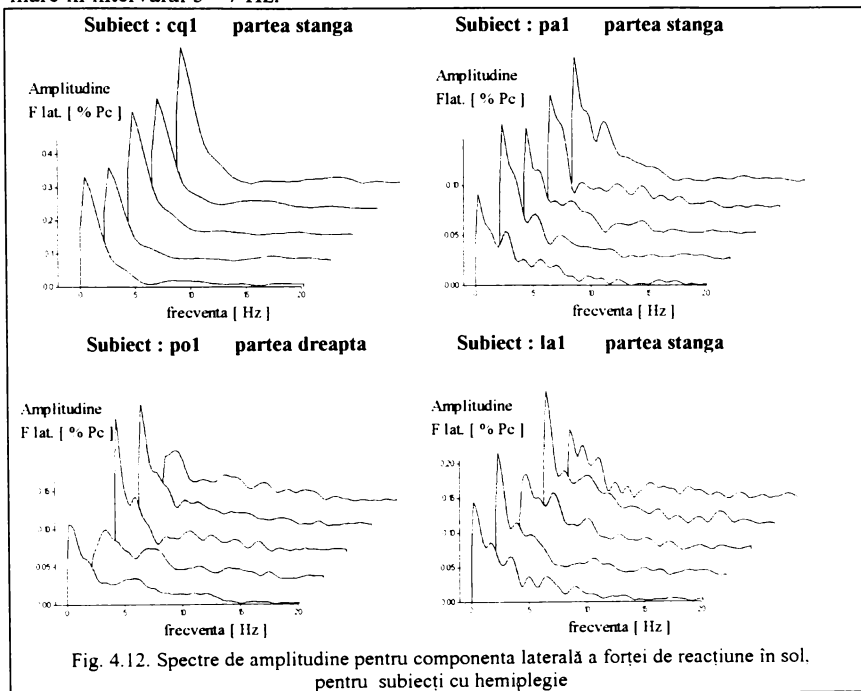
Sprijinul pe piciorul afectat are de regulă o durată mai scurtă, cu o fază de balans contralateral redusă, reflectând în mai mică măsură fenomene oscilante rapide.

Pentru evidențierea în domeniul frecvență a fenomenelor oscilante se studiază transformatele Fourier succesive, pentru subiecți normali și subiecți cu o patologie a mersului.

În figura 4.11 se prezintă spectrele de amplitudini ale înregistrărilor sprijinului pentru un subiect normal.



Se constată prezența unui maxim la componenta fundamentală, urmat de o descreștere a amplitudinii cu frecvența. În intervalul 3 - 5 Hz amplitudinea armonicilor se menține aproximativ constantă sau prezintă o ușoară creștere. În continuare, amplitudinea armonicilor scade monoton cu frecvența, cu o pantă mai mare în intervalul 5 - 7 Hz.



În figura 4.12 se prezintă spectrele de amplitudine ale înregistrărilor pentru piciorul neafectat pentru subiecți cu hemiplegie.

Pentru un subiect care poate merge fără sprijin (cq1), spectrul se apropie de cel al unui subiect normal. Se constată însă o creștere a amplitudinii componentelor cu frecvențe superioare valorii de 8 Hz.

Pentru subiecți care pot face câțiva pași fără sprijin, spectrul de amplitudine prezintă mai multe maxime, ce evidențiază prezența unor componente oscilante. Astfel, primul maxim după fundamentală este prezent în jurul valorii de 2 Hz (2,6 Hz pentru (pa1) și 1,7 Hz pentru (la1)), iar în continuare maximele se succed cu o distanță între 1 și 2 Hz.

Spectrul de amplitudine pentru subiectul (po1) prezintă un maxim, precum și componente spectrale cu pondere importantă în jurul frecvenței de 5 Hz.

Frecvențele și intervalele de frecvențe discutate anterior se regăsesc în analiza armonică a componentei sagitale a forței de reacțiune în sol și în mai mică măsură în componenta verticală, având în vedere intervalul de variație al acestei variabile.

4.6. Concluzii

Capitolul 4 abordează analiza Fourier a forței de reacțiune în sol. Autorul propune aplicarea unei metode generale pentru calculul coeficienților Fourier, care elimină anumite restricții aplicate datelor experimentale.

Se discută unele modalități de evaluare a ordinului armonic optim pentru aproximarea datelor experimentale, prin estimarea incertitudinii coeficienților, aplicarea unor teste statistice, sau definirea unei măsuri a calității aproximării.

Se sintetizează modalitățile de construire a unei funcții periodice pentru descrierea unui sprijin sau a unui ciclu complet de mers (Munteanu și Policec, 1995).

Autorul elaborează un program de calcul pentru analiza conținutului de armonici al unei realizări. Programul construiește funcțiile approximate obținute prin trunchierea seriei coeficienților Fourier, calculează și reprezintă grafic eroarea ponderată și indexul Akaike, în funcție de ordinul armonic.

Autorul analizează conținutul de armonici al unei realizări pentru subiecți normali și cu deficit locomotor, prin aplicarea criteriului erorii ponderate și calculului indexului Akaike. Autorul stabilește intervale de valori ale numărului de armonici maxim necesar pentru aproximarea datelor originale în cazul unor subiecți normali, și al unor subiecți cu hemiplegie și constată că reconstrucția sprijinului patologic impune utilizarea unui număr sporit de armonici. În ambele situații ordinul armonic minim corespunde componentei verticale, iar ordinul maxim corespunde componentei sagitale a forței de reacțiune în sol.

Se asociază reprezentarea erorii ponderate cu reprezentarea indexului Akaike pentru a identifica ordinul care exprimă maximum de informație. Caracteristica de variație a indexului Akaike cu ordinul armonic nu permite estimarea ordinului sistemului, dar prezintă o frângere. Autorul propune utilizarea descrierii aproximative obținute pe baza criteriului Akaike pentru o observare globală a sprijinului, și utilizarea descrierii prin aplicarea criteriului erorii ponderate pentru studiul detaliat al fazei de recepție a greutății.

Autorul elaborează un program de calcul pentru analiza ansamblului statistic al coeficienților Fourier. Programul realizează normalizarea modulului coeficienților Fourier, calculează media și abaterea standard pentru modulul și faza fiecărui coeficient Fourier și prezintă grafic rezultatul într-o diagramă de bare.

Autorul analizează ansamblul statistic al coeficienților Fourier pentru subiecți normali și cu deficit locomotor și evidențiază principalele aspecte ale caracteristicilor de amplitudine și de fază. Astfel, pentru un subiect normal modulul componentei verticale are o evoluție monoton descrescătoare, cu deviații standard reduse până la ordinul 5, și o evoluție oscilantă a fazei în jurul valorii 180°. Modulul componentei sagitale prezintă un platou sau chiar o creștere la ordine superioare, putând evidenția o eventuală asimetrie stânga-dreapta. Pentru un subiect cu hemiplegie se constată o creștere a modulului armonicilor superioare pe partea afectată în componenta verticală și laterală, o deplasare a platoului sau a zonei de creștere spre ordine mai mari în componenta sagitală și laterală. Se remarcă în general o variabilitate scăzută în caracteristica de amplitudine și de fază pentru primele cinci armonici utilizate în reconstrucția variabilelor biomecanice analizate.

Autorul întreprinde un demers original de separarea unor fenomene oscilante din funcțiile înregistrate, în cazul unor subiecți cu hemiplegie. Pentru separarea în domeniul timp a unor componente oscilante, programul de calcul elaborat de autor realizează o prelucrare prin netezire a variabilei studiate, urmată de o subtracție algebrică punct cu punct, între datele originale și cele prelucrate. Netezirea se face prin aplicarea unei medii alunecătoare asupra datelor. Pentru evidențierea în domeniul

frecvență a fenomenelor oscilante, se reprezintă în cascadă transformatele Fourier ale înregistrărilor succesive ale sprijinului pentru subiectul investigat.

Procedura s-a aplicat la studiul sprijinului pe piciorul sănătos, obținând astfel o reflectare a eventualelor fenomene oscilante induse în timpul fazei de balans a piciorului contralateral. Se constată că procedeul descris separă o componentă oscilantă cu aspect cvasisinusoidal pe porțiuni, cu amplitudine variabilă, de regulă mai mare la extremitățile intervalului de sprijin, având frecvența medie în jurul valorii de 10 Hz sau superioară acesteia.

De asemenea, se separă o componentă lent variabilă reprezentată de funcția mediată, care se pretează la construcția vectogramelor și descrierea prin puncte esențiale și parametri asociați.

Sprijinul pe piciorul afectat are de regulă o durată mai scurtă, cu o fază de balans contralateral redusă, reflectând în mai mică măsură fenomene oscilante rapide.

Studiul transformatelor Fourier ale înregistrărilor succesive reprezentate în cascadă, pentru un subiect normal, evidențiază prezența unui maxim la componenta fundamentală, urmat de o descreștere a amplitudinii cu frecvența. În intervalul 3 - 5 Hz amplitudinea armonicilor se menține aproximativ constantă sau prezintă o ușoară creștere. În continuare, amplitudinea armonicilor scade monoton cu frecvența, cu o pantă mai mare în intervalul 5 - 7 Hz.

Pentru un subiect hemiplegic, care poate merge fără sprijin, spectrul se apropie de cel al unui subiect normal. Se constată însă o creștere a amplitudinii componentelor cu frecvențe superioare valorii de 8 Hz.

Pentru subiecți care pot face câțiva pași fără sprijin, spectrul de amplitudine prezintă mai multe maxime, ce evidențiază prezența unor componente oscilante. Astfel, se identifică un prim maxim după fundamentală, în jurul valorii de 2 Hz, urmat de o succesiune de maxime la distanțe între 1 și 2 Hz. În acest caz, spectrul de amplitudine poate prezenta un maxim, precum și componente spectrale cu pondere importantă în jurul frecvenței de 5 Hz.

Frecvențele și intervalele de frecvență discutate anterior se regăsesc în analiza armonică a componentei sagitale a forței de reacțiune în sol și în mai mică măsură în componenta verticală.

5. MODELAREA FORTEI DE REACTIUNE IN SOL

Principalele criterii de modelare experimentală sunt constituite de problema experimentatorului de a explica un fenomen pe baza formulării unor ipoteze și de problema statisticianului de a descoperi relații între măsurările unor caracteristici ale unei populații.

Pe baza setului de date experimentale, se construiește un model în scopul condensării și sintetizării evenimentelor observate. Modelul poate fi parametric, constând dintr-o clasă convenabilă de funcții, ca de exemplu funcții polinomiale sau gaussiene. Parametrii modelului se ajustează pentru a obține o maximă asemănare cu datele experimentale, definită printr-un criteriu de eroare (Trigeassou, 1988, Eykhoff, 1974, Penescu, 1975). Estimarea parametrică cuprinde următoarele etape : (i) determinarea parametrilor, (ii) determinarea erorii de estimare a parametrilor, (iii) calculul unei măsuri statistice a gradului de asemănare.

Demersul propus în acest capitol constă din rezolvarea problemei estimării valorilor parametrilor modelului, a cărei structură matematică este impusă a priori.

5.1. Metoda Levenberg-Marquardt

Se consideră un set de date experimentale (x_i, y_i) , $i = 1 \dots N$, și se pune problema determinării unui model parametric din aceste date. Modelul propus este neliniar, constând dintr-o bază de funcții și depinde de M parametri necunoscuți a_k , $k = 1, 2, \dots, M$.

Metoda de estimare se alege în funcție de cunoștințele disponibile a priori asupra fenomenului studiat. În ipoteza unor cunoștințe a priori nule, estimarea parametrilor a_k se face prin aplicarea metodei celor mai mici pătrate. Se definește o funcție de eroare χ^2 :

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^N \left(\frac{y_i - y(x_i; a_1 \dots a_M)}{\sigma_i} \right)^2 \quad (5.1)$$

în care σ_i este deviația standard cu care se măsoară y_i .

Se caută în spațiul parametrilor valorile a_k pentru care funcția χ^2 este minimă. Având în vedere dependența neliniară a funcției χ^2 de parametri, minimizarea decurge iterativ, pe baza unei scheme de convergență deterministe.

Suficient de aproape de minimum, funcția χ^2 poate fi aproximată printr-o funcție quadratică :

$$\chi^2(\mathbf{a}) = \gamma - \mathbf{d} \cdot \mathbf{a} + \frac{1}{2} \cdot \mathbf{a} \cdot \mathbf{D} \cdot \mathbf{a} \quad (5.2)$$

în care \mathbf{a} este vectorul parametrilor, \mathbf{d} este un vector cu dimensiunea M și \mathbf{D} este o matrice cu dimensiunea $M \times M$.

Dacă aproximarea (5.2) este suficient de bună se ajunge de la vectorul curent \mathbf{a}_{crit} la minim \mathbf{a}_{min} într-un singur pas, prin metoda Gauss-Newton (inversarea matricii hessiene) :

$$\mathbf{a}_{min} = \mathbf{a}_{crit} + \mathbf{D}^{-1} \cdot \left[-\nabla \chi^2(\mathbf{a}_{crit}) \right] \quad (5.3)$$

Dacă aproximarea (5.2) local este nesatisfăcătoare se poate executa un pas prin metoda coborârii cu pantă maximă.

$$\mathbf{a}_{suc} = \mathbf{a}_{crt} - c \cdot \nabla \chi^2(\mathbf{a}_{crt}) \quad (5.4)$$

în care c este o constantă de valoare suficient de mică pentru a menține coborârea.

Gradientul și hessiana din relațiile (5.3) și (5.4) se calculează prin derivarea funcției χ^2 . Cu notațiile următoare :

$$\beta_k = -\frac{1}{2} \cdot \frac{\partial \chi^2}{\partial a_k} \quad \alpha_{kl} = \frac{1}{2} \cdot \frac{\partial^2 \chi^2}{\partial a_k \partial a_l} \quad (5.5)$$

în care $[\alpha] = \frac{1}{2} \cdot \mathbf{D}$ este denumită matricea de curbură, ecuația (5.3) se pune sub forma unui sistem liniar de ecuații :

$$\sum_{l=1}^M \alpha_{kl} \delta a_l = \beta_k \quad (5.6)$$

iar formula coborârii cu pantă maximă devine :

$$\delta a_l = c \cdot \beta_l \quad (5.7)$$

Metoda Levenberg-Marquardt (Marquardt, 1963) realizează combinarea (5.6) și (5.7) prin definirea unei noi matrici :

$$\begin{aligned} \alpha'_{ij} &= \alpha_{ij} (1 + \lambda) \\ \alpha'_{jk} &= \alpha_{jk} \quad j \neq k \end{aligned} \quad (5.8)$$

Astfel, (5.6) și (5.7) se înlocuiesc cu :

$$\sum_{l=1}^M \alpha'_{kl} \delta a_l = \beta_k \quad (5.9)$$

Când se dă lui λ valoare foarte mare, matricea α' este forțată să devină dominantă pe diagonală și deci (5.9) devine identică cu (5.7). Când λ se apropie de zero ecuația (5.9) devine identică cu (5.6). Astfel, printr-o modificare continuă a lui λ metoda pendulează între cele două extreme : metoda Gauss-Newton (inversarea matricii hessiene) și metoda coborârii cu pantă maximă. Cea de-a doua metodă este utilizată departe de minimum, trecând în mod continuu spre prima pe măsură ce se apropie minimumul.

Pornind de la o valoare inițială pentru vectorul \mathbf{a} , rutina decurge astfel :

- se calculează $\chi^2(\mathbf{a})$.
- se alege o valoare moderată pentru λ , de exemplu $\lambda = 0,001$.
- se rezolvă ecuația liniară (5.9) pentru $\delta \mathbf{a}$ și se evaluează $\chi^2(\mathbf{a} + \delta \mathbf{a})$.
- dacă $\chi^2(\mathbf{a} + \delta \mathbf{a}) \geq \chi^2(\mathbf{a})$, se crește λ cu un factor 10 și se reia calculul.
- dacă $\chi^2(\mathbf{a} + \delta \mathbf{a}) \leq \chi^2(\mathbf{a})$, se scade λ cu un factor 10 și se reia calculul.

Se stabilește o condiție de oprire a rutinei la atingerea unei scăderi neglijabile a lui $\chi^2(\mathbf{a})$ între două iterații succesive.

După ce a fost găsit un minim acceptabil, $\chi^2(a_{min})$ se face $\lambda=0$ și se calculează

$$[C] = [\alpha]^{-1} \quad (5.10)$$

care reprezintă estimata matricii de covarianță la ajustarea parametrilor a , presupunând că erorile sunt distribuite normal.

În cazul utilizării metodei de estimare a parametrilor prin minimizarea funcției χ^2 , se poate delimita o regiune de încredere M -dimensională. Dacă vectorul parametrilor este perturbat față de valoarea a_{min} , χ^2 crește. Regiunea în care această creștere se menține sub o valoare $\Delta\chi^2$, definește regiunea de încredere M -dimensională. Dacă nu interesează întreaga regiune de încredere M -dimensională, ci un subspațiu v -dimensional, noua regiune de încredere se obține prin proiecția regiunii de încredere delimitată de $\Delta\chi^2$, pe subspațiul v -dimensional. Pentru $v = 1$, se obține intervalul de încredere (bandă) pentru un singur parametru.

5.2. Alegerea modelului

De-a lungul intervalului de sprijin, variabilele biomecanice înregistrate de platforma de forță, suferă evoluții complexe, corespunzător diferitelor faze ale sprijinului, în funcție de programul motor normal sau anormal al fiecărui subiect (Bouisset, 1991, Brenière, 1987).

Evenimentele biomecanice succesive sunt reflectate prin creșteri sau descreșteri ale variabilelor înregistrate, asociate deplasării diferitelor segmente de corp, având o pondere mai mare sau mai mică în ansamblul sistemului de mișcare (Munteanu, 1994).

Delimitarea intervalelor de creștere sau descreștere a acestor variabile funcție de timp se face prin calculul derivatei. Între două extreme ale funcției, derivata are forma unui impuls, cu amplitudinea egală cu panta maximă a acestei variații. Astfel, intervalul de sprijin se poate descrie printr-o succesiune de impulsuri pozitive și negative, de amplitudini diferite, pentru fiecare variabilă biomecanică (Munteanu, 1995). Intervalele de timp în care derivata ia valori apropiate de zero reflectă variații lente, de mică amplitudine în variabila înregistrată.

Fiecare impuls astfel obținut, trebuie caracterizat printr-un număr de parametri, spre exemplu poziția și amplitudinea vârfului, lățimea și aria impulsului. Impulsurile de arie nesemnificativă se neglijează.

Mărimile astfel calculate se utilizează ca valori inițiale ale parametrilor unui model nelinier pentru descrierea variabilei biomecanice printr-o bază de funcții gaussiene :

$$f_p(x) = \frac{A_p}{w_p \cdot \sqrt{\frac{\pi}{2}}} \cdot e^{-2 \frac{(x-x_{c_p})^2}{w_p^2}} + y_0 \quad (5.11)$$

în care x_{c_p} este centrul vârfului, $w_p = 2 \cdot \sigma_p$ este aproximativ lățimea impulsului măsurată la jumătate din înălțimea maximă, A_p este aria impulsului, iar y_0 este offset-ul liniei de bază.

Rutina de calcul estimează parametrii modelului prin metoda celor mai mici pătrate, utilizând schema de convergență Levenberg-Marquardt.

5.3. Programul de calcul

Calculul derivatei

Derivarea este precedată de o filtrare numerică trece-jos a secvenței, cu un filtru de netezire, pentru a preveni suprapunerea unui zgomot datorat calculului numeric al derivatei. Astfel, se aplică FFT pe o fereastră alunecătoare pe secvență, conținând un număr fixat de puncte. Frecvența de tăiere a filtrului trece-jos echivalent se obține prin inversul intervalului de timp definit de numărul de puncte ales pentru un cadru.

Derivata se calculează prin aplicarea unei tehnici cu diferențe finite asupra secvenței filtrate. Derivata în punctul i se obține în funcție de valorile vecine y_{i-1} și y_{i+1} , cu relația :

$$y'_i = \frac{y_{i+1} - y_{i-1}}{2 \cdot \Delta t} \quad (5.12)$$

Segmentarea intervalului de sprijin

Se detectează extremele și trecerile prin zero ale secvenței datelor.

Se stabilesc criteriile de discriminare a impulsurilor în modulul funcției derivate :

- distanța minimă între abscisele a două maxime succesive,
- factorul de ponderare a unui minim, pentru calculul pragului de discriminare a maximelor vecine ca impulsuri distincte.

Se segmentează intervalul sprijinului prin punctele de trecere prin zero ale funcției și puncte de minim selecționate, ale modulului funcției derivate.

Se calculează parametrii impulsurilor delimitate prin segmentare : abscisa vârfului, aria și lățimea impulsului.

Se elimină opțional impulsurile de arie neglijabilă.

Modelarea datelor

Se aplică schema de convergență Levenberg-Marquardt pentru modelarea neliniară a datelor printr-o bază de funcții gaussiene.

Valorile calculate anterior sunt utilizate ca valori inițiale ale rutinei de regresie. Parametrii arii ale impulsurilor sunt legați la valorile lor inițiale. Inițial, parametrii lățimi ale impulsurilor sunt legați la valorile inițiale și parametrii abscise ale vârfurilor sunt lăsați liberi. Se execută două iterații.

Se leagă parametrii abscise ale vârfurilor și se dezleagă parametrii lățimi ale impulsurilor. Se execută două iterații.

Se leagă parametrii lățimi ale impulsurilor și se dezleagă parametrii abscise ale vârfurilor. Se execută două iterații.

