

ADRIAN GAGEA

BIOMECHANICĂ ANALITICĂ

Prof.univ. dr. ing. ADRIAN GAGEA

BIOMECANICĂ ANALITICĂ

Bucuresti

2006

BIOMECHANICĂ ANALITICĂ

CONȚINUT

| | |
|---|----|
| I. MEMORATOR INTRODUCȚIV ÎN BIOMECHANICĂ | 7 |
| 1.1. Reprezentări grafice și compunere de vectori | |
| II. TRATAREA SISTEMICĂ A BIOMECHANICII | 17 |
| 2.1. Sistemul biomecanicii | |
| 2.2. Alte discipline științifice care studiază mișcarea, în afară de biomecanică | |
| 2.3. Scurt istoric al biomecanicii | |
| III. DESPRE UTILITATEA BIOMECHANICII ANALITICE | 26 |
| 3.1. Despre utilitatea biomecanicii analitice în sport | |
| 3.2. Despre poziția academică a biomecanicii | |
| IV. MIȘCAREA ÎN BIOMECHANICĂ | 28 |
| 4.1. Considerații generale despre mișcare | |
| 4.2. Mișcarea în cadrul contracției musculare | |
| 4.3. Mișcarea în practica biomecanicii | |
| 4.4. Mișcarea privită vectorial | |
| 4.5. Mișcarea inerțială | |
| V. MĂRIMI BIOMECHANICE DE BAZĂ | 39 |
| 5.3. Lexicul minimal al biomecanicii | |
| 5.2. Mărimi biomecanice de bază ireductibile | |
| 5.3. Mărimi biomecanice de bază reductibile | |
| VI. TEORIA FAZELOR EFORTULUI MUSCULAR | 43 |

| | |
|--|------------|
| 6.1. Fazele efortului muscular | |
| 6.1.1. Demararea efortului muscular | |
| 6.1.2. Efortul maximal al contracțiilor musculare | |
| 6.1.3. Efortul muscular de obosire | |
| 6.2. Privire de ansamblu asupra fazelor efortului muscular | |
| VII. BIOMECANICA PRINCIPALELOR CALITĂȚI MOTRICE | 49 |
| 7.1. Calitățile motrice | |
| 7.2. Biomecanica forței | |
| 7.3. Biomecanica vitezei | |
| 7.4. Biomecanica anduranței | |
| VIII. LEGILE BIOMECHANICII | 76 |
| 8.1. Legi împrumutate și legi propri ale biomechanicii | |
| 8.2. Legea conservării forței în demararea mișcării | |
| 8.3. Legea conservării puterii în eforturile maxime | |
| 8.4. Legea conservării energiei în eforturile obositoare | |
| 8.5. Privire de ansamblu asupra legilor biomechanicii | |
| IX. TIPOLOGIA CONTRACȚIILOR MUSCULARE | 91 |
| 9.1. Contracțiile izometrice | |
| 9.2. Contracțiile izotonice | |
| 9.3. Contracțiile izokinetice | |
| 9.4. Contracțiile auxotone | |
| 9.5. Pseudo-contracții sau mișcări excentrice cu suprasarcină | |
| 9.6. Supracontracții sau mișcări cu viteză supramaximală cu sarcină negativă | |
| 9.7. Considerații generale privind tipurile de contracții musculare | |
| X. TRANSMISIA MIȘCĂRII PRIN PÂRGHII ȘI LANȚURI CINEMATICE | 106 |

| | |
|--|------------|
| 10.1. Clarificări privind transmisia mișcării | |
| 10.2. Unele proprietăți mecanice ale structurilor biologice implicate în transmisia mișcării | |
| 10.2. Pârghiile | |
| 10.4. Pârghiile de gradul I | |
| 5.5. Pârghiile de gradul II | |
| 10.6. Pârghiile de gradul III | |
| 10.7. Lanțurile cinematice | |
| XI. ECHILIBRUL ȘI ALTE ASPECTE STATICE | 127 |
| 11.1. Generalități referitoare la echilibru | |
| 11.2. Echilibrul în biomecanică | |
| 11.3. Determinarea centrului general de greutate | |
| XII. ANALIZA MIȘCĂRILOR LOCOMOTORII | 140 |
| 12.1. Scopul demersului de analiză | |
| 12.2. Analiza biomecanică calitativă a mișcării | |
| 12.3. Analiza cantitativă a mișcării biomecanice | |
| XIII. ANALIZA BIOMECANICĂ COMPUTERIZATĂ A MIȘCĂRII | 149 |
| 13.1. Sistemele de achiziție a mărimilor biomecanice | |
| 13.2. Tehnica marcării luminoase a traiectoriilor | |
| 13.3. Afișarea rezultatelor achizițiilor computerizate de mărimi biomecanice | |
| 13.4. Interpretarea rezultatelor achizițiilor computerizate de mărimi biomecanice | |
| XIV. SINTEZA MIȘCĂRILOR LOCOMOTORII | 159 |
| 14.1. Sinteza ca instrument progresist | |
| 14.2. Conceptele metodelor de sinteză segmentară | |
| 14.3. Sinteza săriturii pe verticală fără flexie rapidă | |

PREFAȚĂ

Această carte este o replică la “*Biomecanica teoretică*”¹ de același autor apărută în 2002. Noua carte are trei capitole în plus și multe îmbunătățiri, iar prin concepția sa nouă este îndreptățită să se numească *Biomecanică Analitică*.

Biomecanica este și va rămâne o disciplină practică. Medicii o asociază anatomiei funcționale, iar inginerii o consideră o aplicație a mecanicii la bios.

Totuși, la o analiză mai profundă, se poate constata că miezul ei are o teorie proprie, care se detașează de mecanică și care nu necesită precizarea mușchilor sau structurilor participante la mișcare.

Probabil numai pentru un expert apare clar că o parte din cunoștințele teoretice expuse în această carte sunt originale; dar, oricine a mai citit o carte de biomecanică, poate, credem noi, să observe arhitectura originală a celei de față. Ramane de văzut dacă teoria fazelor travaliului muscular și legile biomecanicii, expuse încă o dată aici, vor rezista în timp, dacă biomecanica se va extinde și în zona motorului molecular ATP, dacă analiza miscării nu va deveni atât de computerizată încât soluțiile să fie oferite automat (fără să mai fie nevoie să știm, bunaoară, că, dacă viteza de depasare este constantă, rezultă cu necesitate o accelerație nulă). Oricum, îi dăm dreptate cunoscutului scientolog Karl Popper, care spunea: “Cei ce nu vor să-și supună ideile riscului de a fi respinse nu iau de fapt parte la știință” (Logica descoperirilor științifice).

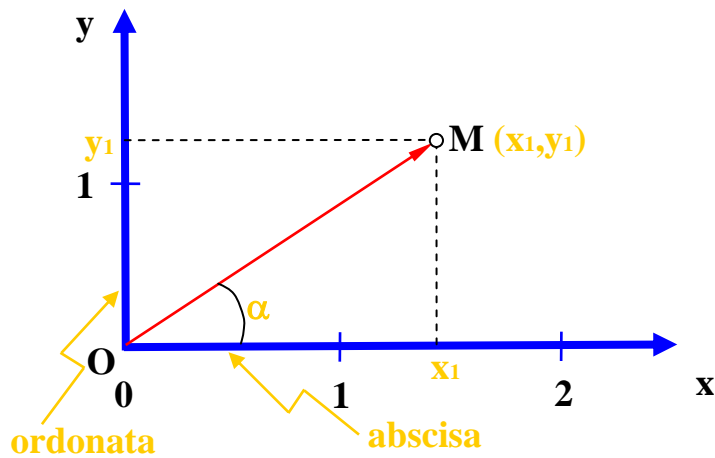
Ne exprimăm speranța că această scurtă incursiune în biomecanica analitică să fie folositoare și vom fi îndatorați celor care ne vor argumenta criticile lor.

¹ Gagea, A. – Biomecanică teoretică, Ed. Scrisul Gorjean, 2002

I. MEMORATOR INTRODUCTIV ÎN BIOMECANICĂ

1.1. Reprezentări grafice și compunere de vectori

- ▶ Reprezentarea unui punct în sistemul de coordonate rectangular (Cartezian):



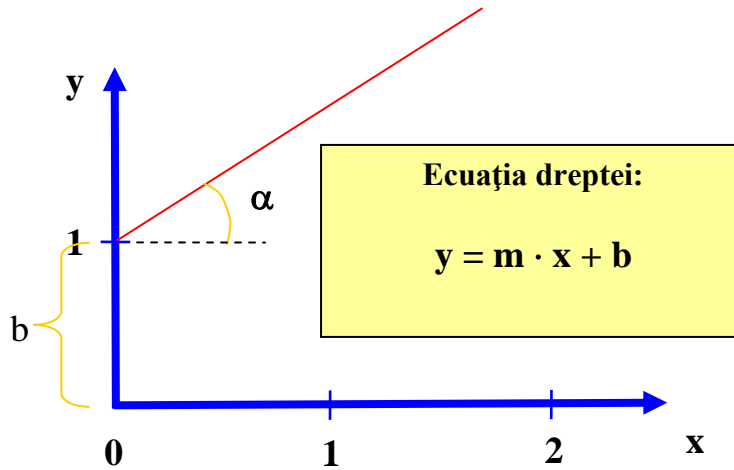
Punctul M are coordonatele: x_1 și y_1 ;

Lungimea vectorului $OM = \sqrt{x_1^2 + y_1^2}$;

Tangenta unghiului $\alpha = y_1 / x_1$;

Vectorul OM poate fi descompus pe direcția și sensul axelor în vectorii: Ox_1 și Oy_1

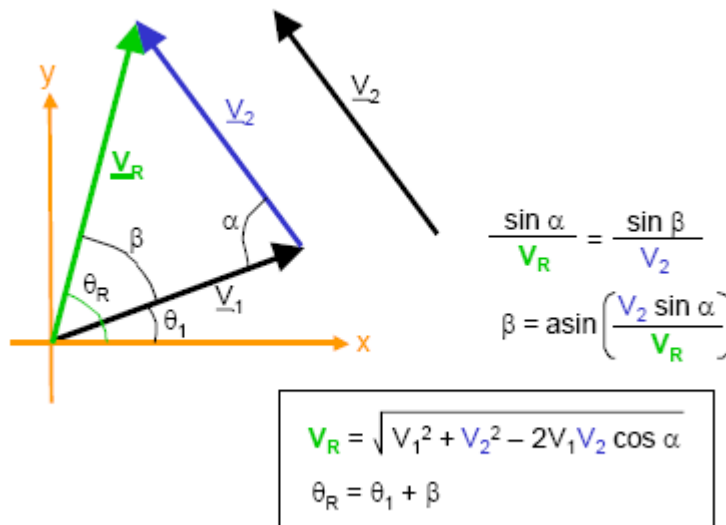
- Reprezentarea unei linii în sistemul de coordonate rectangulare