Se dezleagă parametrii lățimi ale impulsurilor și parametrii abscise ale vârfurilor. Se execută două iterații.

Criteriul de eroare utilizat este metoda celor mai mici pătrate. Se obțin valorile parametrilor impulsurilor: abscisele și amplitudinile vârfurilor, precum și lățimile impulsurilor (valorile ariilor impulsurilor fiind fixate inițial).

Se reconstruiește funcția aproximată și se calculează o distanță față de datele experimentale, și se elaborează un document de prezentare a rezultatelor.

5.4. Rezultate experimentale

Derivatele funcțiilor înregistrate sunt studiate pentru a elabora un model experimental compus din impulsuri gaussiene. Fiecare funcție derivată este normalizată în raport cu valoarea maximă pozitivă.

În fig. 5.1 se prezintă exemple pentru modelul propus aplicat la componenta verticală a forței de reacțiune în sol pentru sprijinul pe piciorul stâng la doi subiecți normali. Segmentul inițial în care derivata are valori pozitive, corespunde încărcării greutății pe piciorul de sprijin până la atingerea primului maxim. Acest segment prezintă două, respectiv trei maxime. Segmentul este delimitat de momentul în care derivata se anulează, semnificând atingerea primului maxim în componenta verticală. Urmează un segment intermediar, care prezintă o oscilație în jurul valorii zero. Segmentul final conține un singur maxim pronunțat negativ, care corespunde descărcării greutății de pe piciorul de sprijin, în paralel cu încărcarea piciorului contralateral. Astfel, în exemplele considerate, sprijinul se poate descrie prin cinci impulsuri gaussiene ($\mu 1$) sau prin șase impulsuri ($\text{fo}1$).

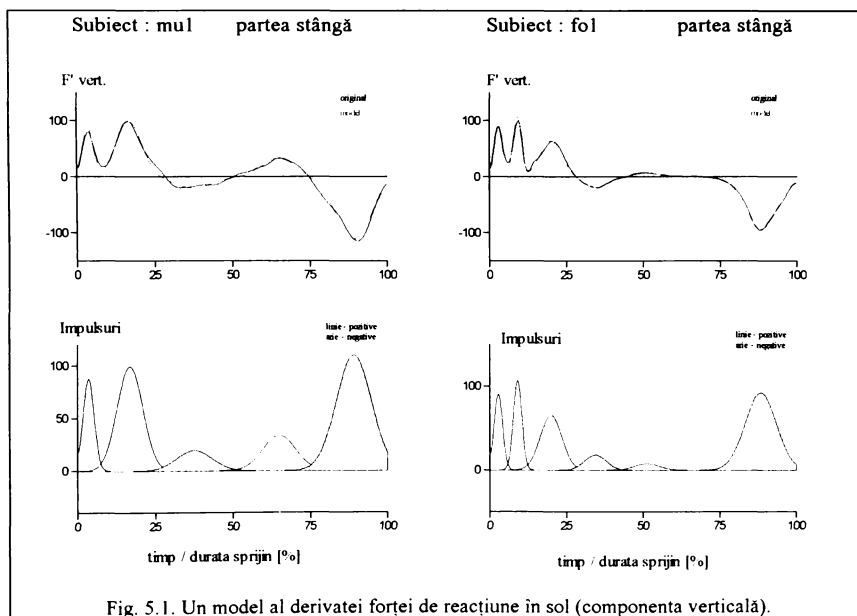


Fig. 5.1. Un model al derivatei forței de reacțiune în sol (componenta verticală).

Tabelul 5.1. Parametrii modelului ($\mu 1$).

Nr. crt.	Abscisa centru	Ordonată maxim	Lățime	Arie
1	3.7	80.3	3.8	387.1
2	16.8	95.3	8.6	1022.3
3	37.7	-19.7	11.4	-282
4	65	33.6	10.6	446.9
5	89.3	-108.7	11.5	-1568

Tabelul 5.2. Parametrii modelului ($\text{fo}1$).

Nr. crt.	Abscisa centru	Ordonată maxim	Lățime	Arie
1	3	87.8	2.8	310.9
2	9.1	99.4	3	369.5
3	20.2	63.1	7.3	577.7
4	34.5	-17.8	7.2	-160.9
5	51.2	7.6	8.3	78.9
6	88.6	-91.4	10.3	-1178.1

În fig.5.1 s-au reprezentat cu traseu colorat aproximarea obținută prin modelul propus pentru datele originale, precum și impulsurile gaussiene care constituie modelul. Impulsurile negative au fost răsturnate deasupra axei orizontale și hașurate în interior.

Tabelele 5.1 și 5.2 conțin valorile parametrilor pentru cele două modele. Abscisa centrului și lățimea impulsului sunt exprimate în procente față de durata sprijinului, ordonata maximului este exprimată în procente față de valoarea maximă pozitivă a derivatei, iar aria este exprimată în unități relative (10000 însemnând un impuls cu durata egală cu durata sprijinului și amplitudine constantă egală cu valoarea maximă pozitivă a derivatei).

Se extinde modelul propus la cele trei componente ale forței de reacțiune în sol. Aplicarea modelului la componenta laterală și orizontală ale unui sprijin, descris anterior prin derivata componentei verticale (fo1), conduce la parametrii prezentați în tabelele 5.3 și 5.4. Astfel, descrierea celor două derivate necesită un număr de 12 impulsuri.

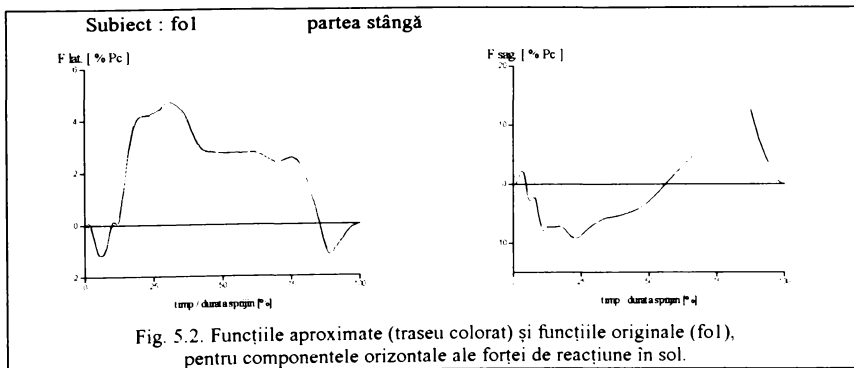
Tabelul 5.3. Parametrii componentei laterale (fo1)

Tabelul 5.4. Parametrii comp. sagitale (fo1)

Nr. crt.	Abscisa centru	Ordonată maxim	Lațime	Arie
1	3,1	-55	2	-141,8
2	8,2	59	2	149,6
3	14,8	98	3,5	481,6
4	27,3	12	3,5	57,8
5	34,8	-9	5,9	-69,5
6	39,1	-25	4,3	-151,2
7	65,6	-7	4,3	-45,7
8	72,3	5	2,7	19,5
9	80,9	-34	4,7	-221,9
10	85,5	-45	3,5	-211,3
11	90,2	17	2	48,8
12	94,5	17	3,9	86,3

Nr. crt.	Abscisa centru	Ordonată maxim	Lațime	Arie
1	1,6	109	1,2	169,1
2	4,3	-227	1,2	-376,6
3	9	-234	1,2	-424,2
4	19,9	-45	2,3	-149,2
5	27,3	32	6,3	264,1
6	39,8	6	7,8	62,1
7	52,7	32	11,3	456,3
8	60,2	17	8,2	189,5
9	68,8	30	7,4	297,3
10	78,1	-46	9	-527,3
11	88,7	-123	3,9	-655,1
12	94,5	-75	4,7	-449,2

Evaluarea calității aproximării se realizează prin reconstruirea funcției approximate pe baza setului de impulsuri gaussiene și calcularea unei distanțe între modelul propus și datele experimentale, ajustată prin asocierea unei componente continue. O evaluare calitativă a sprijinului studiat se prezintă în fig.5.2 pentru componentele orizontale și în fig.5.3 pentru componenta verticală.



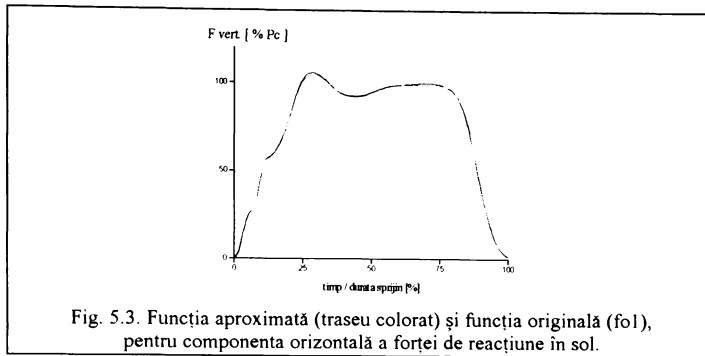


Fig. 5.3. Funcția aproximată (traseu colorat) și funcția originală (fol), pentru componenta orizontală a forței de reacțiune în sol.

Se utilizează distanța enunțată anterior (cap.3) pentru măsurarea aproximării. Se prezintă numărul de impulsuri precum și distanțele corespunzătoare pentru un subiect normal în tabelul 5.5.

Tabelul 5.5. Distanța între model și date pentru un subiect normal.

Nr. test	Componenta laterală		Component orizontală		Componenta verticală	
	Număr de impulsuri	Distanță	Număr de impulsuri	Distanță	Număr de impulsuri	Distanță
1	10	0,03462	12	0,07907	6	0,00637
2	11	0,018	12	0,03901	7	0,02145
3	11	0,01744	12	0,06312	8	0,03743
4	11	0,03524	12	0,03352	8	0,01189
5	11	0,01534	11	0,05983	6	0,01086

Se înregistrează componentele forței de reacțiune în sol pentru subiecți normali și cu o patologie a locomoției, în timpul mersului, respectând protocolul descris în capitolul 3. Se studiază derivatele variabilelor înregistrate, reprezentate într-o desfășurare în cascadă pentru testele succesive pentru un subiect normal (fig.5.4).

Se constată că derivata componentei verticale prezintă un segment inițial pozitiv, corespunzător creșterii încărcării pe piciorul de sprijin spre primul maxim, un segment intermediar, care prezintă oscilații în jurul valorii zero și un segment final negativ, corespunzător descărcării piciorului de sprijin. Segmentul inițial prezintă două sau trei impulsuri, cu o variabilitate mai mare, evidențiind diferențe între testele succesive, și asimetrii între sprijinul pe piciorul stâng și drept. Segmentul final prezintă un singur impuls, având o variabilitate scăzută. Astfel, un model al componentei verticale presupune utilizarea unui număr de 5-7 impulsuri.

Derivata componentei sagitale prezintă pentru faza de frânare o succesiune de 3-5 impulsuri, iar pentru faza de propulsie un număr de 2-4 impulsuri. Componenta laterală prezintă un număr mai mare de impulsuri și o variabilitate mai mare în funcție de subiect.

În fig. 5.5 se arată funcțiile pentru un subiect normal la care se evidențiază o fragmentare mai evidentă a segmentului inițial în impulsuri, asociată cu o asimetrie între părți.

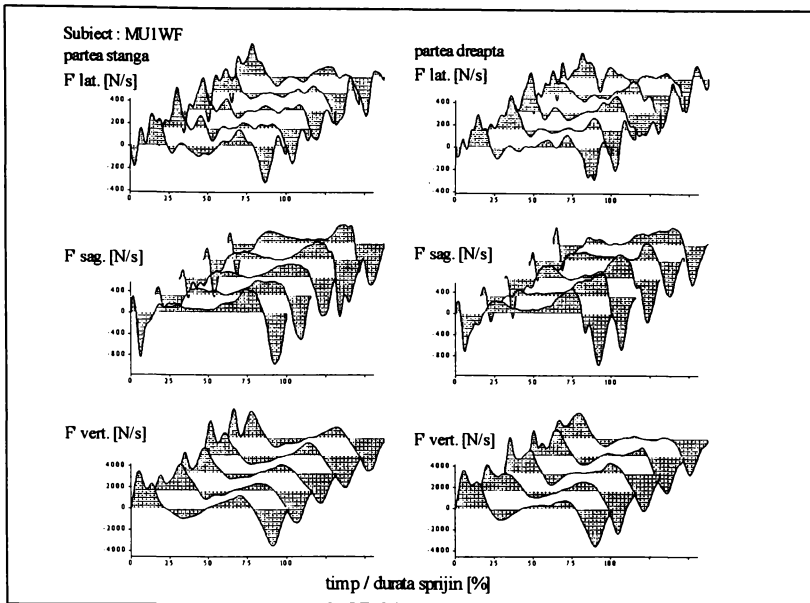


Fig. 5.4. Derivatele componentelor forței de reacțiune în sol pentru un subiect normal (mu1)

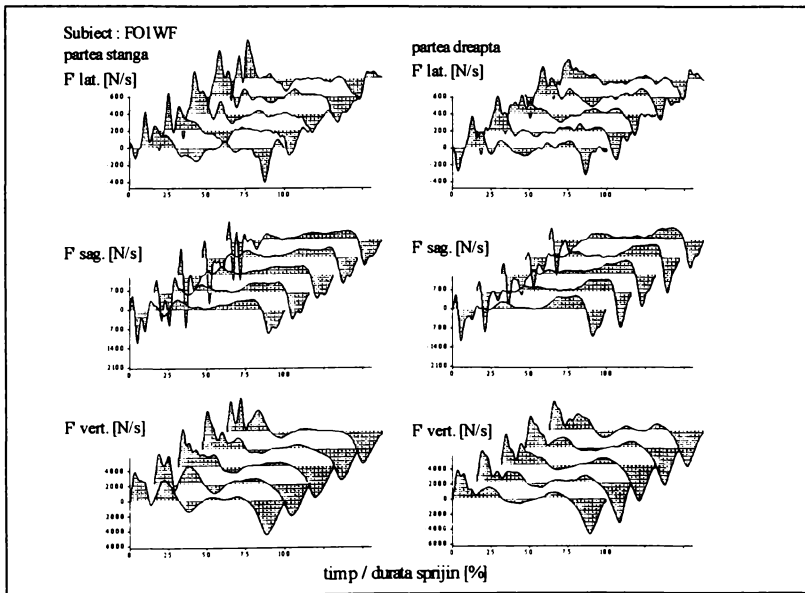


Fig. 5.5. Derivatele componentelor forței de reacțiune în sol pentru un subiect normal (fo1).

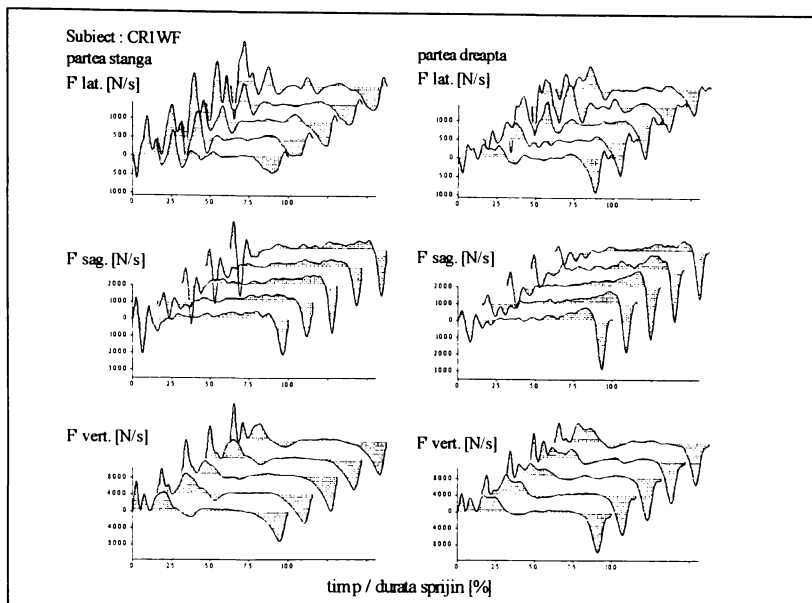


Fig. 5.6. Derivatele componentelor forței de reacțiune în sol pentru un subiect normal (cr1).

În fig. 5.6 se arată funcțiile pentru un subiect normal la care se evidențiază o asimetrie a segmentului final al sprijinului. Pe partea stângă, impulsul este mai lat și mai puțin amplitu decât pe partea dreaptă.

În fig. 5.7 se prezintă derivatele componente verticale în teste succesive, pentru un subiect cu hemiplegie stângă. Se observă în traseul derivatelor prezența unui număr mare de faze oscilante de mică amplitudine. Elaborarea modelului în prezența acestor oscilații ar crește în mod substanțial numărul parametrilor, fără să aducă o îmbunătățire majoră a calității aproximării. De aceea se procedează la o netezire a derivatei pentru micșorarea numărului de impulsuri. S-au aplicat două procedee în acest scop, ilustrate în fig. 5.8. În situația în care se constată prezența unor fenomene oscilante de mică amplitudine în traseele derivatelor, se procedează la o netezire prin aplicarea unei medii alunecătoare, cu dimensiunea ferestrei ajustată pentru eliminarea acestei oscilații (fig.5.8.a). În situația în care intervin neregularități ale traseului, se procedează la o netezire prin aplicarea metodei Savitzky-Golay, care are avantajul de a conserva amplitudinile impulsurilor mai ascuțite (fig.5.8.b).

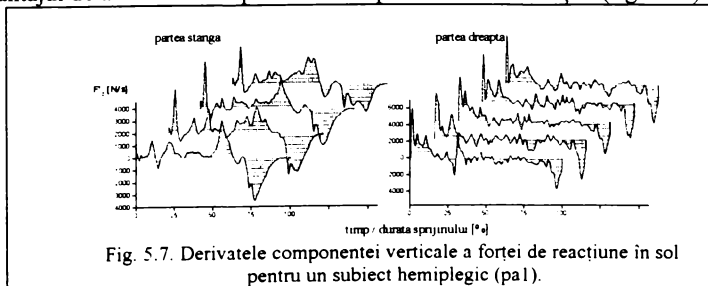
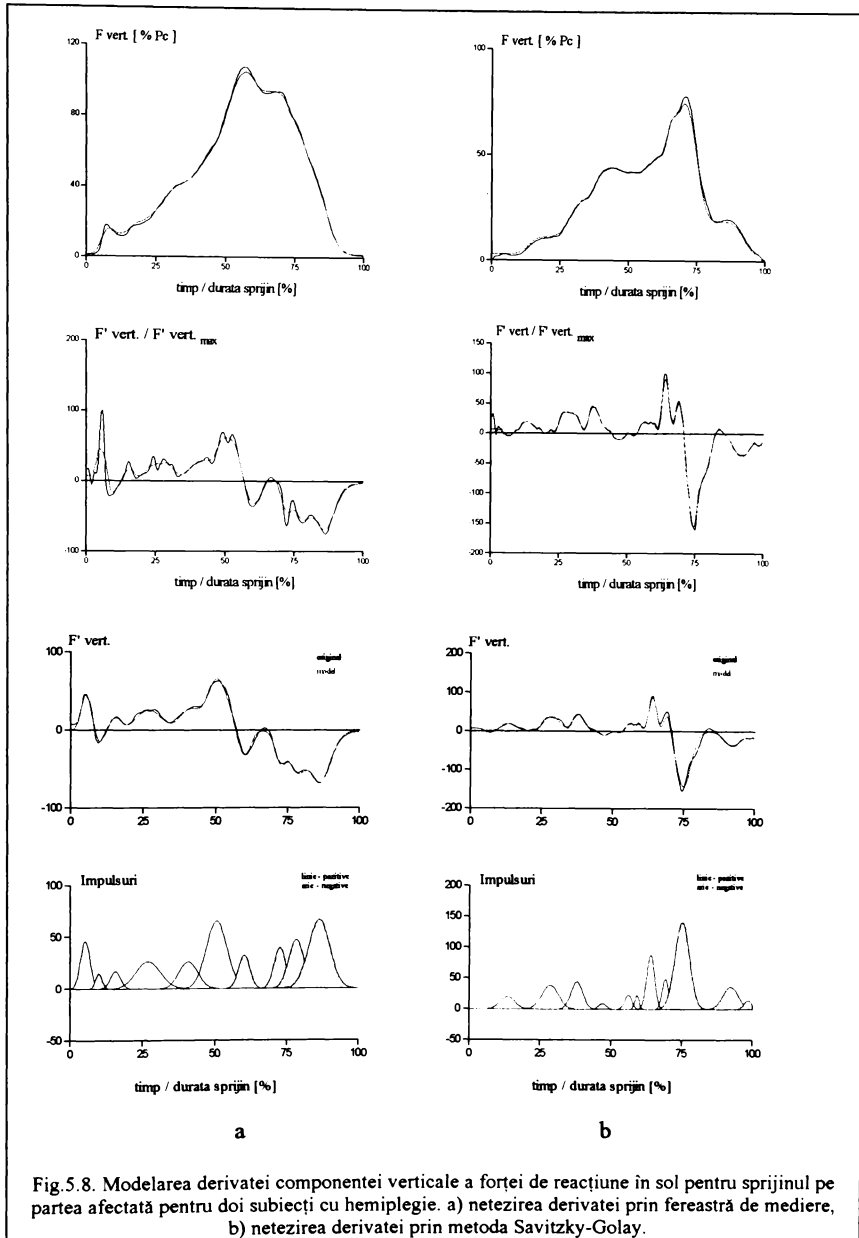


Fig. 5.7. Derivatele componente verticale a forței de reacțiune în sol pentru un subiect hemiplegic (pa1).



După cum rezultă și din cazurile studiate, modelarea derivatei componentei verticale a forței de reacțiune în sol, în cazul unor subiecți cu afecțiuni, produce un număr mai mare de impulsuri decât în cazul unor subiecți normali. Astfel, aproximarea datelor presupune utilizarea a 10 impulsuri pentru sprijinul din fig.5.8.a,

și 11 impulsuri pentru sprijinul din fig.5.8.b, obținând pentru distanțele față de date valorile 0,034 și 0,020.

Astfel, modelul propus este adecvat pentru o analiză a structurii temporale a sprijinului, iar datele sunt modelate printr-un model parametric cu un număr redus de parametri, cu o bună calitate a aproximării. Modelul s-a aplicat atât la studiul sprijinului în cazul unor subiecți normali cât și în cazul unor subiecți prezentând o patologie.

5.5. Concluzii

Pe baza setului de date experimentale, în capitolul 5 autorul propune un model original al derivatelor componentelor forței de reacțiune în sol, în scopul condensării și sintetizării evenimentelor observate (Munteanu, 1996).

Se delimitează intervalele de creștere sau descreștere pentru variabilele studiate funcție de timp, prin calculul derivatei. Se descrie derivata pentru fiecare variabilă biomecanică printr-o succesiune de impulsuri pozitive și negative, caracterizate prin parametrii : abscisa valorii extreme, arie și lățime. Valorile acestor parametri se utilizează ca valori inițiale pentru construirea unui model neliniar compus dintr-o bază de funcții gaussiene. Se estimează parametrii modelului prin metoda celor mai mici pătrate, utilizând schema de convergență Levenberg-Marquardt.

Programul de calcul scris de autor, constă din determinarea funcției derivate, precedată de o filtrare numerică trece-jos a secvenței, segmentarea intervalului de sprijin pe baza criteriilor de selecție definite, calculul valorilor inițiale ale parametrilor impulsurilor, eliminarea opțională a impulsurilor de arie neglijabilă, modelarea neliniară a secvenței cu o bază de funcții gaussiene, reconstruirea funcției approximate, calculul distanței față de datele experimentale, ajustarea acesteia prin asocierea unei componente continue și elaborarea documentului de prezentare a rezultatelor.

Autorul descrie pe baza modelului propus componenta verticală a forței de reacțiune în sol în timpul sprijinului pentru un subiect normal. Se caracterizează prin unul sau mai multe impulsuri gaussiene segmentul inițial, care corespunde încărcării greutății pe piciorul de sprijin până la atingerea primului maxim, segmentul intermediar, precum și segmentul final, care corespunde descărcării greutății de pe piciorul de sprijin. Se prezintă exemple în care sprijinul se descrie prin cinci impulsuri gaussiene, respectiv prin șase impulsuri.

Se extinde modelul propus la cele trei componente ale forței de reacțiune în sol. Aplicarea modelului la componenta laterală și sagitală ale unui sprijin, necesită un număr mai mare de impulsuri pentru descrierea sprijinului unui subiect normal.

Autorul studiază derivatele variabilelor înregistrate, reprezentate într-o desfășurare în cascadă pentru testele succesive ale unor subiecți normali și stabilește intervale de valori pentru numărul de impulsuri necesar pentru modelarea componentelor forței de reacțiune în sol, precum și unele particularități dependente de subiect, evidențiate de modelul propus.

Autorul studiază derivatele componente verticale în testele succesive, pentru un subiect cu hemiplegie și constată în traseul derivatelor prezența unui număr mare de faze oscilante de mică amplitudine. Elaborarea modelului în prezența acestor oscilații ar crește în mod substanțial numărul parametrilor, fără să aducă o îmbunătățire majoră a calității aproximării. De aceea autorul procedează la o netezire a derivatei prin aplicarea unei medii alunecătoare, cu dimensiunea ferestrei ajustată pentru eliminarea fazelor oscilante. Se aplică o netezire suplimentară prin metoda Savitzky-Golay pentru eliminarea zgomotului, cu avantajul de a conserva amplitudinile impulsurilor mai ascuțite. Autorul constată că modelarea derivatei

componentei verticale a forței de reacțiune în sol, pentru subiecți cu o afecțiune, produce un număr mai mare de impulsuri decât pentru subiecți normali și stabilește intervale de valori pentru numărul de impulsuri necesar.

În final se arată avantajele modelului original propus de autor:

- este adecvat pentru o analiză a structurii temporale a sprijinului, deoarece impulsurile se desfășoară în timp, în relație directă cu evenimentele biomecanice dezvoltate de subiect;

- furnizează un mijloc pentru analizarea fazelor de încărcare și descărcare a greutății în timpul sprijinului, pentru separarea și evaluarea cantitativă a variațiilor care intervin pe duratele acestor faze;

- permite aprecierea variabilității funcțiilor sprijinului din punct de vedere al numărului de impulsuri, poziției și ariei acestora;

- datele sunt modelate printr-un model parametric cu un număr redus de parametri, cu o bună calitate a aproximării;

- modelul se poate aplica atât la studiul sprijinului în cazul unor subiecți normali cât și în cazul unor subiecți prezentând o patologie;

- modelul elaborat furnizează o imagine sintetică, integrată, asupra evenimentelor biomecanice reflectate în forța de reacțiune în sol, oferind un mijloc de studiere a fazelor sprijinului în corelație cu descrierea mersului prin electromiografie kinesiologică.

6. CONCLUZII

Autorul sintetizează în capitolul 1 structura și funcțiile aparatului locomotor, unele elemente privind patologia aparatului locomotor precum și metode de investigare a funcționalității acestuia. Sunt descrise succint măsurarea tonusului muscular, a reflexelor osteo-tendinoase precum și măsurarea tremurului muscular abordată deja de autor (Policec și Munteanu, 1985).

În concluzie, se menționează existența a cinci procese de mișcare distincte și interactive pe două niveluri, la inițierea și în timpul mișcării. La nivelul mușchiului, caracteristicile de lungime și forță sunt guvernate de: rata de descărcare a potențialului de acțiune la unitățile motorii individuale, recrutarea unor grupări de unități motorii ale mușchiului în funcție de dimensiunea lor precum și feedback-ul proprioceptiv. La nivelul articulației mișcarea este caracterizată prin deplasări unghiulare și cuplu (reglate în condițiile de variație a încărcării) și se obține prin sinergia perechii musculare agoniste-antagoniste precum și feedback-ul kinestezic și tactil.

În capitolul 2 autorul sintetizează metodele de măsurare și descriere a mersului uman și detaliază realizarea unui sistem original de măsurare a unor variabile biomecanice, bazat pe o platformă de forță.

Sinteza cuprinde enunțarea caracteristicilor esențiale ale mersului uman, prezentarea unor metode și a unor modele biomecanice utilizate actualmente în investigarea mersului uman, a unor metode ale electromiografiei kinesiologice, precum și abordări recente ale dinamicii locomoției umane.

Autorul discută comparativ metodele pentru determinarea parametrilor dimensionali și temporali ai pasului, metode cinematice de măsurare directă și prin imagini, și metode cinetice bazate pe măsurarea reacțiunii în sol, evidențiind eventualele avantaje și dezavantaje. Autorul discută unele modele cu grade diferite de complexitate utilizate în stimularea neuromusculară funcțională.

Autorul documentează principalele elemente care intervin în studiul mersului prin electromiografie kinesiologică : analiza cantitativă a electromiogramei fizice, normalizarea electromiogramelor și reducerea complexității semnalului.

Se fac referiri la abordări recente privind studiul mersului prin rețele neuronale și modele de oscilatori neuronali, precum și evaluarea stabilității dinamice a mersului prin cercetarea stabilității oscilatorilor neliniari.

Se discută principiile care stau la baza măsurării forței de reacțiune în sol în timpul sprijinului precum și modalitățile de aplicare a acestora. Se descrie o realizare originală a unei platforme de forță (Policec și Munteanu, 1996) pentru măsurarea componentei verticale a forței de reacțiune în sol și a coordonatelor centrului de presiune în timpul sprijinului pe un picior în mers. Platforma se compune dintr-o placă plană de formă pătrată, cu latura de 350 mm, sprijinită în colțuri pe foi de arc fixate pe un cadru de bază. Fiecare foaie de arc este instrumentată cu timbre tensometrice conectate în semipunte.

Autorul elaborează un sistem de măsurare a forței de reacțiune în sol, compus din platforma de forță, un modul de procesare analogică, un dispozitiv de afișare analogică în două coordonate, o interfață analog-digitală pentru achiziția de date, o interfață digital-analogică pentru condiționarea traductoarelor și un calculator personal. Pachetul de programe scris de autor în limbajul Pascal 7.0, execută calibrarea sistemului de măsurare, achiziția de date, prelucrarea numerică a datelor și calculul unor parametri.

Capitolul 3 se referă la aplicarea unei analize de date asupra mărimilor biomecanice înregistrate de o platformă de forță. Autorul elaborează un protocol experimental și descrie sprijinul pe un picior în timpul mersului prin mai multe metode: puncte esențiale și parametri asociați, funcții normalizate, diagrame de vectori (Munteanu, 1995).

Protocolul experimental este adaptat la subiecții cu deficiențe locomotorii, dar este aplicat și la subiecți normali în scop de comparație (Munteanu, Combeaud, Roby-Brami, Rémy-Néris, Bussel, 1994). Un număr de 7 subiecți normali și 10 subiecți cu hemiplegie au participat la înregistrarea datelor, în Laboratorul de analiză a mișcării din Garches.

Autorul propune un set de puncte esențiale pentru descrierea funcțiilor de timp ale variabilelor biomecanice înregistrate și elaborează algoritmi necesari pentru localizarea acestora. Pentru a caracteriza mai complet sprijinul, se definesc în lucrare un număr de parametri asociați, calculați pe baza funcțiilor de timp și a pozițiilor punctelor esențiale.

Autorul măsoară variabilitatea coordonatelor punctelor esențiale și a parametrilor asociați, pentru realizările succesive ale sprijinului unui subiect, prin calculul mediilor și deviațiilor standard pe ansamblul testelor. Se definește o distanță între două realizări printr-o normă definită pe ansamblul valorilor calculate.

A doua metodă abordată de autor descrie sprijinul prin funcții normalizate ale variabilelor biomecanice înregistrate. Se normalizează durata de sprijin la 256 de puncte de reprezentare. Pentru exprimarea calitativă a variabilității realizărilor și a asimetriilor stânga-dreapta, se propune construirea câte unei ferestre grafice pentru realizările succesive ale fiecărei variabile biomecanice în sprijinul pe fiecare parte.

Autorul măsoară variabilitatea pentru fiecare funcție normalizată prin calculul mediei și al abaterii standard în fiecare punct din intervalul de sprijin, pe ansamblul realizărilor sprijinului pe partea stângă și dreaptă. Pentru exprimarea calitativă a variabilității realizărilor și a asimetriilor stânga-dreapta, se propune construirea câte unei ferestre grafice, care conține trei funcții constituite din punctele de medie, punctele de medie plus deviația standard și punctele de medie minus deviația standard. Pentru exprimarea cantitativă a variabilității realizărilor se propune calculul unei distanțe pătratică între două realizări ale variabilei normalizate.

Autorul analizează mai multe mărimi utilizate în evaluarea sintetică a variabilității realizărilor : raportul de varianță, coeficientul de variație, raportul între energia de variație și energia în descrierea medie.

Se propune măsurarea gradului de similitudine între sprijinul pe piciorul stâng și cel pe piciorul drept prin calculul unui index de simetrie pentru fiecare metodă de analiză descrisă.

Autorul elaborează o reprezentare sintetică a vectorului forță de reacțiune în sol, pe durata sprijinului aplicând tehnica diagraamelor de vectori (Munteanu, Remy-Neris, Combeaud, Bussel, 1994). Se propune asocierea diagramei vectoriale în planul sagital cu o nouă reprezentare, diagrama vectorială în plan orizontal. Printre caracteristicile definite de autor pentru elaborarea acestei reprezentări se remarcă acoperirea intervalului de sprijin cu un număr prescris (51) de vectori uniform distribuiți în timp și acoperirea traiectoriei originii și a vârfului vectorului prin ansamblul punctelor intervalului de sprijin.

Datele înregistrate sunt analizate de autor prin metodele expuse. Astfel, înregistrările forței de reacțiune în sol pentru subiecții normali corespund datelor existente în literatură. Autorul constată, în general, o variabilitate scăzută a

coordonatelor punctelor esențiale și parametrilor asociați. Pe baza acestei descrieri a datelor se formulează unele caracteristici generale independente de subiect cât și unele particularități dependente de subiect, referitor la succesiunea punctelor esențiale și intervalele de variație a celor trei componente ale forței de reacțiune în sol.

Se propune analizarea grupării realizărilor, exprimate prin funcții normalizate, pe baza calculului unei distanțe pătratică între realizări și față de funcția mediată. Autorul constată că variabilitatea componentelor forței de reacțiune în sol scade în sensul forța laterală, forța antero-posterioară, forța verticală, iar distanțele reflectă această scădere la nivelul ordinului de mărime. Pe baza distanței se definește un criteriu de eliminare a artefactelor din mulțimea înregistrărilor. Realizările astfel selecționate servesc la construirea unor forme, care descriu sprijinul prin funcții mediate pe ansamblul realizărilor. Se discută comparativ funcțiile mediate pentru un număr de 5 subiecți normali.

Se studiază reflectarea variabilității funcțiilor normalizate prin coeficienții statistici și se constată că raportul variație-semnal este cel mai adecvat pentru evaluarea cantitativă a grupării realizărilor și prezintă o bună sensibilitate în reflectarea diferitelor variabile.

Autorul propune construirea unei diagrame de vectori mediată și discută comparativ diagramele de vectori mediate pentru subiecții normali analizați.

Se aplică protocolul experimental la pacienți cu hemiplegie, cu grad diferit de deficiență, enunțat prin aceea că subiectul poate face câțiva pași fără sprijin, sau poate merge fără sprijin.

Autorul analizează înregistrările forței de reacțiune în sol în cazul unui pacient hemiplegic, care poate face câțiva pași fără sprijin. Se constată că în înregistrările succesive ale sprijinului, variabilitatea componentelor reacțiunii în sol este importantă. În acest caz, medierea pe ansamblul realizărilor nu conduce la obținerea unor modele ale sprijinului.

Se prezintă și se discută evoluția vectorului forță pentru partea afectată și pentru partea neafectată prin segmentarea diagramei de vectori. Instrumentul elaborat de autor în acest scop elimină suprapunerea imaginii vectorului în intervalul de recul al centrului de presiune, cu imaginea în intervalul de avans. Segmentarea sprijinului se obține prin inspectarea deplasării antero-posterioare a centrului de presiune.

Autorul analizează înregistrările forței de reacțiune în sol pentru un pacient hemiplegic, care poate merge fără sprijin. Pe partea afectată se constată o discontinuitate evidentă în evoluția vectorului în timpul sprijinului, în faza de recepție a greutății. Propulsia este efectivă pe întreaga durată a descărcării piciorului, dar comparativ cu partea neafectată este mai redusă.

Programele scrise de autor sub Origin 3.5 în Laboratorul de analiză a mișcării de la Garches prelucrează datele experimentale și elaborează toate documentele necesare pentru prezentarea rezultatelor.

Capitolul 4 abordează analiza Fourier a forței de reacțiune în sol. Autorul propune aplicarea unei metode generale pentru calculul coeficienților Fourier, care elimină anumite restricții aplicate datelor experimentale.

Se discută unele modalități de evaluare a ordinului armonic optim pentru aproximarea datelor experimentale, prin estimarea incertitudinii coeficienților, aplicarea unor teste statistice, sau definirea unei măsuri a calității aproximării.

Se sintetizează modalitățile de construire a unei funcții periodice pentru descrierea unui sprijin sau a unui ciclu complet de mers (Munteanu și Policec, 1995).

Autorul elaborează un program de calcul pentru analiza conținutului de armonici al unei realizări. Programul construiește funcțiile approximate obținute prin

trunchierea seriei coeficienților Fourier, calculează și reprezintă grafic eroarea ponderată și indexul Akaike, în funcție de ordinul armonic.

Autorul analizează conținutul de armonici al unei realizări pentru subiecți normali și cu deficit locomotor, prin aplicarea criteriului erorii ponderate și calculului indexului Akaike. Autorul stabilește intervale de valori ale numărului de armonici maxim necesar pentru aproximarea datelor originale în cazul unor subiecți normali, și al unor subiecți cu hemiplegie și constată că reconstrucția sprijinului patologic impune utilizarea unui număr sporit de armonici. În ambele situații ordinul armonic minim corespunde componentei verticale, iar ordinul maxim corespunde componentei sagitale a forței de reacțiune în sol.

Se asociază reprezentarea erorii ponderate cu reprezentarea indexului Akaike pentru a identifica ordinul care exprimă maximum de informație. Caracteristica de variație a indexului Akaike cu ordinul armonic nu permite estimarea ordinului sistemului, dar prezintă o frângere. Autorul propune utilizarea descrierii aproximative obținute pe baza criteriului Akaike pentru o observare globală a sprijinului, și utilizarea descrierii prin aplicarea criteriului erorii ponderate pentru studiul detaliat al fazei de recepție a greutății.

Autorul elaborează un program de calcul pentru analiza ansamblului statistic al coeficienților Fourier. Programul realizează normalizarea modulului coeficienților Fourier, calculează media și abaterea standard pentru modulul și faza fiecărui coeficient Fourier și prezintă grafic rezultatul într-o diagramă de bare.

Autorul analizează ansamblul statistic al coeficienților Fourier pentru subiecți normali și cu deficit locomotor și evidențiază principalele aspecte ale caracteristicilor de amplitudine și de fază. Astfel, pentru un subiect normal modulul componentei verticale are o evoluție monoton descrescătoare, cu deviații standard reduse până la ordinul 5, și o evoluție oscilantă a fazei în jurul valorii 180° . Modulul componentei sagitale prezintă un platou sau chiar o zonă de creștere la ordine superioare, putând evidenția o eventuală asimetrie stânga-dreapta. Pentru un subiect cu hemiplegie se constată o creștere a modulului armonicilor superioare pe partea afectată în componenta verticală și laterală, o deplasare a platoului sau a zonei de creștere spre ordine mai mari în componenta sagitală și laterală. Se remarcă în general o variabilitate scăzută în caracteristica de amplitudine și de fază pentru primele cinci armonici utilizate în reconstrucția variabilelor biomecanice analizate.

Autorul întreprinde un demers original de separarea unor fenomene oscilante din funcțiile înregistrate, în cazul unor subiecți cu hemiplegie. Pentru separarea în domeniul timp a unor componente oscilante, programul de calcul elaborat de autor realizează o prelucrare prin netezire a variabilei studiate, urmată de o substracție algebrică punct cu punct, între datele originale și cele prelucrate. Netezirea se face prin aplicarea unei medii alunecătoare asupra datelor. Pentru evidențierea în domeniul frecvență a fenomenelor oscilante, se reprezintă în cascadă transformatele Fourier ale funcțiilor înregistrărilor succesive ale sprijinului pentru subiectul investigat.

Procedura s-a aplicat la studiul sprijinului pe piciorul sănătos, obținând astfel o reflectare a eventualelor fenomene oscilante induse în timpul fazei de balans a piciorului contralateral. Se constată că procedeul descris separă o componentă oscilantă cu aspect cvasisinusoidal pe porțiuni, cu amplitudine variabilă, de regulă mai mare la extremitățile intervalului de sprijin, având frecvența medie în jurul valorii de 10 Hz sau superioară acesteia.

De asemenea, se separă o componentă lent variabilă reprezentată de funcția mediată, care se pretează la construcția vectogramelor și descrierea prin puncte esențiale și parametri asociați.

Sprrijinul pe piciorul afectat are de regulă o durată mai scurtă, cu o fază de balans contralateral redusă, reflectând în mai mică măsură fenomene oscilante rapide.

Studiul transformatorului Fourier ale funcțiilor înregistrate succesiv pentru un subiect normal, reprezentate în cascadă, evidențiază prezența unui maxim la componenta fundamentală, urmat de o descreștere a amplitudinii cu frecvența. În intervalul 3 - 5 Hz amplitudinea armonicilor se menține aproximativ constantă sau prezintă o ușoară creștere. În continuare, amplitudinea armonicilor scade monoton cu frecvența, cu o pantă mai mare în intervalul 5 - 7 Hz.

Pentru un subiect hemiplegic, care poate merge fără sprijin, spectrul se apropie de cel al unui subiect normal. Se constată însă o creștere a amplitudinii componentelor cu frecvențe superioare valorii de 8 Hz.

Pentru subiecți care pot face câțiva pași fără sprijin, spectrul de amplitudine prezintă mai multe maxime, ce evidențiază prezența unor componente oscilante. Astfel, se identifică un prim maxim după fundamentală, în jurul valorii de 2 Hz, urmat de o succesiune de maxime la distanțe între 1 și 2 Hz. În acest caz, spectrul de amplitudine poate prezenta un maxim, precum și componente spectrale cu pondere importantă în jurul frecvenței de 5 Hz.

Frecvențele și intervalele de frecvență discutate anterior se regăsesc în analiza armonică a componentei sagitale a forței de reacțiune în sol și în mai mică măsură în componenta verticală.

Pe baza setului de date experimentale, în capitolul 5 autorul propune un model original al derivatelor componentelor forței de reacțiune în sol, în scopul condensării și sintetizării evenimentelor observate (Munteanu, 1996).