Măsura pantei (m) este derivata y în raport cu x , aproximativ $\Delta y / \Delta x$;
Intersecția dreptei cu ordonata este b

- Compunerea a doi vectori:

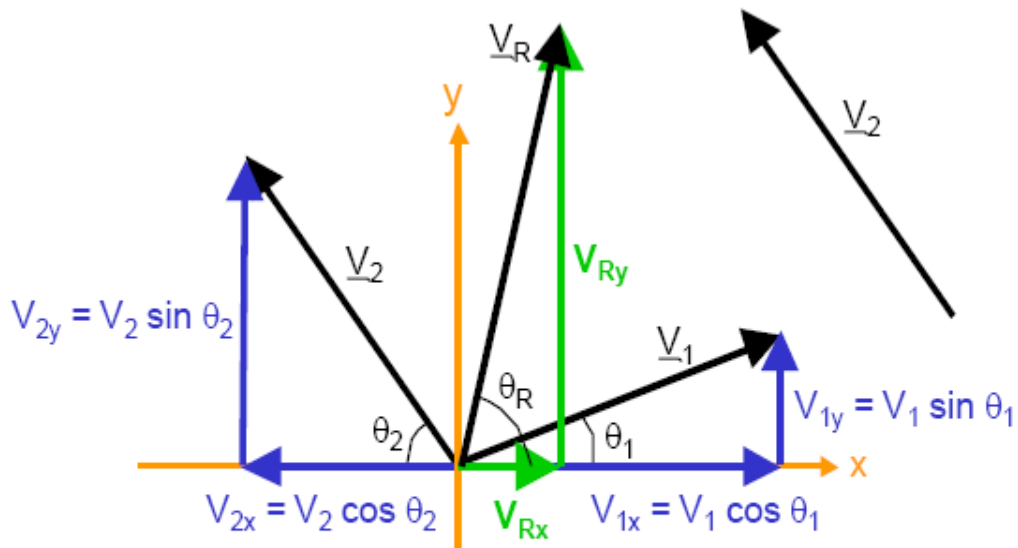
Soluție geometrică:



Vectorul V_1 și vectorul V_2 dau rezultanta V_R ;

Modulul vectorului este V_R și argumentul său θ_R

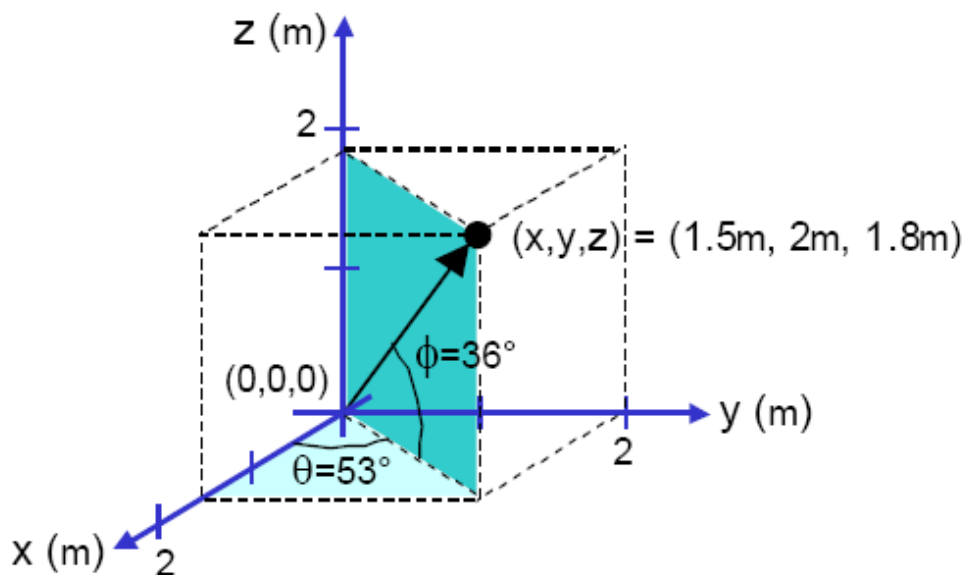
Soluție numerică în compunerea a doi vectori:



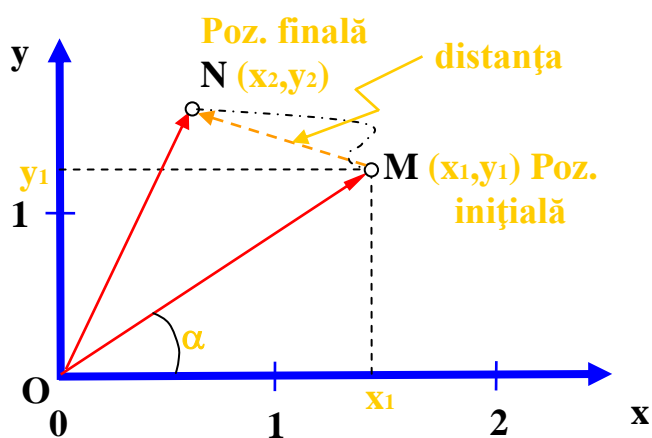
$$\begin{aligned} V_{Rx} &= V_{1x} - V_{2x} \\ V_{Ry} &= V_{1y} + V_{2y} \end{aligned}$$

$$\begin{aligned} V_R &= \sqrt{V_{Rx}^2 + V_{Ry}^2} \\ \theta_R &= \text{atan}(V_{Ry} / V_{Rx}) \end{aligned}$$

- Reprezentarea vectorială în spațiu cu trei dimensiuni:

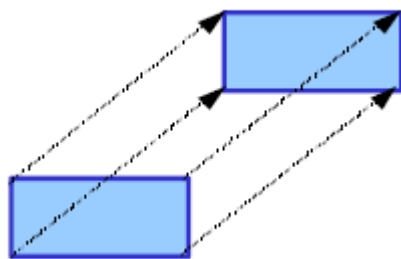


- Deplasarea din poziția inițială în cea finală:



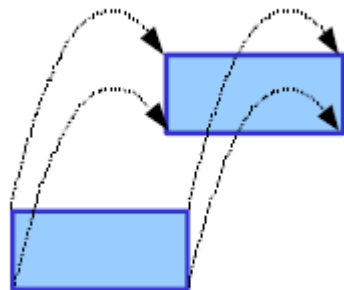
Distanța MN ;
Traiectoria – linia punctată

- Mișcarea de translație:



Translație rectilinie

Toate punctele se translează simultan și cu aceeași distanță

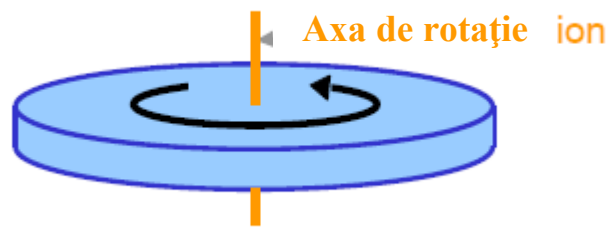


Translație curbilinie

► Mișcarea de rotație:

Toate punctele se rotesc simultan cu aceeași viteză unghiulară

Viteza tangențială este proporțională cu raza



► Procente:

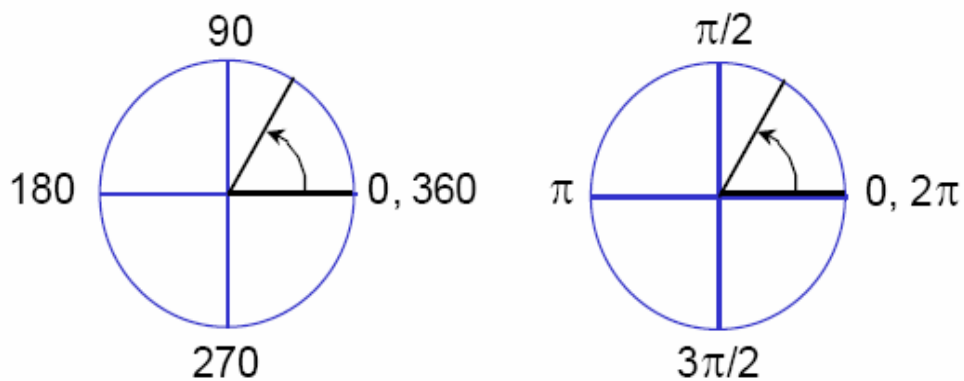
$$1\% = 1 / 100 = 0.01$$

$$3\% \text{ din } 60 = 3 \times 100 / 60 = 5$$

Variație (creștere) procentuală = (valoarea nouă – valoarea veche), totul supra valoarea veche;

Entitățile indivizibile (sportivi, pacienți etc.) nu se pot exprima statistic (de exemplu, media aritmetică) în fracțiuni de procente. În aceste cazuri se recomandă caracterizarea tendinței centrale prin *modulul* statistic, nu prin medie.

► Măsura unghiurilor:



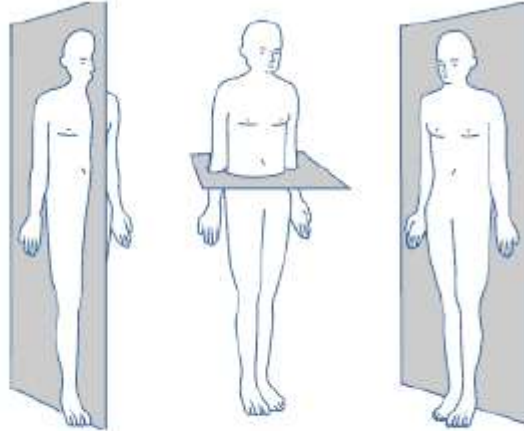
$$\theta(\text{ grade }) = (180/\pi) \times \theta(\text{ radiani})$$
$$\theta(\text{ radiani}) = (\pi/180) \times \theta(\text{ grade })$$

$$\pi = 3.14159$$

► Reprezentare anatomică a planurilor de mișcare:

Trei planuri perpendiculare împart masa corpului în părți egale:

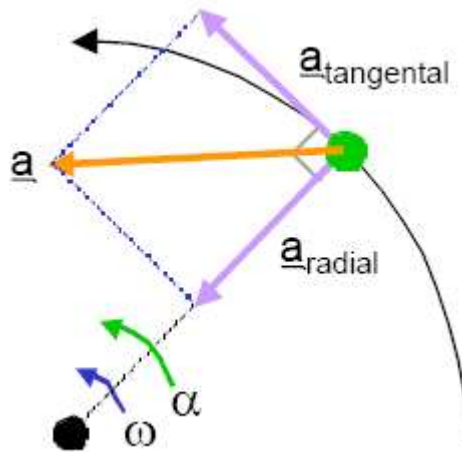
Sagital
împarte
mediolateral
(stânga – dreapta)



Frontal
împarte antero-
posterior
(față – spate)

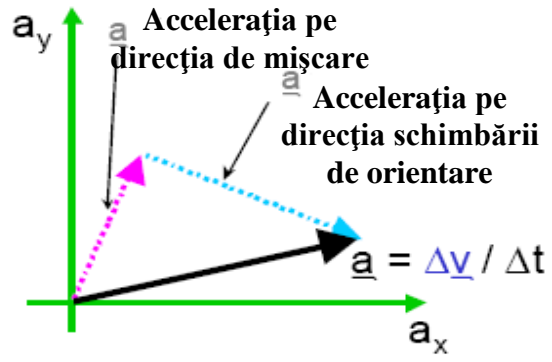
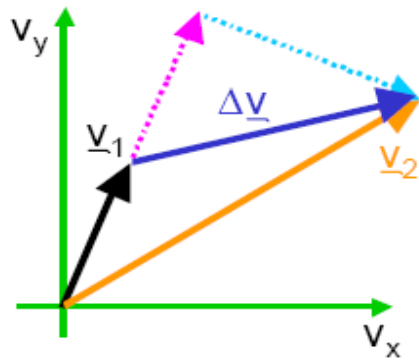
Transversal
împarte
superior – inferior

► Accelația în mișcarea de rotație:

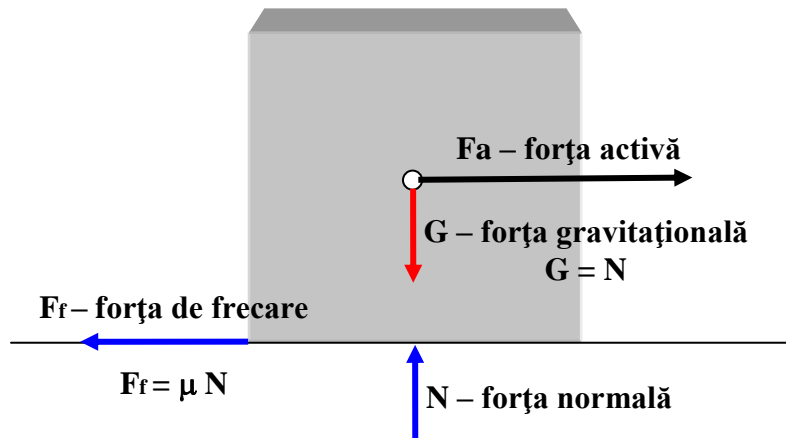


Accelația totală este egală cu suma dintre accelerația tangențială și cea radială

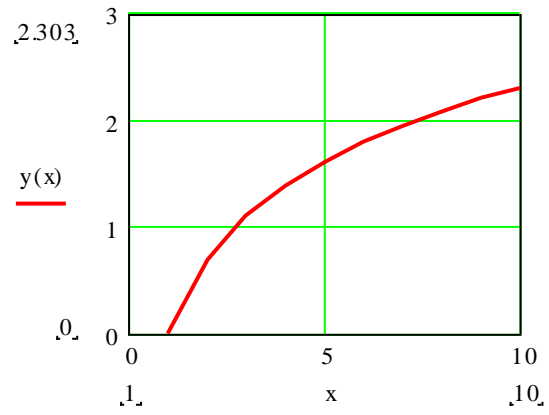
► Accelația în mișcarea cu schimbare de direcție:



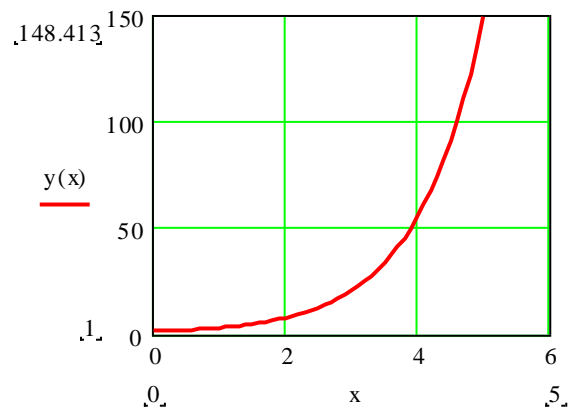
► Forța de frecare:



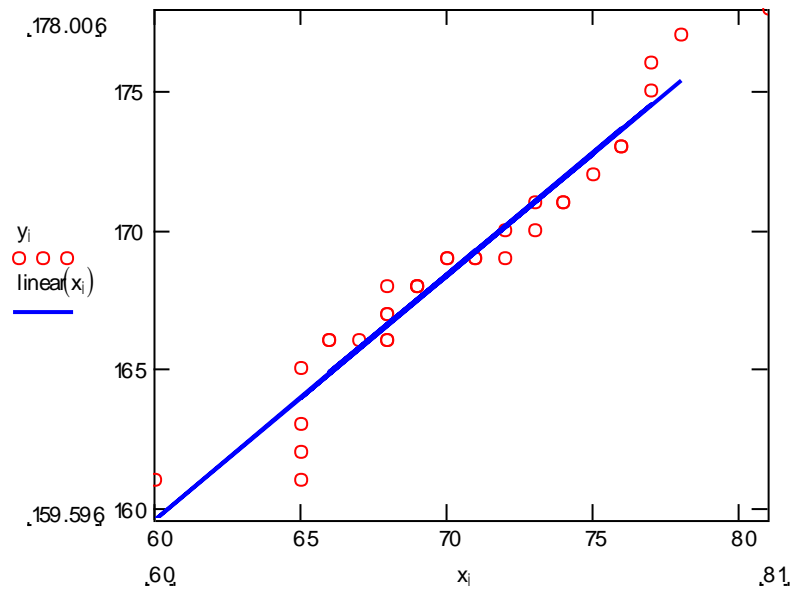
► Variație logaritmică:



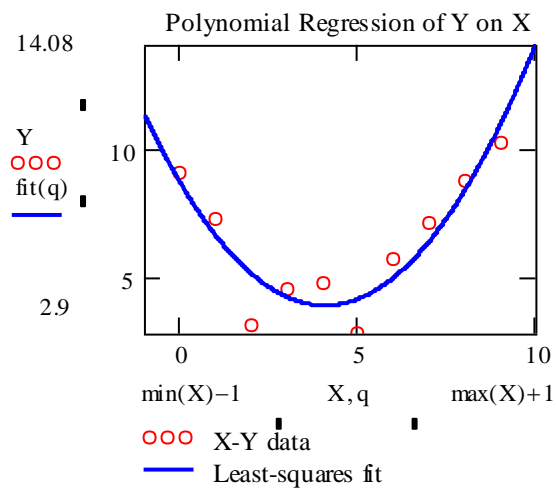
► Variație exponențială:



► Regresie (corelație) lineară:



► Regresie neliniară:



II. TRATAREA SISTEMICĂ A BIOMECHANICII

Biomecanica este o disciplină științifică sau o știință în devenire, care studiază mișcarea structurilor biologice, produsă în principal de forțele lor *interne*.

La om, aceste forțe interne sunt generate de tensiunile mecanice ale contracției musculare și sunt transmise prin tendoane, oase, umori și articulații, care acționează ca pârghii și lanțuri cinematice.

Adesea, la mișcare contribuie sau se opun (rezultând echilibrul) și alte forțe, *externe*, ca, de exemplu, forța gravitațională, forța centrifuga, forța inerțială etc.

Din punct de vedere etimologic, cuvântul "biomecanica" provine din limba greacă, unde "bios" înseamnă viața, iar "mehane" are înțelesul de mașină.

În general, se spune că biomecanica ar fi o știință, având ca obiect de studiu mișcarea materiei și a organismelor vii. După părerea noastră, biomecanica nu poate fi o știință, atâta timp cât nu are principii proprii și nici legi proprii validate.

Pe de altă parte, biomecanica nu studiază orice mișcare a materiei și organismelor vii, ci *numai deplasările care au ca principală cauză forțele interne ale sistemului în mișcare, iar ca efect, eficientizarea acestora*.

Mai sunt și alte motive, în afara de eficientizare, care ar putea justifica interesul pentru studiul biomechanicii. Unul dintre acestea ar fi simpla curiozitate, un altul - nevoia de extindere a cunoștințelor adiacente cu domeniul biomechanicii, și, în sfârșit, ar fi speranța de a găsi în această disciplină mijloacele concrete de creștere a capacității de efort și a performanței în competiții.

2.1. Sistemul biomechanicii

Reamintim că *sistemul este un concept (instrument) teoretic de simplificare a realului, elaborat în scopul facilitării cunoașterii (regula justificării) și format din cel puțin două entități (regula consistenței) netriviiale (regula observabilității) și o relație (regula consecvenței)*.

În cazul biomechanicii, sistemul primar, cel al cauzelor, proceselor și efectelor, este format din forțe interne și externe, procese de transmitere sau conservare și, respectiv, mișcarea sau echilibrul. Pe lângă mișcare și echilibru, biomechanica analitică mai consemnează efectul de deformare produs în țesuturile moi prin presiune fără deplasare și efectul de frânare în mișcările de cedare.

Acest sistem este și principalul instrument de cunoaștere al biomechanicii, pe lângă alte instrumente de studiu extinse la efectele mișcării (tehnica) sau la proveniența forței (convertorul muscular și controlul său nervos). Instrumentele

grafo-analitice, procedeele cinematice de sinteză sau de analiză, precum și modelarea logico-matematică, dacă se referă la mișcarea din sport, extind obiectul biomecanicii spre performanța sportivă, justificând astfel denumirea de *biomecanica sportului*. Dacă extinderea instrumentelor de studiu al biomecanicii se îndreaptă spre convertorul muscular, cu *feed-back*-urile (psiho) motorii, senzoriale, statokineze etc., atunci biomecanica aproape că se confundă cu *kinesiologia*.