Se delimitează intervalele de creștere sau descreștere pentru variabilele studiate funcție de timp, prin calculul derivatei. Se descrie derivata pentru fiecare variabilă biomecanică printr-o succesiune de impulsuri pozitive și negative, caracterizate prin parametrii : abscisa valorii extreme, arie și lățime. Valorile acestor parametri se utilizează ca valori inițiale pentru construirea unui model neliniar compus dintr-o bază de funcții gaussiene. Se estimează parametrii modelului prin metoda celor mai mici pătrate, utilizând schema de convergență Levenberg-Marquardt.

Programul de calcul scris de autor, constă din determinarea funcției derivate, precedată de o filtrare numerică trece-jos a secvenței, segmentarea intervalului de sprijin pe baza criteriilor de selecție definite, calculul valorilor inițiale ale parametrilor impulsurilor, eliminarea opțională a impulsurilor de arie neglijabilă, modelarea neliniară a secvenței cu o bază de funcții gaussiene, reconstruirea funcției approximate, calculul distanței față de datele experimentale, ajustarea distanței prin asocierea unei componente continue și elaborarea documentului de prezentare a rezultatelor.

Autorul descrie pe baza modelului propus componenta verticală a forței de reacțiune în sol în timpul sprijinului pentru un subiect normal. Se caracterizează prin unul sau mai multe impulsuri gaussiene segmentul inițial, care corespunde încărcării greutății pe piciorul de sprijin până la atingerea primului maxim, segmentul intermediar, precum și segmentul final, care corespunde descărcării greutății de pe piciorul de sprijin. Se prezintă exemple în care sprijinul se descrie prin cinci impulsuri gaussiene, respectiv prin șase impulsuri.

Se extinde modelul propus la cele trei componente ale forței de reacțiune în sol. Aplicarea modelului la componenta laterală și sagitală ale unui sprijin, necesită un număr mai mare de impulsuri pentru descrierea sprijinului unui subiect normal.

Autorul studiază derivatele variabilelor înregistrate, reprezentate într-o desfășurare în cascadă pentru testele succesive ale unor subiecți normali și stabilește

intervale de valori pentru numărul de impulsuri necesar pentru modelarea componentelor forței de reacțiune în sol, precum și unele particularități dependente de subiect, evidențiate de modelul propus.

Autorul studiază derivatele componente verticale în testele succesive, pentru un subiect cu hemiplegie și constată în traseul derivatelor prezența unui număr mare de faze oscilante de mică amplitudine. Elaborarea modelului în prezența acestor oscilații ar crește în mod substanțial numărul parametrilor, fără să aducă o îmbunătățire majoră a calității aproximării. De aceea autorul procedează la o netezire a derivatei prin aplicarea unei medii alunecătoare, cu dimensiunea ferestrei ajustată pentru eliminarea fazelor oscilante. Se aplică o netezire suplimentară prin metoda Savitzky-Golay pentru eliminarea zgomotului, cu avantajul de a conserva amplitudinile impulsurilor mai ascuțite. Autorul constată că modelarea derivatei componente verticale a forței de reacțiune în sol, pentru subiecți cu o afecțiune, produce un număr mai mare de impulsuri decât pentru subiecți normali și stabilește intervale de valori pentru numărul de impulsuri necesar.

În final se arată avantajele modelului original propus de autor:

- este adecvat pentru o analiză a structurii temporale a sprijinului, deoarece impulsurile se desfășoară în timp, în relație directă cu evenimentele biomecanice dezvoltate de subiect;
- furnizează un mijloc pentru analizarea fazelor de încărcare și descărcare a greutății în timpul sprijinului, pentru separarea și evaluarea cantitativă a variațiilor care intervin pe duratele acestor faze;
- permite aprecierea variabilității sprijinului din punct de vedere al numărului de impulsuri, poziției și ariei acestora;
- datele sunt modelate printr-un model parametric cu un număr redus de parametri, cu o bună calitate a aproximării;
- modelul se poate aplica atât la studiul sprijinului în cazul unor subiecți normali cât și în cazul unor subiecți prezentând o patologie;
- modelul elaborat furnizează o imagine sintetică, integrată, asupra evenimentelor biomecanice reflectate în forța de reacțiune în sol, oferind un mijloc de studiere a fazelor sprijinului în corelație cu descrierea mersului prin electromiografie kinesiologică.

BIBLIOGRAFIE

Ackmann, J.J., Sances Jr., A., Larson, S.J., Baker, J.B. (1977) : Quantitative Evaluation of Long-Term Parkinson Tremor, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol.BME-24, pp.49-56

Adams, J.M., Del Presto, P.V., Anné, A., Attinger, E.O., (1977) : Techniques in the Consolidation, Characterisation, and Expression of Physiologic Signals in the Time Domain, Proc. IEEE, 65, pp. 689-696

Akaike, H. (1974) : A new look at statistical model identification, IEEE Trans. Autom. Control AC-19, pp.716-723

Akhlaghi, F., Pepper, M. G. (1996) : In-shoe biaxial shear force measurement : the Kent shear system, Med. & Biol. Eng. & Comput., 34, pp.315 - 317

Alexander, R. McN., Jayes, A.S. (1980) : Fourier analysis of forces exerted in walking and running. J. Biomechanics 13, pp.383-390

Asch, G., *et col* : Les capteurs en instrumentation industrielle, Dunod, 1987, pp.377-408

Bajd, T., Trnckoczy, A., (1979) : Attempts to optimise functional electrical stimulation of antagonistic muscles by mathematic modelling, J.Biomechanics, vol.12, pp. 921-928

Bard, Y. : Nonlinear Parameter Estimation, p.201, Academic Press, New York, 1974

Basmajian J.V., Stedio, G.A. (1962) : A new bipolar indwelling electrode for electromyography, J. Appl. Physiol., vol. 17, p.849

Behbehani, K., Kondraske, G.V., Richmond, J.R. (1988) : Investigation of Upper Extremity Visuomotor Control Performance Measures", IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. BME-35, p.518-525

Bellanger, M. : Traitement numérique du signal, Masson, 1990

Bekey, G.A., Chang, Chi-WU, Perry, J., Hoffer, M.M. (1977) : Pattern Recognition of Multiple EMG Signals Applied to the Description of Human Gait, Proc.IEEE, vol.65, no.5, pp.674-681

Bessou, P., Dupui, Ph., Montoya, R., Pages, B. (1989) : Simultaneous recording of longitudinal displacements of both feet during human walking, J.Physiol., Paris, 83, pp.102-110

- Bloedel, J.R., Ebner, T.J. (1983)** : Cerebellar Stimulation for Spasticity, *Eng. Med. Biol. Mag.*, vol.2, pp.37
- Bouisset, S. (1991)** : Relation entre support postural et mouvement intentionnel, approche biomécanique, Association des physiologistes, Nancy - sept. 1991
- Brenière, Y., Do, M.C. (1987)** : Modifications posturales associées au lever du talon dans l'initiation du pas de la marche normale, *J.Biophysique et biomécanique*, 4, pp.161-167
- Cappozzo, A. (1981)** : Analysis of the linear displacement of the head and trunk during walking at different speeds. *J. Biomechanics*, 14, pp.411-425
- Cappozzo, A., Leo, T., Pedotti, A. (1975)** : A general computing method for the analysis of human locomotion, *J.Biomechanics*, 8, pp.307-320
- Chao, E.Y. (1975)** : Functional evaluation of total knee replacement patients through gait analysis, *Biomechanics Symposium*, Troy, NY, p.107, American Society of Mechanical Engineers, New York.
- Chen, J.-J.J., Shiavi, R.G. (1990)** : Temporal Feature Extraction and Clustering Analysis of Electromyographic Linear Envelopes in Gait Studies, *IEEE Trans. BME*, vol.37, no.3, pp.295-302
- Chen, J.-J.J., Shiavi, R.G., Zhang, Li-Qun (1992)** : A Quantitative and Qualitative Description of Electromyographic Linear Envelopes for Synergy Analysis, *IEEE Trans. BME*, vol.39, no.1
- Chizeck, H.J., Kobetic, R., Marsolais, E.B., Abbas, J.J., Donner, I.H., Simon, E. (1988)** : Control of Functional Stimulation Systems for Standing and Locomotion in Paraplegics, *Proc.IEEE*, vol.76, pp. 1155-1165
- Clynes, M., Milsum, J.H.** : *Biomedical Engineering Systems*, McGraw-Hill, 1970
- Crago, P.E., Chizeck, H.J., Neuman, M.R., Hambrecht, F.T. (1986)** : Sensors for Use with Functional Neuromuscular Stimulation, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-33, pp. 256-268
- Crowe, A., Schiereck, P., de Boer, R., Keessen, W. (1993)** : Characterisation of gait of young adult females by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces, *Gait & Posture*, 1, pp. 61-68
- Crowe, A., Schiereck, P., de Boer, R., Keessen, W. (1995)** : Characterisation of human gait by means of body center of mass oscillations derived from ground reaction forces, *IEEE Trans. BME*, vol.42, no.3, march 1995
- Daverat, P. (1993)** : Evaluation du blessé médulaire, Actes des 6e Entretiens de l'Institut Garches, Paris, pp.73-80

Dewar, M.E., Judge, G. (1980) : Temporal asymmetry as a gait quality indicator, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 18, pp.689-693

Dietz, V., Hillesheimer, W., Freund, H.-J. (1974) : Correlation between Tremor, Voluntary Contraction, and Firing Pattern of Motor Units in Parkinson's Disease, *Journal of Neurology, Neurosurgery, and Psychiatry*, vol.XXXVII, no.8, pp.927-937

Enătescu, V. : *Comunicarea extraverbală*, Ed. Dacia, 1987

Enătescu, V., Pamfil, Ed., Stoinescu, R. (1975) : Extraverbal Communication in Psychiatry, Al III-lea Congres Internațional de Cibernetică și Sisteme, București, 25-29 aug.1975, în *Modern Trends in Cybernetics and Systems*, Springer-Verlag, 1977

Enătescu, V., Barth, L., Suci, V. (1984) : Traductorii laboratorului de informatică medicală : sisteme de captare biomecanice, electronoptice, fonice și de biopotențiale, Al V-lea Simpozion Național de Electronică Medicală, Cluj-Napoca, 18-20 oct. 1984, pp.19-23

Eykhoff, P. : *System Identification*, John Wiley & Sons Ltd., 1974

Faunt, L.M., Johnson, M.L. (1992) : Analysis of discrete, time-sampled data using Fourier Series Method, in *Methods in enzymology.*, vol.210, Academic Press

de Figueiredo, R.J.P.,Hu, C.-L. (1982) : Waveform Feature Extraction Based on Tauberian Approximation, *IEEE Trans on PAMI*, vol.PAMI-4, no.2, pp.105-116

Fioretti, S., Leo, T., Pisani, E., Corradini, M.L. (1990) : A Computer-Aided Movement Analysis System, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-37, pp.812-819

Forsythe, G.E., Malcom, M.A., Moler, C.B. : *Computer Methods for Mathematical Computations*, p.192, Prentice-Hall, Englewood Cliffs, New Jersey, 1977

Fuchs, S., Bussel, B., Roby-Brami, A., Mokhtari, M. (1994) : Etude 3D de la préhension chez l'hémiplégique, *Actes des 7e Entretiens de l'Institut Garches*, Paris, pp.265

Fukunaga, K. : *Introduction to Statistical Pattern Recognition*, Academic Press, Inc., 1990

Fung, J., Barbeau, H. (1989) : A dynamic EMG profile index to quantify muscular activation disorder in spastic paretic gait, *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 73, pp.233-244

Gligor, T.D., Policec, A., Bartos, O.,Goian, V. : *Aparate electronice medicale*, Ed.Dacia, Cluj-Napoca, 1988

Godaux, E., Chéron, G. : *Le mouvement*, MEDSI, McGraw-Hill

- Gola, M.M. (1980): Mechanical design constructional details and calibration of a new force plate, *J. Biomechanics*, 13, pp.113-128
- Hatze H. (1981) : The use of optimally regularized Fourier series for estimating higher-order derivatives of noisy biomechanical data. *J. Biomechanics* vol.14, pp.13-18
- Haulica, I. : "Fiziologie umană", Ed. Medicală, București, 1989
- Hemami, H., Jaswa, V.C., McGhee, R.B. (1975) : Some alternative formulations of manipulator dynamics for computer simulation studies. Proc. 13th Allerton Conf. on Circuit Theory, University of Illinois, October 1975
- Hirokawa, S., Matsumura, K. (1989) : Biofeedback gait training system for temporal and distance factors, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 27, pp. 8 -13
- Holzreiter, S., Kastner, J., Wagner, P. (1993) : Motion measurement with high-speed video, *J. Biomed. Eng.* , Vol.15, March, pp. 140 - 142
- Holzreiter, S.H., Köhle, M.E. (1993) : Assesment of gait patterns using neural networks, *J.Biomechanics*, vol.26, no.6, pp.645-651
- Hudgins, B., Parker, P., Scott, R.N. (1993) : A new strategy for multifunction myoelectric control, *IEEE Trans. BME*, vol.40, no.1
- Hurmuzlu, Y., Basdogan, C. (1994) : On the Measurement of Dynamic Stability of Human Locomotion, *J.Biomechan.Eng.*,vol.116, feb.1994, pp.30-36
- Hurmuzlu, Y., Moskowitz, G.D. (1987) : Bipedal locomotion Stabilized by Impact and Switching: II. Structural Stability Analysis of a four element Bipedal Locomotion Model, *International Journal of Dynamics and Stability of Systems*, Oxford University Press, Vol. 2, No.2, pp.97-112
- Inman, V.T., Ralston, H.J., Todd, F. : *Human Walking*, Williams & Wilkins, Baltimore/ London, 1981
- Ionescu, G. *et.al.* : *Traductoare pentru automatizari industriale*, vol.I, Ed. Tehnica, Bucuresti, 1985
- Isermann, R. : *Digital control systems*, Springer-Verlag, Berlin Heidleberg, 1989
- Ishida, A., Imai, S. (1980) : Responses of the posture-control system to pseudorandom acceleration disturbances, *Med & Biol. Eng. & Comput.*,18, pp.433-438
- Jackson, K.M., (1979) : Fitting of mathematical functions to biomechanical data, *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 26, pp. 122-124
- Jacobs, N.A., Skorecki, J., Charnley, J. (1972) : Analysis of the vertical component of force in normal and pathological gait, *J. Biomechanics*, 5, pp. 11-34

- Jambu, M.** : Exploration informatique et statistique des données, Dunod, 1989
- Jarret, M.O., Moore, P.R., Swanson, A.J.G.** (1980) : Assessment of gait using components of ground reaction force vector, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 18, pp.685-688
- Katoh, R., Mori, M.**, (1984) : Control Method of Biped Locomotion Giving Asymptotic Stability of Trajectory, *Automatica*, Vol.20, No.4, pp. 405-414
- Knutsson, E., Richards, C.**, (1979) : Different types of disturbed motor control in gait of hemiparetic patients, *Brain*, 102, 405-430
- Ko, W.H.**, (1986) : Solid-State Physical Transducers for Biomedical Research", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-33, p.153-162
- Kolen, P.T.** (1995) : Three-dimensional kinematic angle measurement system for non-jointed rigid axes, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 33, 205 - 211
- Kondraske, G.V.** (1986) : A Noncontacting Human Tremor Sensor and Measurement System, *IEEE Trans. Instr. Meas.*, vol.IM-35, pp. 201-206
- Kondraske, G.V., Potvin, A.R., Tourtellotte, W.W., Sydulko, K.** (1984) : A Computer-Based System for Automated Quantitation of Neurologic Function", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-31, p.401-414
- Koozekanani, S.H., Stockwell, C.W., Mc Ghee, R.B., Firoozmand, F.** (1980) : On the Role of Dynamic Models in Quantitative Posturography", *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. BME-27, p.605-609
- Le Cun, Y.** Optimal brain damage. In *Advances in Neural Information Processing Systems 2*, 598. Morgan Kaufmann, San Mateo, CA
- Levine, W.S., Loeb, G.E.** (1992) : The Neural Control of Limb Movement, *IEEE Control Systems*, no.12, pp.38-47
- Lin, D.C., Rymer, W.Z.** (1991) : A Quantitative Analysis of Pendular Motion of the Lower Leg in Spastic Human Subjects, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-38, pp.906-918
- Lippold, O.** : The Origin of the alpha rhythm, Churchill Livingstone, 1973
- Liberson, W.T., Holmquest, H.I., Scott, D., Dow, M.** (1961) : Functional electrotherapy in stimulation of the peroneal nerve synchronized with the swing phase of the gait of hemiplegic patients, *Arch. Phys Rehab.*, 42, pp. 202-205
- Macellari V.** (1983) : CoSTEL : a computer peripheral remote sensing device for 3-dimensional monitoring of human motion, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 21, pp.311-318
- Macellari, V., Giacomozzi, C.** (1996) : Multistep pressure platform as a stand-alone system for gait assessment, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 34, pp. 299 - 304

- Marquardt, D.W. (1963)** : An algorithm for least-squares estimation of nonlinear parameters, *SIAM J.*, vol.11, pp.431- 441
- McLachlan, G. J., Basford, K.E.** : Mixture models : inference and applications to clustering, Marcel Dekker Inc., New York, 1988
- Mizrahi, J., Susak, Z., Heller, L., Najenson, T. (1982)** : Objective expression of gait improvement of hemiplegics during rehabilitation by time-distance parameters of the stride, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 20, pp.628-634
- Montoya, R., Dupui, Ph., Pagès, B., Bessou, P. (1994)** : Step-length biofeedback device for walk rehabilitation, *Med. & Biol. Eng. & Comput.*, 32, pp. 416 - 420
- Moon T.K. (1996)** : The Expectation - Maximisation Algorithm, *IEEE Signal Processing Magazine*, no.6, pp.47-60
- Munteanu, R. (1985)** : Analiza tremurului cu un microsistem, Sesiunea "Realizări în domeniul electronicii profesionale, ICSITE București, vol. IV, sept.1985
- Munteanu, R. (1992)** : Componente soft ale unui echipament pentru evaluarea stării de aptitudine psiho-fiziologică, Al XV-lea Simpozion național de informatică medicală, Satu-Mare,12-14 nov. 1992
- Munteanu, R. (1993)** : Traductoare și echipamente electronice utilizate în investigarea aparatului neuro-locomotor, Referat, UTT, Cat. Telecomunicații
- Munteanu, R. (1993)** : Metode pentru evaluarea locoțiței umane, Referat, UTT, Cat. Telecomunicații
- Munteanu, R. (1994)** : Methodes pour l'evaluation quantitative de la locomotion chez l'homme, Mémoire de stage de recherche, Laboratoire d'Informatique pour la Mécanique et les Sciences de l'Ingénieur, Orsay, Laboratoire du Service de rééducation neurologique, Hôpital Raymond Poincaré, Garches, ian.1994
- Munteanu, R. (1995)** : Rapport de stage, Laboratoire du Service de rééducation neurologique, Hôpital Raymond Poincaré, Garches, GIAT Industries, Gitech Robotique, Toulouse, ian.1995
- Munteanu, R. (1995)** : Analyse de la marche avec une plate-forme de force, BST al UTT, Tom 40,1995
- Munteanu, R. (1996)** : A model of the ground reaction force for gait studies, *Proc. Symp. Electronics and Telecommunications*, Timișoara, sept 26-27, pp.132-137
- Munteanu, R., Polıcec, A. (1995)** : Gait analyses with Fourier series of the ground reaction forces, *Analele Universității din Oradea*, Fascicola 6, Electrotehnică
- Munteanu, R., Polıcec, A. (1996)** : Analiza mersului la om prin măsurarea unor variabile biomecanice, Contract CNCSU nr. 5004, tema 326

Munteanu, R., Remy-Neris, O., Combeaud, M., Bussel, B. (1994) : Procédures de comparaison de variables biomécaniques de la marche, Les technologies de l'information dans le domaine de la santé, Colloque I.N.T., 13 oct.1994, pp.107-110

Munteanu, R., Combeaud, M., Roby-Brami, A., Rémy-Néris, O., Bussel, B. (1994) : Etude du transfert latéral de poids lors de la marche chez l'hémiplégique, réunion de la SERMLO (Société d'Etudes et de Recherches Multidisciplinaires sur le Locomotion), Octobre 1994, pp. 36

Nevill, A. J., Pepper, M. G., Whiting, M. (1995) : In-shoe foot pressure measurement system utilising piezoelectric film transducers, Med. & Biol. Eng. & Comput., 33, pp.76 - 81

Onyshko, S., Winter, D.A. (1980) : A mathematical model for the dynamic of human locomotion, J.Biomechanics, 13, pp.361-368

Papoulis, A. : Signal Analysis, McGraw-Hill, 1987

Pedotti, A. (1977) : Simple Equipment Used in Clinical Practice for Evaluation of Locomotion, IEEE Trans. BME, vol.BME-24, no.5, pp. 456-461

Perry, J. (1993) : Determinants of muscle function in spastic lower extremity, Clinical Orthopaedics, vol.288, pp.10-26

Petrofsky, J.S., Philips, C.A., Douglas, R., Larson, P. (1985) : Integration of orthosis with computer-controlled movement, IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 32

Penescu, C. : Identificarea experimentală a proceselor automatizate, Ed. Tehnică

Policec, A., Gligor, T.D., Cioclodă, Gh. : Electronică medicală, Ed. Dacia, Cluj-Napoca, 1983

Policec, A., Munteanu, R. (1985) : Obiectivarea parametrilor tremurului, Sesiunea Realizări în domeniul electronicii profesionale, ICSITE București, vol.IV, sept.1985

Policec, A., Munteanu, R. (1987) : Analizor de componente necontrolate în activitatea neuromusculară, Sesiunea Realizări în domeniul electronicii profesionale, ICSITE București, sept.1987

Policec, A., Munteanu, R. (1996) : Instrumentation for posture and gait studies, Proc. Symp. Electronics and Telecommunications, Timișoara, sept 26-27, 1996 pp.126-131

Policec, A., Munteanu, R., Mârza, E., Simu, C. (1992) : Echipament asistat de calculator pentru evaluarea stării de aptitudine psiho-fiziologică, Al XV-lea Simpozion național de informatică medicală, Satu-Mare, 12-14 nov.1992

Policec, A., Munteanu, R., Simu, C., Mârza, E. (1994) : A force plate for biomechanical applications, Analele Universității din Oradea, Fascicola Electrotehnică, pp. 278-283

Pop, E., Naforniță, I., Tiponuț, V., Mihăescu, A., Toma, L. : Metode în prelucrarea numerică a semnalelor, Ed. Facla, 1986

Pop, E., Stoica, V. : Principii și metode de măsurare numerică, Ed. Facla, 1977

Prochazka, A. (1993) : Comparison of Natural and Artificial Control of Movement, IEEE Trans.Rehab.Eng., vol.1,no.1, pp.7-17

Rehabilitation Engineering, A European course on BME, Academic year 94-95, University of Patras, Greece

Remy-Néris, O. (1993) : Reflexes polysynaptiques à la marche chez l'homme normal et paraplégique, DEA de Biomécanique et Physiologie du Mouvement, Rapport de recherche, Université d'Orsay Paris-Sud, sept.1993

Roby-Brami, A., (1993) : Mesures instrumentales du mouvement, Actes des 6e Entretiens de l'Institut Garches, Paris, pp.35-42

Roby-Brami, A., Remy-Néris, O., Mange, O., Crueize, A., Faucheur, J., Bussel, B. : Récupération de la locomotion des patients hémiplegiques, analyse par le locomètre, Service de rééducation neurologique, Hopital Raymond Poincaré, Garches et INSERM CREARE, Neuroscience et Modélisation, Paris

Robinson, J.L., Smidt, G.L., (1981) : Quantitative Gait Evaluation in the Clinic, Physical Therapy, Vol. 61, pp. 351-353

Rogers, M.W., Yi-Chung Pai (1990) : Dynamic Transitions in Stance Support Accompanying Leg Flexion Movements in Man, Exp. Brain Res., 81, pp. 398-402

Rogers, M.W., Hedman, L.D., Yi-Chung Pai (1993) : Kinetic Analysis of Dynamic Transitions in Stance Support Accompanying Voluntary Leg Flexion Movements in Hemiparetic Adults, Arch.Phys.Med.Rehabil., vol.74, Jan.1993

Santambrogio, G.C. (1989) : Procedure for Quantitative Comparison of Ground Reaction Data, IEEE Trans.BME, vol.36, no.2, pp.247-255

Schneider, E., Chao, E.Y. (1983) : Fourier analysis of ground reaction forces in normals and patients with knee joint disease, J.Biomechanics, vol.16, no.8, pp.591-601

Shiavi, R., Bourne, J., Holland, A. (1986) : Automated Extraction of Activity Features in Linear Envelopes of Locomotor Electromyographic Patterns, IEEE Trans. BME, vol.33, no.6, pp.594-600

Shik, M.L., Severin, F.V., Orlovsky, G.N. : Control of walking and running by means of electrical stimulation of the mid-brain. Biophysics 11: 756-765

Smidt, G.L., Arora, J.S., Johnston, R.C. (1971) : Accelerographic analysis of several types of walking, Am. J. Phys. Med., 50, pp. 285-300

- Smidt, G.L., Deusinger, R.H., Arora, J., Albright, J.P., (1977) : An automated accelerometry system for gait analysis, *J. Biomechanics*, 10, pp. 367-375
- Solomonow, M. (1984) : External Control of the Neuromuscular System, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-31, pp.752-763
- Șerbănescu, T. : *Neurologie. Psihiatrie. Endocrinologie*, Ed. Medicală, București, 1978
- Taga, G., Yamaguchi, Y., Shimizu, H. (1991) : Self-organized control of bipedal locomotion by neural oscillators in unpredictable environment, *Biol. Cybern.*, 65, pp.147-159
- Teodorescu, D. : *Ingineria biosistemelor*, Ed.Facla, 1978, p.95-97
- Trigeassou, J. Cl. : *Recherche de modèles expérimentaux*, Technique et Documentation - Lavoisier, Language et Informatique, 1988
- Troyk, P.R., Jaeger, R.J., Haklin, M., Poyezdala, J., Bajzek, T. (1986) : Design and Implementation of an Implantable Goniometer, *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol.BME-33, pp.215-222
- Truelle, J.-L., Brooks, D.-N., Alain-Joseph, P., Rémy-Neris, O. (1993) : Evaluation des traumatisés crâniens : un document européen global, *Actes des 6e Entretiens de l'Institut Garches*, Paris, pp.91-100
- Vukobratovic, M., Borovac, B., Surla, D., Stokic, D. : *Biped locomotion, Dynamics, Stability, Control and Application*, Springer-Verlag, Berlin Heidelberg, 1990
- Wade, D.T. (1993) : Evaluation fonctionnelle du déficit moteur en rééducation neurologique, *Actes des 6e Entretiens de l'Institut Garches*, Paris, pp.43-50
- Waters, R.L., McNeal, D.R., Perry, J., (1975) : Experimental correction of footdrop by electrical stimulation of the peroneal nerve, *J.Bone Joint Surg.*, no.8, pp. 1047-1054
- Willemsen, A. Th. M. *et al.* (1990) : Real-time gait assessment utilizing a new way of accelerometry, *J.Biomech.*, 8, pp. 859 - 863
- Willemsen, A.Th.M., van Alsté, J.A., Boom, H.B.K. (1988) : Accelerometers and functional electrostimulation, *Electro-Physiological Kinesiology.*, W.Wallinga, H.B.K.Boom, J. de Vries, Eds. Amsterdam: Elsevier, pp.105-108
- Willemsen, A.Th.M., Bloemhof, F., Boom, H.B.K. (1990) : Automatic Stance-Swing Phase Detection from Accelerometer Data for Peroneal Nerve Stimulation, *IEEE Trans. BME*, vol.37, no.12, pp.1201-1208
- Winter, D.A. (1984) : Pathologic Gait Diagnosis With Computer-Averaged Electromyographic Profiles, *Arch. Phys. Med. Rehabil.*, vol.65, pp.393-398

Winter D.A. (1976) : Analysis of Instantaneous Energy of Normal Gait, Journal of Biomechanics, Vol. 9, pp.253-257

Winter D.A. (1983) : Energy Generation and Absorption at the Ankle Knee During Fast, Natural, and Slow Cadences, Clinical Orthopedics and Related Research, Vol.175, pp. 147-154

Winter, D.A. : Biomechanics and motor control of human movement, John Wiley & Sons, 1990.

Winter, D.A., Sidwall, H. G., Hobson, D. A. (1974) : Measurement and reduction of noise in kinematics of locomotion, J. Biomechanics 7, pp.157-159

Yamaguchi, G.T., Zajac, F.E. (1990) : Restoring Unassisted Natural Gait to Paraplegics Via Functional Neuromuscular Stimulation: A Computer Simulation Study, IEEE Trans. BME, vol.37, no.9, pp.886-902

Yang, J.F., Winter, D.A. (1984) : Electromyographic Amplitude Normalization Methods: Improving Their Sensitivity as Diagnostic Tools in Gait Analysis, Arch. Phys. Med. Rehabil., vol.65, pp.517-521

Yuasa, H., Ito, M. (1990) : Coordination of many oscillators and generation of locomotory patterns. Biol. Cybern 63; 177-184

Zarrugh, M.Y., Radcliffe, C.W. (1979) : Computer generation of human gait kinematics, J.Biomechanics, 12, pp. 99-111

Zhang, Li-Qun, Shiavi, R.G., Hunt, M.A., Chen, J.-J.J. (1991) : Clustering Analysis and Pattern Discrimination of EMG Linear Envelopes, IEEE Trans. BME, vol.38, no.8, pp.777-783

Zhu, H., Maalej, N., Webster, J.G., Tompkins, W.J., Bach-y-Rita, P., Wertsch, J.J. (1990) : An Umbilical Data-Acquisition System for Measuring Pressures Between the Foot and Shoe, IEEE Trans. BME, 37, pp. 908-911

ANEXA 1

Sistemul de măsurare a forței de reacțiune în sol

- scheme electronice de principiu -

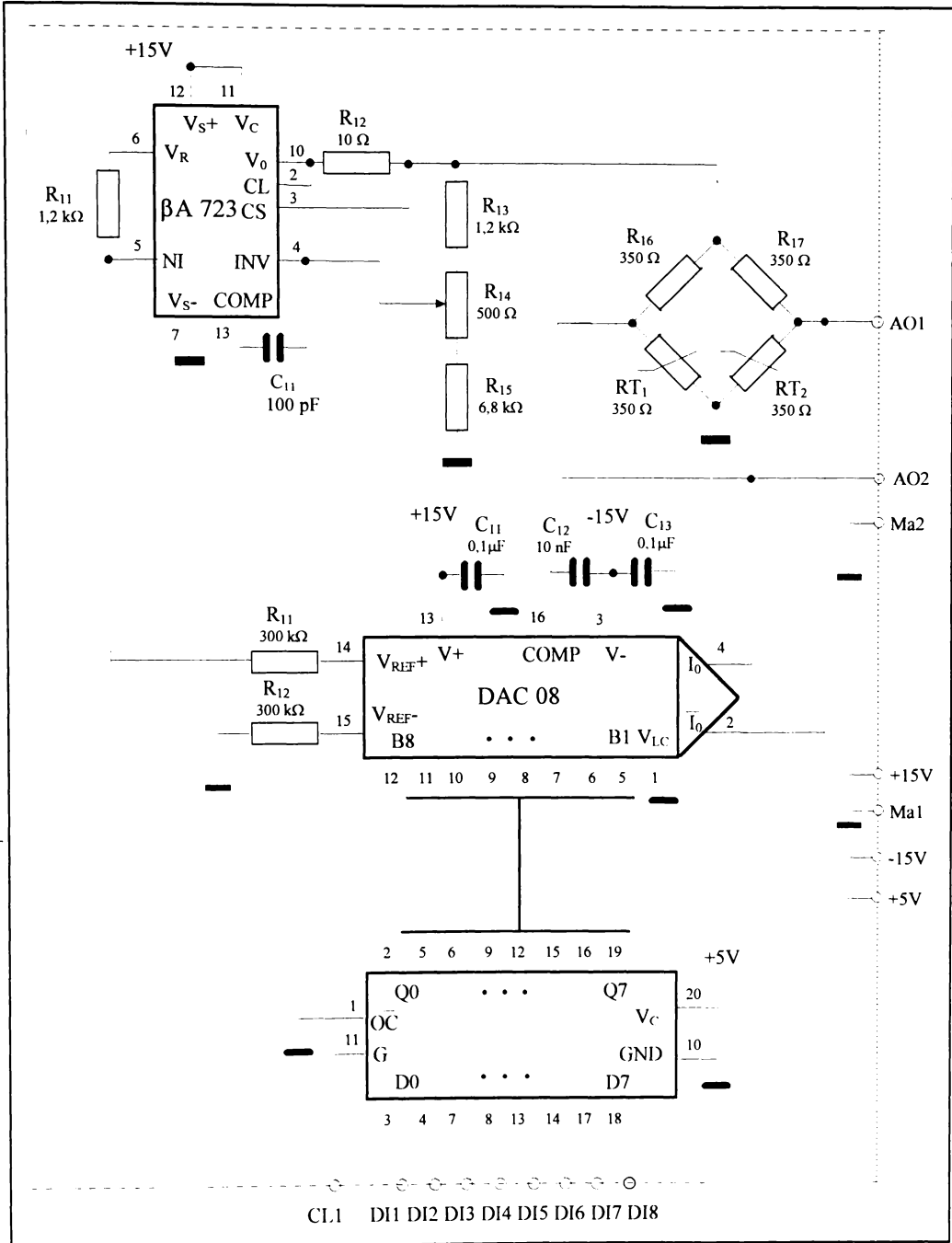


Fig. A.1. Schema blocului de alimentare și corecție a zerului unei punți cu timbre tensometrice

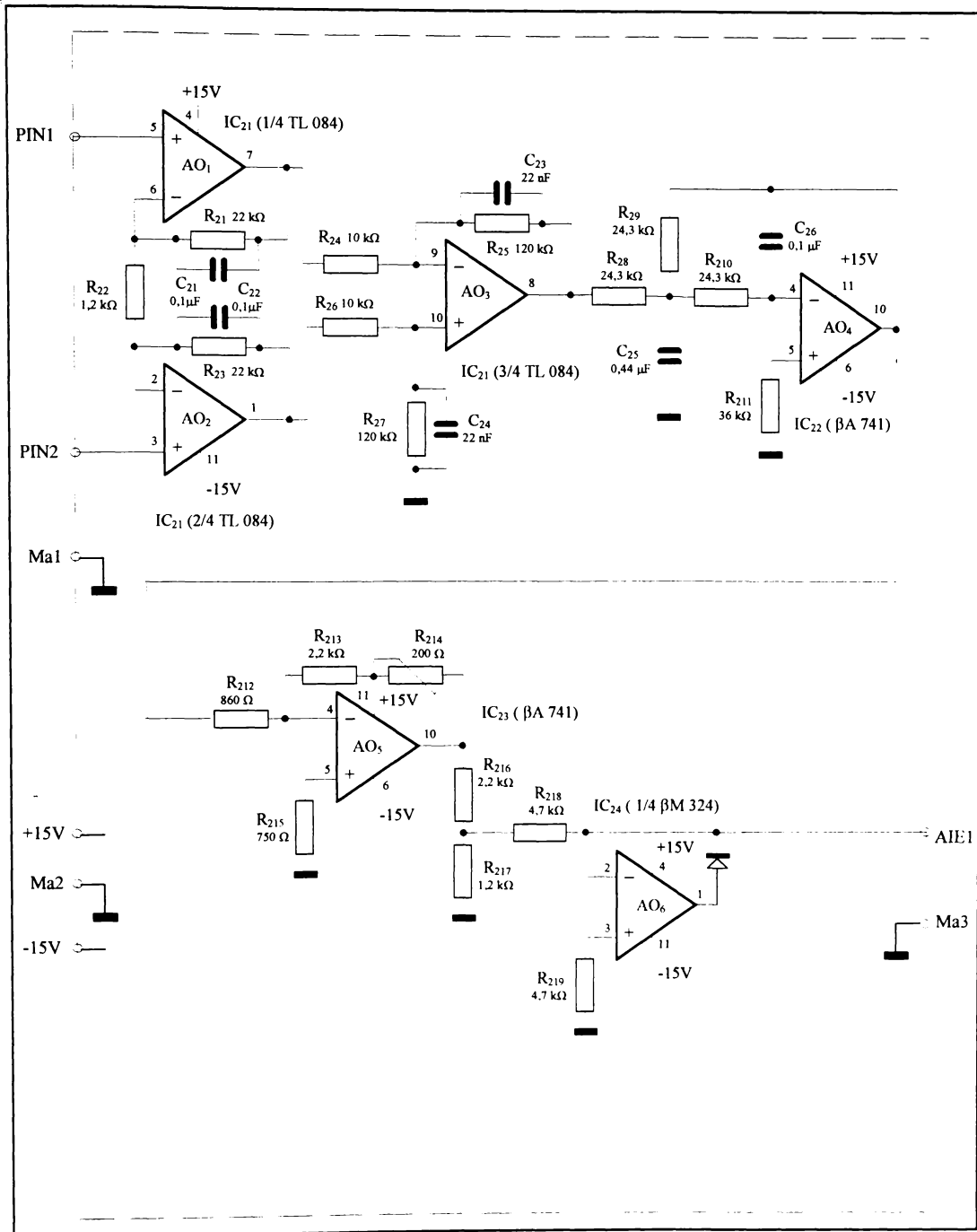


Fig. A.2. Schema de principiu a blocului de prelucrare analogică a semnalului de la iesirea unei punți cu timbre tensometrice.

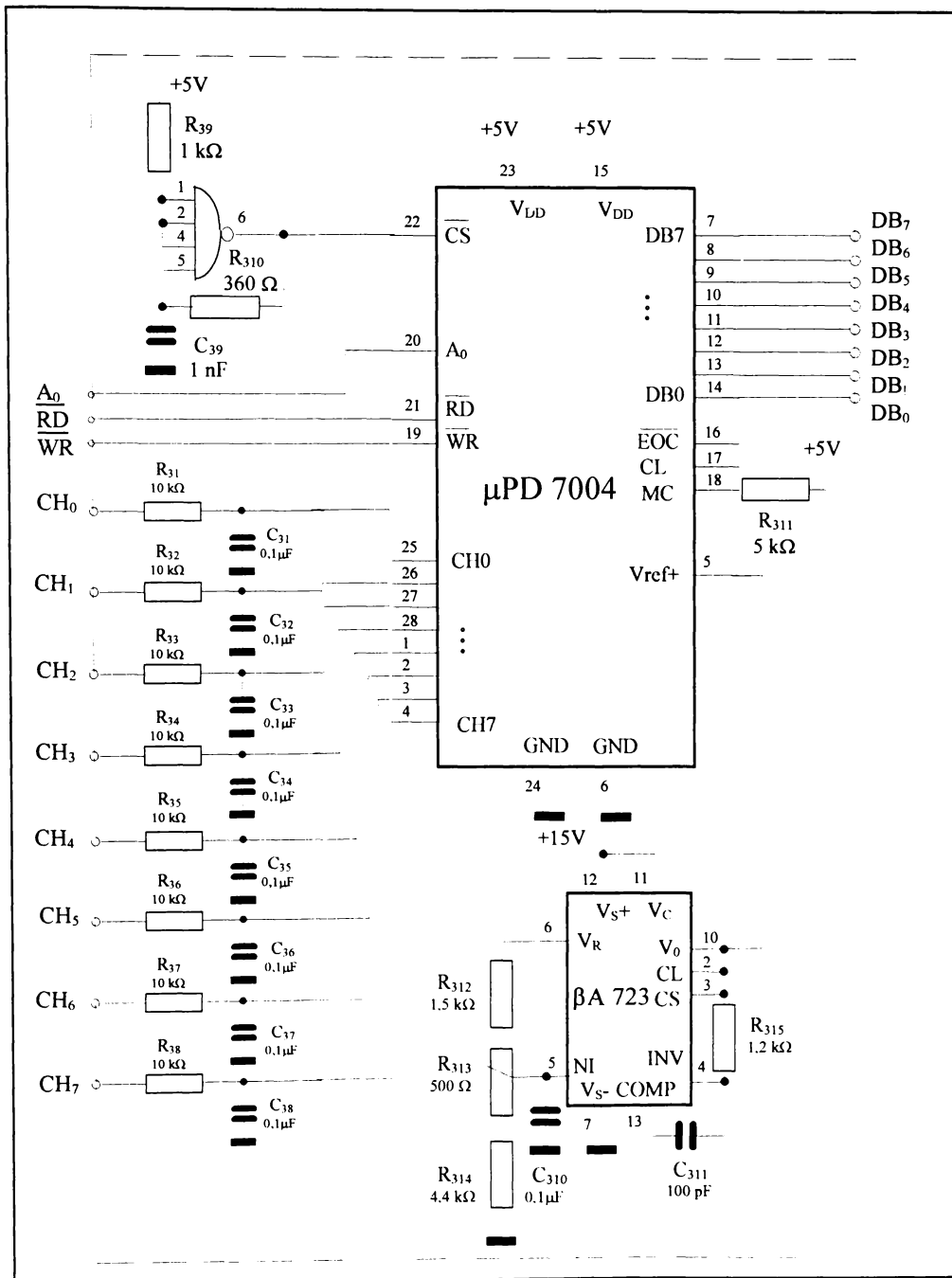


Fig. A.3. Schema de principiu a interfeței analog-numerice

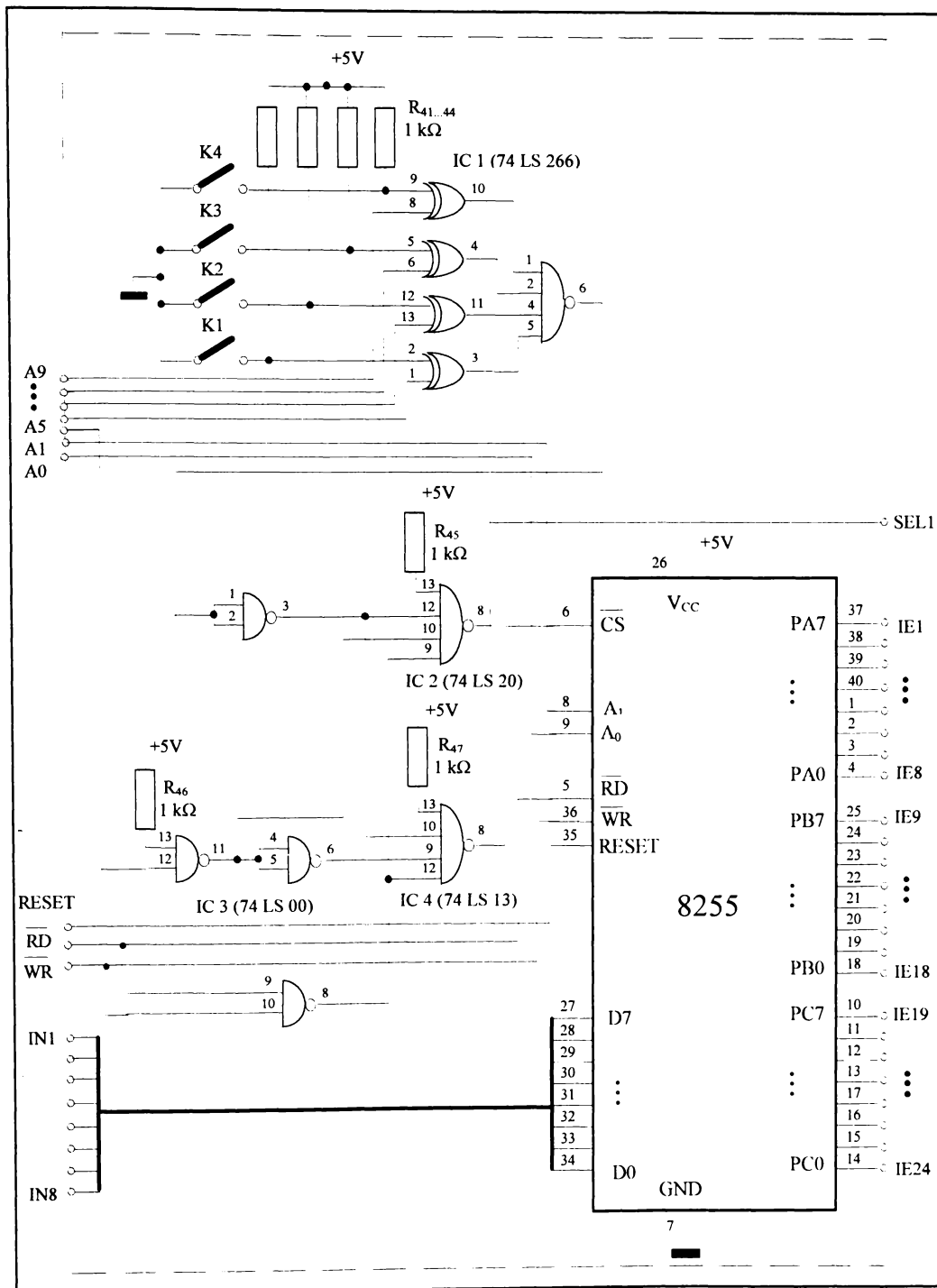


Fig. A.4. Schema de principiu a circuitului de interfață paralelă și selecție de adrese.