Studiul mișcării nu are numai instrumente și mijloace diferite, ci și puncte de vedere diferite sau scopuri diferite. În biomecanică, interesul pentru studiul mișcării se focalizează asupra *eficienței mișcării*. În știință, atunci când se discută despre eficiență, trebuie precizată și referința sau reperul ei. Dacă vorbim de biomecanică sportului, atunci eficiența se raportează la execuția tehnică a unor mișcări, iar prin tehnică (dar și prin alte componente, ca de pilda tactica, strategia etc.) se ajunge la performanță sportivă. Rareori eficiența mișcării în sport se referă direct (și nu prin intermediul execuției tehnice) la economie energetică, la estetică sau la spectaculozitate. Oricum, nu trebuie pierdută din vedere nici grija pentru evitarea accidentelor sau diminuarea efectelor negative ale suprasolicitărilor biomecanice.

De aceea este bine, chiar de la început, să precizăm ca scopul biomecanicii este acela de a studia mișcarea din punctul de vedere al eficienței, raportată la performanță sau raportată la normalitate. Performanța la care ne referim este cea umană, în general, iar în particular, cea sportivă. La obținerea performanței contribuie o multitudine de factori, printre care cei psihici și fiziologici sunt foarte influenți și inseparabili de cei biomecanici. Normalitatea interesează kinetoterapia unde redobândirea mobilității articulare și a amplitudinii mișcării este unul dintre obiective. Raportarea la normalitate este și o practică a demersurilor biomecanice din zona patologică (cea a afecțiunilor congenitale, sechelelor, traumatismelor, disfuncțiilor etc.). Rareori scopul studiilor biomecanice se reduce doar la stoparea involuțiilor locomotorii, la integrarea ocupațională sau la diminuarea suferințelor (amputări, paralizii etc.).

Unii autori consideră că însăși mișcarea poate fi privită din trei unghiuri diferite: biomecanic, fiziologic și psihologic. Această poziție noi nu o împărtășim, scopul mișcării fiind altceva decât mișcarea ca scop. Am făcut această precizare pentru a justifica de ce biomecanica se deosebește de alte discipline care studiază și ele mișcarea, deci au un obiect de studiu comun, dar au puncte de vedere diferite asupra acesteia, scopuri diferite sau folosesc instrumente logice diferite.

În cele ce urmează, biomecanica este tratată *sistemic* (dar și sistematic), aceasta însemnând analiza și sinteza mișcării și echilibrului, procesele de transmitere și conservare a acestor efecte și cauzele lor, în special tensiunea mecanică generată de contracția musculară.

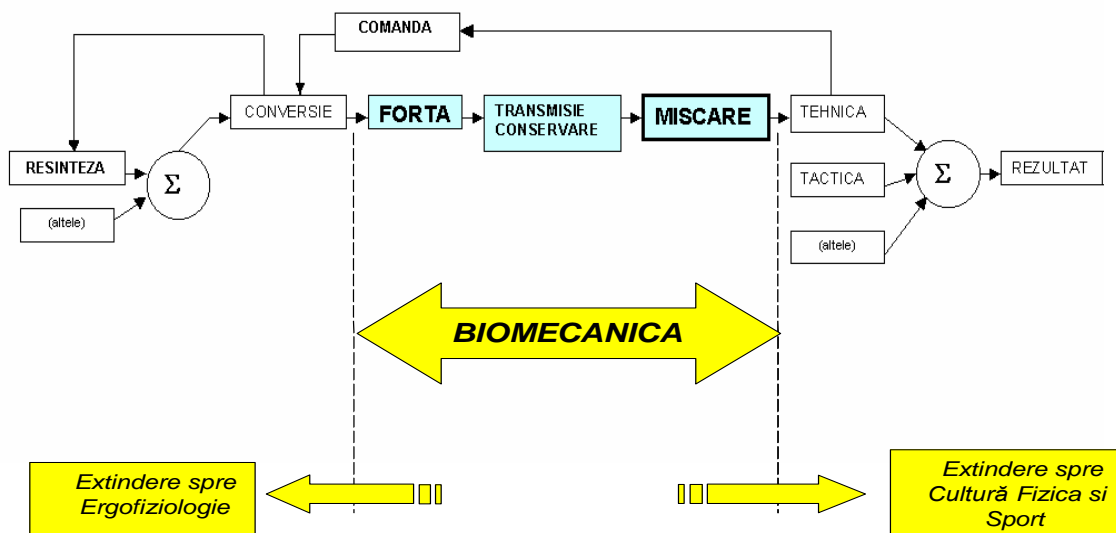


Fig.2.1. Sistemul disciplinei științifice biomecanica

2.2. Alte discipline științifice care studiază mișcarea, în afară de biomecanică

Insistăm asupra faptului că nu numai biomecanica are ca obiect de studiu mișcarea. Noi cunoaștem încă 16 discipline științifice care studiază mișcarea, dar, cum spuneam mai sus, o studiază din puncte de vedere diferite, cu scopuri diferite sau prin mijloace diferite.