ANEXA 2

Sistemul de măsurare a forței de reacțiune în sol

- programe -

Program MERS;

Uses Printer,Dos,Crt,Graph,Achiz,Menui;

```

const
  masa      : integer = 200;
            { masa etalonului pentru calibrare }

var
  Iesire    : integer;
            { fanion de sfarsit program }
  Npmax     : integer;
  { numarul maxim de puncte pt inregistrare }
  Inr       : integer;
  { contorul numarului de inregistrari }

procedure Initializare;
{ initializarea modului grafic }

var
  DriverGrafic : integer;
  { numarul driverului grafic actual }
  ModGrafic    : integer;
  { numarul modului grafic actual }
  CodEroare    : integer;
  { cod eroare grafica }
  CaleSpreDriver : string;
  { cale DOS spre *.BGI si *.CHR }

begin
  CaleSpreDriver := 'c:\tp\bgi';
  DriverGrafic := Detect;
  InitGraph(DriverGrafic, ModGrafic,
  CaleSpreDriver);
  CodEroare := GraphResult;
  if CodEroare <> grOK then
  begin
    Writeln('Graphics error: ');
    GraphErrorMsg(CodEroare));
    Halt(1);
  end;
  MaxColor := GetMaxColor;
  MaxX := GetMaxX;
  { citeste rezolutia ecranului }
  MaxY := GetMaxY;
end;
{ Initializare }

procedure Meniuri;

var
  k1,k2,i,j : integer;
  k3        : longint;
  ts        : stg;
  g         : array [1..4] of real;
  cb        : char;

```

```

begin
  menui_p(k1);
  repeat
  case k1 of
    1 : begin
        { Fisier }
        aux_cl:
        menui_s(k2,1,1);
        case k2 of
          1 : begin
              k2 := 7;
              iesire := 0;
              end;
            { Iesire }
          7 : begin
              aux_cl:
              end;
          9 : begin
              aux_cl:
              k1 := k1 + 1;
              end;
        end;
      end;
    2 : begin
        { Achizitie }
        aux_cl:
        menui_s(k2,3,2);
        case k2 of
          1 : begin
              { Start achizitie }
              aux_cl:
              CreTor(Inr);
              inc(Inr);
              end;
          2 : begin
              { Greutate subiect }
              aux_cl:
              Inr := 1;
              for i := 1 to 4 do g[i] := 0;
              for i := 1 to 10 do
              begin
                CanAchiz;
                { sau CanSimul }
                for j := 1 to 4 do g[j] := g[j] +
                Fv[j];
                end;
                Gs := trunc(( g[1] * Fs[1] + g[2] *
                Fs[2] + g[3] * Fs[3] + g[4] * Fs[4]) / 10);
                z := 150; q := 100; w := 256;
                str(Gs,d[1]);
                fen_dat(1,1);
                ts := 'press a key';
                bas_tx(ts);
                k2 := 7;
                cb := readkey;
              end;
            3 : begin
                { Lungime test }
                aux_cl:
                z := 150; q := 100; w := 256;
                ts := 'Number of points = ';
                menu_nr(ts,npt);
              end;
        end;
      end;
  end;
end;

```

```

7 : begin
    aux_cl;
end;
8 : begin
    aux_cl;
    k1 := k1 - 1;
end;
9 : begin
    aux_cl;
    k1 := k1 + 1;
end;
end;
end;
3 : begin                                { Vizualizare }
    aux_cl;
    menui_s(k2.2.3);
    case k2 of
        1 : begin                        { Canale }
            aux_cl;
            setbkcolor(2);
            clearviewport;
            ViewTor(Inr);
            k2 := 7;
        end;
        2 : begin                        { Functii }
            aux_cl;
            setbkcolor(2);
            clearviewport;
            ViewFunc(Inr);
            k2 := 7;
        end;
        7 : begin
            aux_cl;
        end;
        8 : begin
            aux_cl;
            k1 := k1 - 1;
        end;
        9 : begin
            aux_cl;
            k1 := k1 + 1;
        end;
    end;
end;
4 : begin                                { Control }
    aux_cl;
    menui_s(k2.4.4);
    case k2 of
        1 : begin                        { Date }
            aux_cl;
            vx1 := 1; vy1 := 1;
            vx2 := MaxY - 1;
            vy2 := 400;
            setbkcolor(0);
            PuneDate;
            GraphDefaults;
            k2 := 7;
        end;
    end;
end;
2 : begin                                { Pozitie }
    aux_cl;
    vx1 := 1; vy1 := 1;
    vx2 := MaxY - 1;
    vy2 := MaxY - 1;
    setbkcolor(0);
    PuneImag;
    GraphDefaults;
    k2 := 7;
end;
3 : begin                                { Echilibrare }
    aux_cl;
    Echilibrare;
    vx1 := 1; vy1 := 1;
    vx2 := MaxY-1;
    vy2 := 400;
    setbkcolor(0);
    PuneDate;
    GraphDefaults;
    k2 := 7;
end;
4 : begin                                { Factori de scala }
    aux_cl;
    for i := 1 to 4 do g[i] := 0;
    Echilibrare;
    vx1 := 1; vy1 := 1;
    vx2 := MaxY - 1;
    vy2 := 400;
    setbkcolor(0);
    for i := 1 to 4 do
        begin
            PuneDate;
            for j:=1 to 10 do
                begin
                    CanAchiz:    { sau CanSimul }
                    g[i] := g[i] + Fv[i];
                end;
            end;
            for i := 1 to 4 do Fs[i] :=
trunc(masa / g[i] / 10);
            GraphDefaults;
            k2 := 7;
        end;
    end;
7 : begin
    aux_cl;
end;
8 : begin
    aux_cl;
    dec(k1);
end;
end;
end;
until k2 = 7;
end;                                { Meniuri }

```

```
begin
  lesire := 1;
  Initializare;
  Npmax := Round (Round ((MaxAvail -
65536) / 2) / 4) - 10;

  if Npmax > 10000 then npmax := 10000;
  npt := 1000;

  { initializare numar de puncte prelevate intr-
un test }
  Inr := 1;
  { initializare a contorului inregistrarilor}
  repeat
    Meniuri;
  until lesire = 0;
  CloseGraph;
end.
```

unit ACHIZ;

interface

uses

Crt, Dos, Graph;

const

```

PltX    : integer = 300;
PltY    : integer = 300;
{ Dimensiunile platformei in mm }
card_adr : word = $280;
{ adresa CAN de tip uPD 7004 }
port_adr : word = $2A0;
{ adresa PPI de tip 8255 }

```

var

```

MaxX, MaxY : word;
{ Rezolutia maxima a ecranului }
EcrX, EcrY : word;
{ Dimensiunea ferestrei pe ecran }
MaxColor : word;
{ numarul maxim al culorii disponibile }
Fv      : array [1..4] of integer;
{ Esantioanele }
Fs      : array [1..4] of integer;
{ vectorul factorilor de scala }
vx1,vy1 : integer;
{ Coordonatele coltului ferestrei }
vx2,vy2 : integer;
{ Dimensiunile ferestrei }
Gs      : integer;
{ Greutatea subiectului }
npt     : longint;
{ Numarul de puncte de esantionare }

```

procedure CanSimul;

{ simulare a conversiei analog-numeriche }

procedure CanAchiz;

{ conversie analog-numeriche pe 4 cai. Fv[i] contine datele }

procedure Punelmag;

{ afisare reper cu coordonatele centrului de presiune }

procedure Ponedate;

{ afisare in bucla a datelor pe cele 4 cai }

procedure Echilibrare;

{ echilibrarea puntilor cu timbre tensometrice }

procedure CreTor (ix : integer);

{ achizitia datelor }

procedure ViewTor (ix : integer);

{ vizualizarea cailor }

procedure ViewFunc (ix : integer);

{ vizualizarea functiilor }

implementation

const

nip : integer = 256;

{ numar de puncte de interpolare }

var

a : array [1..1000,1..4] of integer;

{ tablou pentru date }

b : array [1..256,1..3] of integer;

{ tablou pentru datele interpolate }

h : array [1..8] of integer;

{ h[1] : frecventa de esantionare Hz

h[2] : durata test s/100

h[3] : greutate subiect

h[4] : greutate subiect

h[5..8] : factori de scala }

procedure DefaultColors;

begin

SetColor(1);

end; { DefaultColors }

procedure DrawWindow;

var

ViewPort : ViewPortType;

i : integer;

begin

DefaultColors;

ClearDevice;

SetLineStyle(SolidLn, 0, NormWidth);

SetViewPort(vx1-1, vy1-1, vx2+1, vy2+1,

ClipOn);

SetColor(3); { pentru VGA : 15 }

GetViewSettings(ViewPort);

with ViewPort do

Rectangle(0, 0, x2-x1, y2-y1);

SetViewPort(vx1, vy1, vx2, vy2, ClipOn);

DefaultColors;

end; { DrawWindow }

procedure WaitToGo;

const

Esc = #27;

var

Ch : char;

begin

repeat until KeyPressed;

Ch := ReadKey;

if ch = #0 then ch := readkey;

if Ch = Esc then

Halt(0)

else

ClearDevice;

end; { WaitToGo }

```

procedure CanSimul;

var
  Step,r : integer;

begin
  r := 10;
  Fv[1] := 200; Fv[2] := 200; Fv[3] := 200;
  Fv[4] := 200;
  Step := Random(r);
  if Odd(Step) then
    Step := -Step;
  Fv[1] := Fv[1] + Step;
  Step := Random(r);
  if Odd(Step) then
    Step := -Step;
  Fv[2] := Fv[2] + Step;
  Step := Random(r);
  if Odd(Step) then
    Step := -Step;
  Fv[3] := Fv[3] + Step;
  Step := Random(r);
  if Odd(Step) then
    Step := -Step;
  Fv[4] := Fv[4] + Step;
end;

procedure PortIni;
begin
  port[Port_adr+3] := $80;
  port[Port_adr+2] := $00;
  port[Port_adr] := $80;
  port[Port_adr+2] := $FF;
  delay(1);
  port[Port_adr+2] := $00;
end; { PortIni }

procedure CanIni;
begin
  port[card_adr+1] := 0;
end;

procedure CanAchiz;

var i : integer;
    dh,dl : byte;
begin
  for i := 1 to 4 do begin
    port[Card_adr] := i-1;
    delay(1);
    dl := 0;
    dh := 0;
    dh := port[Card_adr+1];
    dh := dh xor $80;
    dl := port[Card_adr];
    Fv[i] := dh;
  end;
end;

```

```

procedure Echilibrare;

var
  i : integer;
  data : byte;
  Fv1,Fv2 : array [1..4] of integer; {
  Esantioanele }

procedure PortOut (data : byte);

var
  coef,i : integer;

begin
  port[Port_adr] := data;
  coef := 1;
  for i := 1 to 4 do begin
    coef := coef*2;
    port[Port_adr+2] := 0;
    port[Port_adr+2] := 8 * coef;
  end;
  port[Port_adr+2] := 0;
end;

procedure Compens (cale : integer);

var
  i,coef : integer;

begin
  i := cale;
  case cale of
    1 : coef := 2;
    2 : coef := 4;
    3 : coef := 8;
    4 : coef := 16;
  end;
  if (Fv1[i] > Fv2[i]) then begin
    data := 196;
    port [Port_adr] := data;
    port [Port_adr+2] := 0;
    port [Port_adr+2] := 8*coef;
    delay (25);
    repeat
      dec(data);
      port [Port_adr] := data;
      port [Port_adr+2] := 0;
      port [Port_adr+2] := 8 * coef;
      delay (1);
    CanAchiz;
  until ((Fv[i] <= 5) or (data=0));
    port [Port_adr+2] := 0;
  end;
  if (Fv2[i] > Fv1[i]) then begin
    data := 64;
    port [Port_adr] := data;
    port [Port_adr+2] := 0;
    port [Port_adr+2] := 8 * coef;
  end;

```



```

delay (25);
repeat
  inc (data);
  port [Port_adr] := data;
  port [Port_adr+2] := 0;
  port [Port_adr+2] := 8 * coef;
  delay (1);
  CanAchiz;
until (Fv[i] <= 5);
port [Port_adr+2] := 0;
end;
end;

begin
  PortOut (196);
  delay (25);
  CanAchiz;
  for i := 1 to 4 do Fv1[i] := Fv[i];
  PortOut (64);
  delay (25);
  CanAchiz;
  for i := 1 to 4 do Fv2[i] := Fv[i];
  for i := 1 to 4 do Compens(i);
end;

procedure GetCoord (var X, Y, G : integer);

var
  MyPort : ViewPortType;

begin
  CanAchiz;           { sau
CanSimul }
  GetViewSettings(MyPort);
  with MyPort do begin
    G := Fv[1] + Fv[2] + Fv[3] + Fv[4];
    if G > 200 then begin
      X := (x2-x1) div 2 + trunc ((Fv[1]+Fv[4]-
Fv[2]-Fv[3]) / G * PltX);
      Y := (y2-y1) div 2 + trunc ((Fv[3]+Fv[4]-
Fv[1]-Fv[2]) / G * PltY);
    end;
    if G <= 200 then begin
      X := (x2-x1) div 2+trunc (Fv[1]+Fv[4]-
Fv[2]-Fv[3]);
      Y := (y2-y1) div 2+trunc (Fv[3]+Fv[4]-
Fv[1]-Fv[2]);
    end;
  end;
end;

procedure Limite (var X, Y : integer; Width,
Height : integer);

var
  MyPort : ViewPortType;
begin
  GetViewSettings (MyPort);
  with MyPort do
    begin
      if (x1 + X + Width - 1 > x2) then
        X := x2-x1 - Width + 1
      else
        if (X < 0) then
          X := 0;
        if (y1 + Y + Height - 1 > y2) then
          Y := y2-y1 - Height + 1
        else
          if (Y < 0) then
            Y := 0;
          end;
        end;
      { Limite }
    end;
end;

procedure PunelMag;

const
  r = 5;
  StartX = 200;
  StartY = 200;

var
  CurPort : ViewPortType;
  Pausetime : word;
  Reper : pointer;
  X, Y, G : integer;
  ulx, uly : word;
  lrx, lry : word;
  Size : word;
  l : word;

begin
  ClearDevice;
  DrawWindow;
  GetViewSettings(CurPort);
  Line(StartX-r, StartY, StartX+r, StartY);
  { deseneaza reper }
  Line(StartX, StartY-r, StartX, StartY+r);
  ulx := StartX-r;
  { citeste imagine reper }
  uly := StartY-r;
  lrx := StartX+r;
  lry := StartY+r;
  Size := ImageSize(ulx, uly, lrx, lry);
  GetMem(Reper, Size);
  GetImage(ulx, uly, lrx, lry, Reper^);
  PutImage(ulx, uly, Reper^, XORput);
  SetColor(0);
  { pentru VGA : 15 Culoare axe mira }
  SetFillStyle(1,1);
  GetViewSettings(CurPort);
  with CurPort do begin
    bar(0,0,x2-x1,y2-y1);
    line((x2-x1) div 2,0,(x2-x1) div 2,y2-y1);

```

```

    line(0,(y2-y1) div 2,x2-x1,(y2-y1) div 2);
end;
DefaultColors;
PauseTime := 70;
GetCoord(X,Y,G);
Limite(X, Y, lrx - ulx + 1, lry - uly + 1);
repeat
    PutImage(X, Y, Reper^, XORput);
    Delay(PauseTime);
    PutImage(X, Y, Reper^, XORput);
    GetCoord(X,Y,G);
    Limite(X, Y, lrx - ulx + 1, lry - uly + 1);
until KeyPressed;
FreeMem(Reper, size);
WaitToGo;
end: { PunctImag }

procedure Ponedate;

const
    Xini = 100;
    Yini = 50;
    Xsp = 200;
    Ysp = 30;

var
    CurPort    : ViewPortType;
    Pausetime  : word;
    X,Y,G      : integer;
    FondCl,ScrisCl : word;

procedure AfisData(cl : word);

var
    st1,st2,st3,st4,st5,st6,st7 : string[8];

begin
    Setcolor(cl);
    str(Fv[1], st1);
    str(Fv[2], st2);
    str(Fv[3], st3);
    str(Fv[4], st4);
    str(X, st5);
    str(Y, st6);
    str(G, st7);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini,st1);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+Ysp,st2);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+2*Ysp,st3);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+3*Ysp,st4);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+4*Ysp,st5);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+5*Ysp,st6);
    OutTextXY(Xini+Xsp,Yini+6*Ysp,st7);
    DefaultColors;
end;

begin
    FondCl := 1;
    ScrisCl := 0;
    {pentru VGA 15 }

```

```

SetTextStyle(2,0,6);
ClearDevice;
DrawWindow;
GetViewSettings(CurPort);
SetColor(0);
{ pentru VGA 15 Culoare cadru }
SetFillStyle(1,FondCl);
GetViewSettings(CurPort);
with CurPort do begin
    bar(0,0,x2-x1,y2-y1);
end;
Setcolor(ScrisCl);
{ Culoare text }
PauseTime := 70;
OutTextXY(Xini,Yini, 'Canal 1 : ');
OutTextXY(Xini,Yini+Ysp, 'Canal 2 : ');
OutTextXY(Xini,Yini+2*Ysp,'Canal 3 : ');
OutTextXY(Xini,Yini+3*Ysp,'Canal 4 : ');
OutTextXY(Xini,Yini+4*Ysp,'X cp : ');
OutTextXY(Xini,Yini+5*Ysp,'Y cp : ');
OutTextXY(Xini,Yini+6*Ysp,'G sub : ');
GetCoord(X,Y,G);
repeat
    Afisdata(ScrisCl);
    Delay(PauseTime);
    Afisdata(FondCl);
    GetCoord(X,Y,G);
until KeyPressed;
SetTextStyle(0,0,1);
WaitToGo;
end: { PuteDate }

procedure CreTor (ix : integer);
{ Achizitie date }

type
    ptp = array [1..10000] of integer;
    ptp = ^ptp;

var
    Pt1, Pt2, Pt3, Pt4 : ptp;
    MarkPt : pointer;
    i, j, k : integer;
    Tor : array [1..4] of integer;
    Hini, Mini, Sini, Cini : word;
    Hend, Mend, Send, Cend : word;
    TimpTest : real;
    f : file of integer;
    s : string [8];
    ext : string[3];
begin
    if (4 * npt) < MaxAvail then begin
        Mark (MarkPt);
        GetMem (Pt1, 2 * npt);
        GetMem (Pt2, 2 * npt);
        GetMem (Pt3, 2 * npt);
        GetMem (Pt4, 2 * npt);
        Sound (500);
    end;

```

```

Delay (200);
Nosound;
GetTime (Hini, Mini, Sini, Cini);
for i := 1 to npt do begin
  CanAchiz ;
  Pt1^ [i] := Fv[1];
  Pt2^ [i] := Fv[2];
  Pt3^ [i] := Fv[3];
  Pt4^ [i] := Fv[4];
end;
GetTime (Hend, Mend, Send, Cend);
Sound(1000);
Delay(200);
NoSound;
TimpTest := 3600 * (Hend - Hini) + 60 *
(Mend - Mini) + (Send - Sini) + (Cend -
Cini)/100;
str(ix,s);
if ix<10 then ext:=chr(48+ix mod 10)
else ext:=chr(48+ix div 10)+chr(48+ix
mod 10);
Assign (f,'c:\torsor.'+ext);
Rewrite (f);
k:= round (npt/TimpTest);
Write(f, k);
k:= Round (TimpTest);
Write(f,k );
Write(f,Gs);
Write(f,Gs);
for i := 1 to 4 do Write(f,Fs[i]);
for i := 1 to npt do begin
  tor [1] := Pt1^ [i];
  tor [2] := Pt2^ [i];
  tor [3] := Pt3^ [i];
  tor [4] := Pt4^ [i];
  for j := 1 to 4 do Write (f, tor [j]);
end;
Close (f);
Release (MarkPt);
Sound (600);
Delay (100);
NoSound;
Sound (600);
Delay (100);
NoSound;
end;
end; { CreTor}

procedure ViewTor(ix : integer);
{ vizualizare canale date }

var
  f : file of integer;
  i,j,k,v,dimf,naf,rep : integer;
  s : string [8];
  ext : string[3];

begin
  if ix < 10 then ext := chr(48+ix mod 10)
  else ext := chr(48+ix div 10) + chr(48+ix
mod 10);
  assign(f,'c:\torsor.'+ext);
  reset(f);
  dimf:=filesize(f);
  dimf:=dimf div 4 - 1;
  setcolor(15);
  for j := 1 to 8 do begin
    read(f,v);
    h[j]:=v;
    str(v,s);
    outtextxy(10,10+10*j,s);
  end;

  for i := 1 to dimf do begin
    for j := 1 to 4 do begin
      read(f,v);
      a[i,j] := v;
    end;
  end;
  close(f);
  MaxX:=getmaxx;
  rep:=dimf div MaxX;
  naf:=dimf - rep*MaxX;
  k:=1;
  for k := 1 to rep do begin
    for i := 1 to MaxX do
      for j := 1 to 4 do putpixel(i,80*j-a[i+(k-
1)*MaxX,j] div 2 ,15);
    WaitToGo;
  end;
  if naf <> 0 then begin
    for i := 1 to naf do
      for j := 1 to 4 do putpixel(i,80*j-
a[i+rep*MaxX,j] div 2 ,15);
    WaitToGo;
  end;
end; { WiewTor }

procedure Interpolare(t1, t2 : integer);
{ interpolare date }

var i,j,k,q : integer;
    t,u : real;

begin
  q:=t2-t1+1;
  for i := 1 to nip do
    begin
      t:=(q-1)/(nip-1)*(i-1);
      u:=frac(t);
      k:=trunc(t);
      for j := 1 to 3 do b[i,j]:=trunc(a[t1+k,j]*(1-
u)+a[t1+1+k,j]*u);
    end;
  end; { interpolare }

```

```

procedure ViewFunc(ix : integer);
{ vizualizare date interpolate }

var
  f          : file of integer;
  i,j,k,v,v1,v2,v3,i1,i2,dimf : integer;
  s          : string[8];
  ext       : string[3];

begin
  for j := 1 to 3 do putpixel(i,80*j-b[i,j],15);
end: { ViewFunc }

begin
  PortIni;
end.

begin
  if ix < 10 then ext := chr(48+ix mod 10)
  else ext := chr(48+ix div 10) + chr(48+ix
mod 10);
  assign(f,'c:\torsk.'+ext);
  reset(f);
  dimf:=filesize(f);
  dimf:=dimf div 4 - 1;
  setcolor(15);
  for j := 1 to 8 do begin
    read(f,v);
    h[j]:=v;
  end;
  for i := 1 to dimf do begin
    for j := 1 to 4 do begin
      read(f,v);
      a[i,j] := v;
    end;
    v1 := Fs[1]*a[i,1] + Fs[2]*a[i,2] +
Fs[3]*a[i,3] + Fs[4]*a[i,4];
    v2 := Fs[1]*a[i,1] - Fs[2]*a[i,2] -
Fs[3]*a[i,3] + Fs[4]*a[i,4];
    v3 := -Fs[1]*a[i,1] - Fs[2]*a[i,2] +
Fs[3]*a[i,3] + Fs[4]*a[i,4];
    a[i,1] := v1;
    a[i,2] := v2;
    a[i,3] := v3;
  end;
  close(f);

  i := 1;
  while (a[i,1] < h[3]/10) do inc(i);
  i1:=i;
  i:=npt;
  while (a[i,1] < h[3]/10) do dec(i);
  i2:=i;
  h[4] := i2-i1;
  Interpolare(i1,i2);
  for j := 1 to 4 do begin
    h[j]:=v;
    str(v,s);
    outtextxy(10,10+10*j,s);
  end;
  for i := 1 to nip do begin
    b[i,1]:=trunc(100.0*b[i,1]/h[3]);
    b[i,2]:=trunc(1.0*b[i,2]/h[3]*PltX);
    b[i,3]:=trunc(1.0*b[i,3]/h[3]*PltY);
  end;
  for i := 1 to nip do

```

unit MENU;

interface

uses Graph,Crt;

type stg = string[30];

var z,q,w,u : integer;

{ fereastra grafica :
z: abscisa, q: ordonata coltului inferior,
w: dimensiune orizontala,
u: dimensiune verticala }

MaxX.MaxY : word;

t : array [1..10,1..20] of stg;
{ textul ferestrei de date }
d : array [1..10] of stg;
{ datele pentru fereastra de date }

ecr.inih.fond.fonf.fong.bac.gra : word;

{ culori : ecr - scris,
inih - litera initiala meniu
principal,
fond - fond fereastra de date,
fong - fond general,
fonf - fond fereastra grafica,
bac - fond selectie submenuiu,
gra - grafice }

procedure fen_don(cl : word; u : integer);
{ ferestre pentru date, cu originea z,q si
dimensiunile w * u. cl : culoarea ferestrei }

procedure fen_dat(n,m : integer);
{ pune in fereastra de date n linii de text
ale tabloului t[i,m] }

procedure aux_cl;
{sterge ecranul mai putin bara de meniu
principal }

procedure bas_cl;
{ sterge linia de stare }

procedure aux_cl1;
{ sterge ecranul mai putin bara linia de
stare }

procedure bas_tx(sl : stg);

procedure menu_don(sl : stg; var s : stg);
{ afiseaza o fereastra cu o linie de text sl
si citeste de la tastatura textul s }

procedure menu_nr(s : stg; var k : longint);
{ afiseaza o fereastra cu o linie de text sl
si citeste de la tastatura numarul k }

procedure menu_f(var k : integer; g,l :
integer);
{ afiseaza pe linia de stare g optiuni m[i,l]
si asteapta optiunea prin numarul k de la
tastatura }

procedure menuu_p(var k : integer);
{ afiseaza meniul principal
si asteapta optiunea prin numarul k de la
tastatura }

procedure menuu_s(var k : integer; g,l :
integer);
{ afiseaza cele g optiuni m[i,l] ale
submenuului pe g linii de text.
menuu File pour l=1,...
si asteapta optiunea prin numarul k de
la tastatura }

implementation

var m : array [1..8,1..10] of stg;
{ text pentru meniuri }
n : array [1..8,1..10] of integer;
{ codurile tastelor meniului }
i,j : integer;

procedure fen_don(cl : word; u : integer);

begin
setfillstyle(1,0);
bar(z+15,q+15,z+w+15,q+u+15);
setfillstyle(1,cl);
bar(z,q,z+w,q+u);
setcolor(1);
rectangle(z+2,q+2,z+w-2,q+u-2);
rectangle(z+4,q+4,z+w-4,q+u-4);
setcolor(ecr);
end;

procedure fen_dat(n,m : integer);

var i : integer;
o,p : word;

begin
setcolor(ecr);
o:=textheight(t[1,m]);
p:=textwidth(t[1,m]);
fen_don(fond,(2*n+3)*o);
for i:=1 to n do begin
outtextxy(z+10,q+2*i*o,t[i,m]);
outtextxy(z+10+p,q+2*i*o,d[i]);
end;
end;

```

procedure aux_cl;
var s : stg;
    o : word;
begin
  s:="";o:=textheight(s);
  setfillstyle(1,fong);
  bar(0,3*o+1,MaxX,MaxY);
end;

procedure aux_cl1;
var s : stg;
    o : word;
begin
  s:="";o:=textheight(s);
  setfillstyle(1,fong);
  bar(0,0,MaxX,MaxY-3*o+1);
end;

procedure bas_cl;
var s : stg;
    o : word;
begin
  s:="";o:=textheight(s);
  setfillstyle(1,fong);
  bar(0,MaxY-3*o,MaxX,MaxY);
end;

procedure bas_tx(s1:stg);
var s : stg;
    o : word;
begin
  s:="";o:=textheight(s);
  setfillstyle(1,7);
  bar(0,MaxY-3*o,MaxX,MaxY);
  outtextxy(20,MaxY-2*o,s1);
end;

procedure menu_don(s1:stg; var s:stg);
var i : longint;
    o,p : word;
    c : char;
begin
  setcolor(ecr);
  o:=textheight(s1);p:=textwidth(s1)+textwidth('
');
  fen_don(fond,5*o);
  outtextxy(z,q+2*o,s1);
  s:="";
  repeat
    c:=readkey;
    i:=ord(c);
    case i of
      8 : begin
          setcolor(fond);
          outtextxy(z+p,q+2*o,s);s:="";
          setcolor(ecr);
          end;
      48..57,97,122 : begin
          s:=s+c;
          outtextxy(z+p,q+2*o,s);
          end;
      27 : s:='eee';
          end;
    until i = 13;
    k:=0;
    for l:=1 to ord(s[0]) do k:=10*k+ord(s[l])-48;
    setfillstyle(1,fong);
    bar(z-l,q-l.z+w+1,q+5*o+1);
  end;
end;

procedure menu_nr(s : stg; var k : longint);
var i : longint;
    l : integer;
    o,p : word;
    c : char;
begin
  setcolor(ecr);
  o:=textheight(s);p:=textwidth(s)+textwidth('
');
  fen_don(fond,5*o);
  outtextxy(z+10,q+2*o,s);
  s:="";
  repeat
    c:=readkey;
    i:=ord(c);
    case i of
      8 : begin
          setcolor(fond);
          outtextxy(z+p,q+2*o,s);s:="";
          setcolor(ecr);
          end;
      48..57,97,122 : begin
          s:=s+c;
          outtextxy(z+p,q+2*o,s);
          end;
      27 : s:='eee';
          end;
    until i = 13;
    k:=0;
    for l:=1 to ord(s[0]) do k:=10*k+ord(s[l])-48;
    setfillstyle(1,fong);
    bar(z-l,q-l.z+w+1,q+5*o+1);
  end;
end;

procedure menu_f(var k : integer; g,l : integer);
var i : longint;
    j : integer;
    p,o : word;
    c : char;

```

```

    bo : boolean;

begin
  p:=textwidth(m[1,1]+'
');o:=textheight(m[1,1]);
  setfillstyle(1,fond);
  bar(0,479-3*o,639,479);
  setcolor(ecr);
  for j:=1 to g do
  begin
    outtextxy(20+(j-1)*p,479-2*o,m[j,1]);
    setcolor(inih);
    outtextxy(20+(j-1)*p,479-2*o,m[j,1][1]);
    outtextxy(20+p div 10+(j-1)*p,479-
2*o,m[j,1][2]);
    setcolor(ecr);
  end;
  if l<>9 then
  begin
    repeat
      c:=readkey;
      if c=#0 then
      begin
        c:=readkey;i:=ord(c);
        case i of
          59 : begin bo:=true; k:=1; end;
          60 : begin bo:=true; k:=2; end;
          61 : begin bo:=true; k:=3; end;
          62 : begin bo:=true; k:=4; end;
          63 : begin bo:=true; k:=5; end;
          64 : begin bo:=true; k:=6; end;
          65 : begin bo:=true; k:=7; end;
          66 : begin bo:=true; k:=8; end;
        end;
      end
    else bo := false;
  until bo;
  end;
end;

procedure menuu_p(var k : integer);

var i : longint;
    j : integer;
    c : char;
    bo : boolean;
    s : stg;
    p,o : word;

begin
  setbkcolor(fong);
  clearviewport;
  setcolor(ecr);
  s:='          ';
  p:=textwidth(s);o:=textheight(s);
  setfillstyle(1,fond);
  bar(0,0,MaxX,3*o+1);
  for j:=1 to 4 do
    begin
      outtextxy(20+(j-1)*p,o,m[j,6]);
      setcolor(inih);outtextxy(20+(j-
1)*p,o,m[j,6][1]);
      setcolor(ecr);
    end;
    bo:=false;
    repeat
      c:=readkey;
      if c=#0 then
      begin
        c:=readkey;i:=ord(c);
        if i = n[1,6] then begin bo:=true; k:=1;
        end;
        if i = n[2,6] then begin bo:=true; k:=2;
        end;
        if i = n[3,6] then begin bo:=true; k:=3;
        end;
        if i = n[4,6] then begin bo:=true; k:=4;
        end;
      end;
    until bo;
  end;

  procedure menuu_s(var k : integer; g,l :
integer);

  var j : integer;
      i : longint;
      c : char;
      bo : boolean;
      s : stg;
      p,o : word;

  begin
    s:='          ';
    p:=textwidth(s);o:=textheight(s);
    setfillstyle(1,8);
    bar(10+(l-
1)*p+15,3*o+15,10+l*p+15,(2*g+4)*o+15);
    setfillstyle(1,fond);
    bar(10+(l-1)*p,3*o,10+l*p,(2*g+4)*o);
    setcolor(ecr);
    rectangle(10+2+(l-1)*p,3*o+2,10+l*p-
2,(2*g+4)*o-2);
    for j:=1 to g do outtextxy(20+(l-
1)*p,2*(j+1)*o,m[j,1]);
    setcolor(inih);
    for j:=1 to g do outtextxy(20+(l-
1)*p,2*(j+1)*o,m[j,1][1]);
    setcolor(ecr);
    k:=1;
    setcolor(bac);
    setwritemode(xorput);
    for i:=(2*k+1)*o+3 to (2*k+3)*o do
    line(10+(l-1)*p,i,10+l*p,i);
    bo:=false;
    repeat

```

```

c:=readkey;i:=ord(c);
if i=n[1,1] then begin bo:=true;k:=1;end;
if i=n[2,1] then begin bo:=true;k:=2;end;
if i=n[3,1] then begin bo:=true;k:=3;end;
if i=n[4,1] then begin bo:=true;k:=4;end;
if i=n[5,1] then begin bo:=true;k:=5;end;
if i=n[6,1] then begin bo:=true;k:=6;end;
if bo=false then
begin
case i of
27 : begin bo:=true; k:=7; end;
13 : bo:=true;
0 : begin
bo:=false;
c:=readkey;i:=ord(c);
case i of
75 : begin
if l <> 1 then
begin bo:=true; k:=8; end;
end;
77 : begin
if l <> 5 then
begin bo:=true; k:=9; end;
end;
72 : begin
bo:=false;
for i:=(2*k+1)*o+3 to
(2*k+3)*o do
line(10+(l-1)*p,i,10+l*p,i);
dec(k);
if k < 1 then k:=g;
for i:=(2*k+1)*o+3 to
(2*k+3)*o do
line(10+(l-1)*p,i,10+l*p,i);
end;
80 : begin
bo:=false;
for i:=(2*k+1)*o+3 to
(2*k+3)*o do
line(10+(l-1)*p,i,10+l*p,i);
inc(k);
if k > g then k:=1;
for i:=(2*k+1)*o+3 to
(2*k+3)*o do
line(10+(l-1)*p,i,10+l*p,i);
end;
else bo:=false;
end;
end;
else bo:=false;
end;
until bo;
setwriteMode(copyput);
setcolor(ecr);
end:

```

```

begin
{ ecr := 0; inih := 4; fong := 1; fonf := 7;
fond:= 7; bac := 4; gra := 2; } {
colori pt. VGA }
ecr := 1; inih := 1; fong := 0; fonf := 0;
fond := 0; bac := 0; gra := 0;

for i:=1 to 8 do for j := 1 to 10 do n[i,j] := 55;

m[1,1] := 'Exit';
n[1,1] := 101;

m[1,2] := 'Start';
m[2,2] := 'Body weight';
m[3,2] := 'Test lenght';
n[1,2] := 115;
n[2,2] := 98;
n[3,2] := 116;

m[1,3] := 'Chanel';
m[2,3] := 'Data';
n[1,3] := 99;
n[2,3] := 100;

m[1,4] := 'Data';
m[2,4] := 'Position';
m[3,4] := 'Zero';
m[4,4] := 'Scale';
n[1,4] := 100;
n[2,4] := 112;
n[3,4] := 122;
n[4,4] := 115;

m[1,6] := 'File';
m[2,6] := 'Aquisition';
m[3,6] := 'View';
m[4,6] := 'Control';
n[1,6] := 33;
n[2,6] := 30;
n[3,6] := 47;
n[4,6] := 46;

t[1,1] := 'Body weight = ';

m[1,7] := 'F1-PREC';
m[2,7] := 'F2-URM';
m[3,7] := 'F3-MENU';
m[4,7] := 'F4-ON ';
m[5,7] := 'F5-OFF ';
m[6,7] := 'F6-IMPR';

end.

```


ANEXA 3

Prelucrarea datelor biomecanice

- programe -

Importarea fişierelor de date în format text sau de numere întregi

```

%s=%h;

getn (Files of Integers) tf.2;
%q=co;
%k=c;;
getstring (chemin des fichiers torseur) %k Chemin;
%k=%b;
%t=torseur;
getstring (nom des fichiers torseur) %t Nom;
%t=%b;
win -r %s %t;
g=1;d=1;
getnumber de g à d Compteur;
%l=%[%t,4];
if(exist(%l.don)!=2) {
    doc -t c:\origin\pltf\don.otw;
    win -r %h %l.don;
    win -i;
};
%l.don_co4[1]=0;
%s=cale;
if(exist(%s)!=2) {
    doc -t c:\origin\pltf\%s.otw;
    win -r %h %s;
};
for(i=g;i<=d;i+=1) {
    if (tf==1) {
        %s_a[i]$=%k\%t.$(i);
    } else {
        %s_a[i]$=%k\%t.$(i);
    };
};
save -w %s %u:\%s.txt;
win -a cale;
page.CloseBits=2;
win -ca;
%m=seg;
if(exist(%m)!=2) {
    doc -t c:\origin\pltf\%m.otw;
    win -r %h %m;
};
%m_co1[1]=g;%m_co1[2]=d;
save -w %m %u:\%m.txt;
win -a %m;
page.CloseBits=2;
win -ca;
if (tf==1) {
    run -e c:\origin\pltf\int2txt.exe;
} else {
    run -e c:\origin\pltf\txt2txt.exe;
};

getyesno (Changer le nom %l des tableaux?) e1 (Changer le nom);
getyesno (Changer les axes?) e2 (Changer les axes);
if(e1==1) {

```

```

getstring (Nouveau nom des tableaux) %l (Nouveau nom);
    %s=%l%b,4];
};
doc -t c:\origin\pltf\pltfab.otw;
open -w %u:\antet.txt;
for(i=g;i<=d;i+=1) {
    for(j=1;j<=3;j+=1) {%l.don_co$(j)[i]=antet.txt_co$(j)[i-g+1]};
};
win -a antet.txt;
page.CloseBits=2;
win -ca;

break -b Import;
break -r 0 d-g+1;
for(i=g;i<=d;i+=1) {
    break -p i-g;
    doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
    open -w %u:\tab$(i).txt;
    a2=%(tab$(i).txt,@y#);
    if(a2==7) {
        %n=%(tab$(i).txt,7);
        del %n;
    };
    win -i;
};
break -e;

win -i %l.don;
for(i=g;i<=d;i+=1) {win -r tab$(i).txt %l.$(i)};
if(e2==1) {
    for(i=g;i<=d;i+=1) {
        for(j=1;j<=6;j+=1) {
            %l.$(i)_co$(j)*=-1;
        };
    };
};
k=g;l=3;
lay -c;
lay -e %z;
win -r %t %l.$(k)p;
lay -i %l.$(k)_%q$(l);
rescale;
if(e1==1) {
    lay -e %l.$(k)_%q$(l);
    for(i=g;i<=d;i+=1) {win -r %l.$(i) %s.$(i)};
    win -r %l.$(k)p %s.$(k)p;
    win -r %l.don %s.don;
    lay -i %s.$(k)_%q$(l);
    rescale;
    %l=%s;
};
%l.don_co4[1]=1;

```

Netezirea funcțiilor de timp

```

def elof {
    acce=ave(%l.$(q)_co3,nrpseg);
    pc=abs(%l.don_co3[q]);
    if (acce[1]<pc/10 && acce[2]<pc/10) {
        for(p=1;p<=6;p+=1) {
            acce=ave(%l.$(q)_co$(p),nrpseg);
            %l.$(q)_co$(p)=acce[1];
        };

        %l.don_co12[q]=1;
    } else {%l.don_co12[q]=0};
};

def net {
    break -b Smooth:
    break -r 0 (d-g+1)*6;
    for(q=g;q<=d;q+=1) {
        if(exist(%l.$(q))==2) {
            doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw:
            win -r %h %l.$(q)f:
            for(p=1;p<=6;p+=1) {
                break -p (q-g)*6+p:
                %c=%l.$(q)_co$(p):
                get %C -b i1:get %C -e i2:
                npts = int((i2-i1)/2);
                ftmsize=16:
                if ( ftmsize > npts) {ftmsize = npts};
                data.selected=0;
                %B=%C.ftsm16:
                copy %C %B:
                i=int(ftmsize/2):
                dll orgmath smooft $(ftmsize) %B:
                %l.$(q)f_co$(p)=%b:
                del %b:
            };
            win -a %l.$(q)f:
            win -i:
            if(c1==1) {
                win -a %l.$(q):
                page.CloseBits=2:
                win -ca:
                win -r %l.$(q)f %l.$(q):
            };
            if(o1==1) {elof}:
        };
    };
    break -c:
};

if(%l.don_co4[1]==1) {
    lay -c:
    lay -e %z:
    c1=1:
    nrp=%l.$(d)!wks.nrows:
    nrpseg=10:
    nrseg=nrp/nrpseg:
};

```

```

if(exist(acce)==1) {del acce};
create acce nrseg;
#getyesno (Effacer les sources ?) e1 Effacer;
getyesno (Eliminer l'offset ?) o1 Offset;
net;
if(e1!=1) {
    for(q=g;q<=d;q+=1) {
        win -r %l.$(q) %l.$(q)i;
    };
};
lay -c;
lay -e %z;
lay -i %l.$(k)_co3;
rescale;
%l.don_co4[1]=2;
};

```

Segmentarea automată a fazelor de sprijin

```

def acpa {
    if(exist(acce)==1) {del acce};
    if(exist(pas)==2) {
        win -a pas;
        Page.Closebits=2;
        win -ca;
    };
    doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
    win -r %h pas;
    win -i;
    create acce nrseg;
};

def segpas {
    break -b Limits.$(q);
    break -r 0 nrseg;
    pix=1;
    if(acce[1]<pc/pon) {ba=0} else {ba=1};
    for(i=2;i<=nrseg;i+=1) {
        break -p i;
        if(acce[i]<pc/pon) {
            if(ba!=0) {
                pas_co1[pix]=ba;
                pas_co2[pix]=i-1;
                pix+=1;ba=0;
            };
        };
        if(acce[i]>=pc/pon) {
            if(ba!=1) {
                pas_co1[pix]=ba;
                pas_co2[pix]=i-1;
                pix+=1;ba=1;
            };
        };
        if(i==nrseg) {pas_co1[pix]=ba;pas_co2[pix]=i};
    };
    break -c;
};

```

```

def segfin {
    a1=(pas_co2[j]-1)*nrpseg;
    a2=(pas_co2[j]+1)*nrpseg;
    nr=a1;
    break -b Limits.$(q).$(p);
    break -r 0 4*nrpseg;
    for(i=1;i<2*nrpseg;i+=1) {
        break -p i;
        if(%l.$(q)_co3[i+nr]<pc/pon) {a1+=1}
        else {pas_co3[j]=a1;break};
    };
    a3=a1-nr;
    nr=a2;
    for(i=1;i<2*nrpseg;i+=1) {
        break -p 2*nrpseg+i;
        if(%l.$(q)_co3[nr-i+1]<pc/pon) {a2-=1}
        else {pas_co4[j]=a2;break};
    };
    break -e;
};

if(%l.don_co4[1]==2) {
#getyesno (Effacer les sources ?) e1 Effacer;
e1=1;
lay -c;
lay -e %z;
nrp=%l.$(d)!wks.nrows;
nrpseg=25;
nrseg=nrp/nrpseg;
q=1;
getn (seuil [%%%Pc] ) q;
pon=10/q;

for(q=g;q<=d;q+=1) {
if(exist(%l.$(q))==2) {
    acpa;
    acce=ave(%l.$(q)_co3.nrpseg);
    pc=abs(%l.don_co3{q});
    segpas;
    sum(pas_co1);
    nrpa=sum.n;

    p=0;
    for(j=2;j<=nrpa-1;j+=1) {
        if(pas_co1[j]==1) {
            p+=1;
            segfin;
            win -a %l.$(q);
            wo -da %l.$(q).$(p);
            win -i;
            a3=a2-a1;
            mark -d %l.$(q).$(p)_co1 -b 1 -e a1;
            set %l.$(q).$(p) -er a3;
            set %l.$(q).$(p)_co3 -b 1;
            set %l.$(q).$(p)_co3 -e a3;
            win -a %l.$(q).$(p);
            wo -s 1 1 1 1;
        }
    }
}
}
}

```

```

        win -i;
        %l.don_co$(5+p)[q]=a3;

    };
};
%l.don_co5[q]=p;
if(e1==1) {
    win -a %l.$(q);
    page.CloseBits=2;
    win -ca;
};
};
};
lay -c;
lay -e %z;
lay -i %l.$(k).1_co3;
rescale;
%l.don_co4[1]=3;
};

```

Normalizarea Fy, Fx, Fz, calcul x(CP), y(CP), Cz(CP)

```

def xyzc {
    a3=%l.$(k).$(p)!wks.nrows;
    create buf a3;
    %a=%l.$(k).$(p)_co3;
    %d=%l.$(k).$(p)_co6;

    buf=%l.$(k).$(p)_co5;
    %l.$(k).$(p)_co5=%l.$(k).$(p)_co4;
    %l.$(k).$(p)_co4=buf;

    %l.$(k).$(p)_co4 /=%a;
    %l.$(k).$(p)_co4 *=(-1);
    %l.$(k).$(p)_co5 /=%a;
    buf=%l.$(k).$(p)_co1;
    buf *=%l.$(k).$(p)_co5;
    %d +=buf;
    buf=%l.$(k).$(p)_co2;
    buf *=%l.$(k).$(p)_co4;
    %d += buf;
    del buf;
    nor=pc/10;
    %l.$(k).$(p)_co1 /=nor;
    %l.$(k).$(p)_co2 /=nor;
    %l.$(k).$(p)_co3 /=nor;
    %l.$(k).$(p)_co4 *=100;
    %l.$(k).$(p)_co5 *=100;
};

def xyref {
    a1=1;nr=256;a2=nr;
    for(q=1;q<nr;q+=1) {
        if(%l.$(i).$(p)_co3[q]<10) {a1+=1} else break;
    };
    for(q=1;q<nr;q+=1) {
        if(%l.$(i).$(p)_co3[nr-q+1]<10) {a2-=1} else break;
    };
};

```

```

};
gd_co4[lin]=a1;
gd_co5[lin]=a2;
gd_co6[lin]=%l.$(i).$(p)_co4[a1];
%l.$(i).$(p)_co4=gd_co6[lin];
gd_co7[lin]=%l.$(i).$(p)_co5[a1];
%l.$(i).$(p)_co5=gd_co7[lin];
set %l.$(i).$(p)_co4 -b a1;
set %l.$(i).$(p)_co4 -e a2;
set %l.$(i).$(p)_co5 -b a1;
set %l.$(i).$(p)_co5 -e a2;
};

def gsaud {
doc -t c:\origin\pltf\don.otw;
win -r %h gd;
create dv_B 256;
dv_A=data(1,256);
lin=1;
for(i=g;i<=d;i+=1) {
    for(p=1;p<=%l.don_co5[i];p+=1) {
        if(exist(%l.$(i).$(p))=2) {
            xyref;
            %c=%l.$(i).$(p)_co1;
            sum(%c);
            gd_co2[lin]=sum.mean;
            %c=%l.$(i).$(p)_co5;
            copy %c dv_B;
            deriv dv_B;
            sum(dv_B);
            gd_co3[lin]=sum.mean;
            if(gd_co2[lin]>0 && gd_co3[lin]>0) {gd_co1[lin]=1};
            if(gd_co2[lin]<0 && gd_co3[lin]<0) {gd_co1[lin]=2};
            if(gd_co2[lin]<0 && gd_co3[lin]>0) {gd_co1[lin]=3};
            if(gd_co2[lin]>0 && gd_co3[lin]<0) {gd_co1[lin]=4};
            lin+=1;
        };
    };
};

if(%l.don_co4[1]==3) {
#getyesno (Effacer les sources ?) e1 Effacer;
e1=1;
lay -c;
lay -e %z;
tot=0;
for(k=g;k<=d;k+=1) {
    tot+=%l.don_co5[k];
};
toi=0;
break -b Normalisation;
break -r 0 tot*6;
for(k=g;k<=d;k+=1) {
    for(p=1;p<=%l.don_co5[k];p+=1) {
        if(exist(%l.$(k).$(p))=2) {
            doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
            win -r %h %l.$(k).$(p)c;

```



```

for(i=1;i<=6;i+=1) {
    break -p toi+(p-1)*6+i;
    %c=%l.$(k).$(p)_co$(i);
    limit %C;fitx1=limit.xmin;fitx2=limit.xmax;
    %b=%l.cuv;
    fitnpts=256;
    del %B;
    (%B)=data(0,0,fitnpts);
    SetDataRange %B;
    %B +-O %C;
    %l.$(k).$(p)c_co$(i)=%b;
};
win -i;
if(e1==1) {
    win -a %l.$(k).$(p);
    page.CloseBits=2;
    win -ca;
};
win -r %l.$(k).$(p)c %l.$(k).$(p);
xyvz;
};
};
toi+=%l.don_co5[k]*6;
};
break -e;
lay -c;
lay -e %z;
lay -i %l.$(k).l_co3;
rescale;
gsaud;
%l.don_co4[1]=4;
};

```

Organizarea fazelor de sprijin stânga-dreapta

```

def trsf {
    for(q=1;q<=3;q+=1) {
        %lp%l_co$(q)[%11]=%l.don_co$(q)[i];
    };
    %lp%l_co4[%11]=i;
    %lp%l_co5[%11]=%l.don_co$(p+5)[i];
    for(q=1;q<=7;q+=1) {
        %lp%l_co$(q+5)[%11]=gd_co$(q)[lin];
    };
};

def test {
    a1=1;
    a2=256;
    set %l.$(i).$(p)_co4 -b a1;
    set %l.$(i).$(p)_co4 -e a2;
    set %l.$(i).$(p)_co5 -b a1;
    set %l.$(i).$(p)_co5 -e a2;
    if(gd_col[lin]==1) {
        %o=g;
        %l.$(i).$(p)_co4*=-1;
    };
    if(gd_col[lin]==2) {

```

```

        %o=g;
        %l.$(i).$(p)_co1*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co2*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co5*=-1;
    };
    if(gd_co1[lin]==3) {
        %o=d;
        %l.$(i).$(p)_co1*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co6*=-1;
    };
    if(gd_co1[lin]==4) {
        %o=d;
        %l.$(i).$(p)_co2*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co4*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co5*=-1;
        %l.$(i).$(p)_co6*=-1;
    };
    a1=gd_co4[lin];
    a2=gd_co5[lin];
    set %l.$(i).$(p)_co4 -b a1;
    set %l.$(i).$(p)_co4 -e a2;
    set %l.$(i).$(p)_co5 -b a1;
    set %l.$(i).$(p)_co5 -e a2;
};

if(%l.don_co4[1]==4) {
    doc -t c:\origin\pltf\don.otw;
    win -r %h %lpg;
    doc -t c:\origin\pltf\don.otw;
    win -r %h %lpd;
    lin=1;
    g1=1;d1=1;
    for(i=g;i<=d;i+=1) {
        for(p=1;p<=%l.don_co5[i];p+=1) {
            if(exist(%l.$(i).$(p))==2) {
                test;
                win -r %l.$(i).$(p) %l%o$(%o1);
                trsf %o;
                %o1+=1;
                lin+=1;
            };
        };
    };
    win -a %lpg;
    win -i;
    win -a %lpd;
    win -i;
    %l.don_co4[1]=5;
};

```

Identificarea punctelor esențiale și calculul parametrilor derivați

```

def fy {
#componenta laterală a GRF
%a=%l%o$(k);
%t=var%o$(l);
if (exist(%t)==2) {
win -a %t;
page.CloseBits=2;
win -ca;
};
doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
win -r %h %t;

%t_%q1=%a_%q$(l);
limit %t_%q1 -b 1 -c ize;
%t_%q4[2]=limit.imax;
%t_%q4[4]=limit.ymax;

%t_%q2=abs(%t_%q1);
%t_%q2=-%t_%q1;
%t_%q2/=-2;
limit %t_%q2 -b 1 -c ima1;
%t_%q4[1]=limit.imin;
%t_%q4[3]=limit.ymin;
if(%t_%q4[1]==1) {%t_%q4[1]=0};

mks1=1;
mks2=ima1;
integ %t_%q2;
%t_%q4[6]=integ.area;

mks1=ima1;
mks2=ima2;
integ %t_%q1;
%t_%q4[5]=integ.area/(ima2-ima1);
};

def fx {
#componenta sagitală a GRF
%a=%l%o$(k);
%t=var%o$(l);
if (exist(%t)==2) {
win -a %t;
page.CloseBits=2;
win -ca;
};
doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
win -r %h %t;

%t_%q1=%a_%q$(l);
limit %t_%q1;
%t_%q4[1]=limit.imin;
%t_%q4[3]=limit.imax;
%t_%q4[4]=limit.ymin;
%t_%q4[5]=limit.ymax;

integ %t_%q1;
%t_%q2=_integ_arca;
limit %t_%q2;

```

```

ize=limit.imin;
%t_%q4{2}=ize;

mks1=1;
mks2=ize;
%c=%t_%q1;
integ %c;
%t_%q4{6}=integ.area;

mks1=ize;
mks2=256;
%c=%t_%q1;
integ %c;
%t_%q4{7}=integ.area;
};

def fz {                                     #componenta verticală a GRF
%a=%t%o$(k);
%t=var%o$(l);
if (exist(%t)==2) {
    win -a %t;
    page.CloseBits=2;
    win -ca;
};
doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
win -r %h %t;

%t_%q1=%a_%q$(l);
%t_%q1*=-1;
%t_%q2=peaks(%a_%q$(l),5.0.1);
%t_%q3=peaks(%t_%q1,5.0.1);
sum(%t_%q2);
m1=sum.n;
for(j=1;j<=m1;j+=1) {
    pp=%t_%q2[j];
    %t_%q4{j}=%a_%q$(l)[pp];
};
%t_%q4=sort(%t_%q4);
for(j=1;j<=m1;j+=1) {
    pp=%t_%q2[j];
    if(%a_%q$(l)[pp]==%t_%q4{m1-1}) {
        ima1=%t_%q2[j];
    };
    if(%a_%q$(l)[pp]==%t_%q4{m1}) {
        ima2=%t_%q2[j];
    };
};
if(ima1>ima2) {ii=ima2;ima2=ima1;ima1=ii};

sum(%t_%q3);
m2=sum.n;
j1=1;
for(j=1;j<=m2;j+=1) {
    pp=%t_%q3[j];
    if(pp>ima1 && pp<ima2) {
        %t_%q5{j1}=%a_%q$(l)[pp];
        j1+=1;
    };
};

```

```

};
%t_%q5=sort(%t_%q5);
for(j=1;j<=m2;j+=1) {
    pp=%t_%q3[j];
    if(%a_%q$(1)[pp]==%t_%q5[1]) {
        imi=pp;
    };
};

%t_%q4[1]=ima1;
%t_%q4[2]=imi;
%t_%q4[3]=ima2;
%t_%q4[4]=%a_co$(1)[ima1];
%t_%q4[5]=%a_co$(1)[imi];
%t_%q4[6]=%a_co$(1)[ima2];

};

def xy {
%a=%l%o$(k);
%t=var%o$(1);
if (exist(%t)==2) {
    win -a %t;
    page.CloseBits=2;
    win -ca;
};
doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
win -r %h %t;

a1=%lp%o_%q9[k];
a2=%lp%o_%q10[k];
limit %a_%q5 -b a1 -e a2;
%t_%q4[1]=(limit.imin-a1)/(a2-a1)*100;
%t_%q4[2]=(limit.imax-a1)/(a2-a1)*100;
%t_%q4[3]=limit.ymax-limit.ymin;
limit %a_%q4 -b a1 -e a2;
%t_%q4[4]=limit.ymax-limit.ymin;
%t_%q4[5]=%lp%o_co5[k]/%lp%o_co1[k];
};

def cz {
%a=%l%o$(k);
%t=var%o$(1);
if (exist(%t)==2) {
    win -a %t;
    page.CloseBits=2;
    win -ca;
};
doc -t c:\origin\pltf\pltf.otw;
win -r %h %t;

%t_%q1=%a_%q$(1);
limit %t_%q1;
%t_%q4[1]=limit.imin;
%t_%q4[2]=limit.imax;
%t_%q4[3]=limit.ymin;
%t_%q4[4]=limit.ymax;
};

```

#coordonatele CP

#cuplul de pivotare în CP

Inițializare a variabilelor și tablourilor de date

```

def parpltf {
    doc -t c:\origin\pltf\pltf2.otw:
    win -r %h par%o;
    for(j=1;j<=gJ+=1) {
        if(j>2) {wo -a 1;};
        wo -n j %q$(j);
    };
    win -i;
};

%q=co;
n1=256;
%o=%h;
lay -c;
lay -e %o;
%l=%g;
getstring (Nom des tableaux) %l Nom;
%l=%b;

doc -cs %ld;
d=count/6;
doc -cs %lg;
g=count/6;

getstring (Côté gauche ou droit) %o Côté:
%o=%b;
getnumber colonne 1 Variable;
if(%o=="g") {g2=g} else {g2=d};
k=1;
win -r %o %l%o$(k)_%q$(1);
lay -i %l%o$(k)_%q$(1);
rescale:
%o=%o;
if(exist(parg)!=2) {
    %o=g;
    g2=g;
    parpltf:
    %o=d;
    g2=d;
    parpltf:
};
%o=%o;
page.CloseBits=2;
win -ca;
};

#Fonction suivante

%o=%h;
k+=1;
if(%o=="g") {if(k>g) {k=g;break 1}} else {if(k>d) {k=d;break 1}};
lay -e %l%o$(k-1)_%q$(1);
win -r %o %l%o$(k)_%q$(1);
lay -i %l%o$(k)_%q$(1);
rescale:

```

#Fonction précédente

```
%s=%h;
k-=1;
if(k<1) {k=1;break 1};
lay -e %l%o$(k+1)_%q$(1);
win -r %s %l%o$(k)_%q$(1);
lay -i %l%o$(k)_%q$(1);
rescale;
```

Calculul valorilor parametrilor derivați

```
def trpar {
    for(j=1;j<=8;j+=1) {par%o_%q$(k)[m+j]=%t_%q4[j]};
    win -a %t;
    Page.CloseBits=2;
    win -ca;
};

def calpar {
for(k=1;k<=g2;k+=1) {
    l=3;fz;
    for(j=1;j<=3;j+=1) {%t_%q4[j]=%t_%q4[j]*100/n1};
    #for(j=1;j<=3;j+=1) {%t_%q4[j+3]=%t_%q4[j+3]};
    m=0;
    trpar;

    l=2;fx;
    for(j=1;j<=3;j+=1){%t_%q4[j]=%t_%q4[j]*100/n1};
    #for(j=1;j<=2;j+=1){%t_%q4[j+3]=%t_%q4[j+3]};
    for(j=1;j<=2;j+=1){%t_%q4[j+5]=%t_%q4[j+5]/n1*100};
    m=8;
    trpar;

    l=1;fy;
    for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j]=%t_%q4[j]*100/n1};
    #for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j+2]=%t_%q4[j+2]};
    #%t_%q4[5]=%t_%q4[5];
    %t_%q4[6]=%t_%q4[6]/n1*100;
    m=16;
    trpar;

    l=6;cz;
    for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j]=%t_%q4[j]*100/n1};
    #for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j+2]=%t_%q4[j+2]};
    m=24;
    trpar;

    l=4;xy;
    #for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j]=%t_%q4[j]};
    #for(j=1;j<=2;j+=1) {%t_%q4[j+2]=%t_%q4[j+2]};
    #if(%t_%q4[1]<1) {%t_%q4[1]=0};
    m=32;
    trpar;
ima1=0;ima2=0;imi=0;ize=0;iin=0;
};
};
```

```
%o=g;
g2=g;
calpar;
%o=d;
g2=d;
calpar;
```

Calcul mediilor pentru coordonatele punctelor esențiale și parametrii derivați

```
def medi {
    doc -t c:\origin\pltf\pltf2.otw;
    win -r %h med%o;
    win -i;
    win -a par%o;
    wo -s 1 0 g2 0;
    menu -e 3053;
    med%o_%q1=par%o_mean;
    med%o_%q2=par%o_sd;
    del par%o_mean;
    del par%o_sd;
    del par%o_se;
    wo -s 1 1 1 1;
    win -i;
};

def simi {
    doc -t c:\origin\pltf\pltf2.otw;
    win -r %h sim;
    win -i;

    sim_%q1=medg_%q1/medd_%q1;
    sim_%q2=1+abs(medg_%q2-medd_%q2)/(medg_%q2+medd_%q2);
    cum1=0;
    for(i=1;i<=6;i+=1) {
        cum1+=abs(1-sim_%q1[i])*sim_%q2[i];
    };
    for(i=9;i<=13;i+=1) {
        cum1+=abs(1-sim_%q1[i])*sim_%q2[i];
    };
    i=21;
    cum1+=abs(1-sim_%q1[i])*sim_%q2[i];
    for(i=35;i<=37;i+=1) {
        cum1+=abs(1-sim_%q1[i])*sim_%q2[i];
    };
    cum1/=15;
    sim_%q1[38]=1-cum1;
};

%o=g;
sum(%lp%o_col);
g=sum.n;
g2=g;
medi;
%o=d;
sum(%lp%o_col);
d=sum.n;
```



```
d2=d;
medi;
simi;
m1=0;m2=8;m3=16;m4=24;m5=32;
%r=parg;
doc -t c:\origin\pltf\tab01.otp;
win -r %h %r;
win -i;
%w=pard;
doc -t c:\origin\pltf\tab11.otp;
win -r %h %w;
win -i;
%p=medg;%n=medd;
doc -t c:\origin\pltf\tab21.otp;
win -r %h med;
win -i;
%m=sim;
doc -t c:\origin\pltf\tab31.otp;
win -r %h sim;
win -i;
```