Dintre acestea, biomecanica este confundată cel mai frecvent cu *anatomia funcțională* sau cu *anatomia descriptivă*, deoarece în biomecanică sunt necesare, adesea, precizări asupra structurilor participante la mișcare.

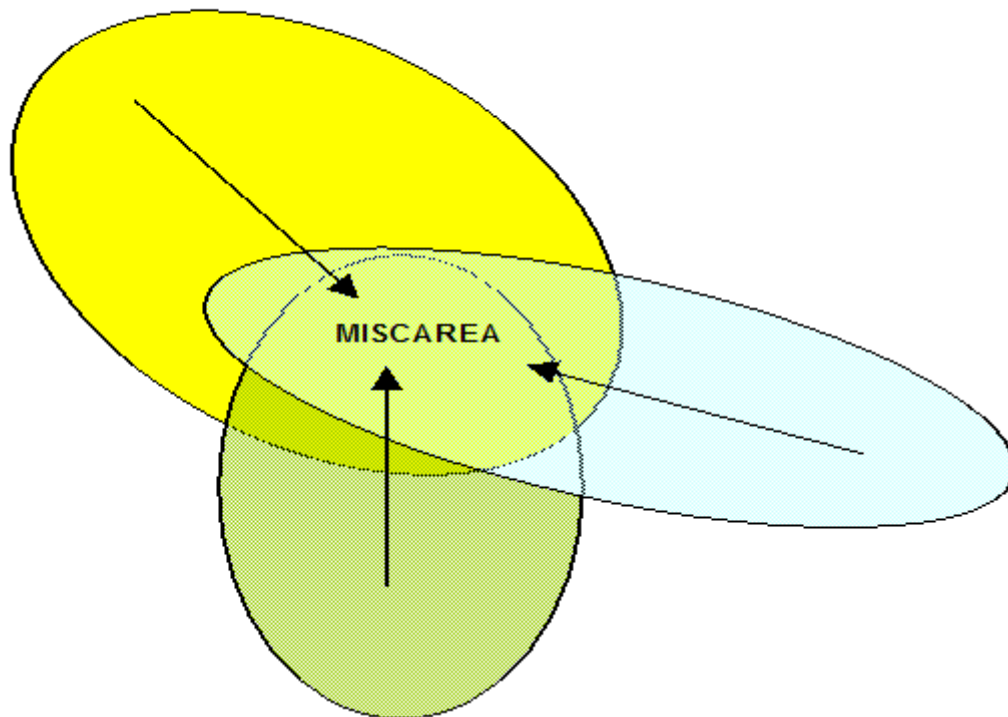


Fig. 2.2. Ilustrarea prin mușimi de elemente definitorii ale unor discipline științifice care studiază mișcarea

Atunci când se studiază, de exemplu, mișcarea unor segmente corporale în alergare, este foarte util să se menționeze și care sunt mușchii care generează această mișcare. De la descrierea mișcării și a structurilor biologice participante și până la descrierea structurilor unei mișcări este o diferență de proporții, ceea ce, de fapt, deosebește biomecanica de anatomia funcțională sau de cea descriptivă.

Este clar că biomecanica și anatomia funcțională se întrepătrund, dar nu se pot confunda; ar fi greșit și să se creadă că ele se suprapun, că nu ar avea poziții diferite de pe care se poate vedea unul dintre obiectele comune de studiu, adică mișcarea. Anomiile văd mișcarea de pe poziția din care primează structurile biologice, în timp ce biomecanica vede mișcarea de pe poziția în care primează eficiența mișcării.

O altă confuzie frecventă se întâmplă în cazul *mecanicii aplicate la bios* (în particular, la sportivi), când aceasta este considerată biomecanică. În mecanica aplicată la structurile biologice sau la ansamblurile sportiv-echipament, accesorii sau sporturi tehnice, punctul de vedere asupra mișcării este altul decât în biomecanică. La aceste discipline teoretice, forțele externe se află în centrul atenției, și nu cele interne, ca în cazul biomecanicii.

Un exemplu ar fi acela când corpul sportivului (prin centrul sau de greutate), în timpul săriturii, realizează o traiectorie de parabolă (datorită forței gravitaționale), indiferent de alte forțe provocate de contracțiile musculare din timpul zborului; un alt exemplu ar fi aplecarea trunchiului sportivului în timpul alergării pe turnantă, care este efectul contracțării forțelor centrifuge și este studiat de mecanică, nu de biomecanică. Este foarte adevărat, dacă se poate spune așa, că biomecanica se sprijină pe legile mecanicii, că le utilizează din plin, dar ar fi o greșeală, considerăm noi, ca biomecanica să fie confundată cu mecanica aplicată la *bios*, în particular la sportivi, adică în sport.

Multe dintre problemele mișcării în sport au soluții diferite din punctul de vedere al biomecanicii, față de cel al mecanicii aplicate (în sport). De altfel, o serie de considerente și legi din mecanică nici nu se pot aplica în biomecanică. De exemplu, în mecanică forțele apar și dispar instantaneu, pe când această teoretizare ar fi improprie, chiar nepotrivită, dacă ar fi aplicată la contracția musculară și la forțele sale. În mecanică, lipsa deplasării înseamnă lipsa lucrului mecanic și, implicit, a energiei consumate, pe când în biomecanică, lipsa mișcării (ca atunci când se menține nemișcată o greutate mare) înseamnă consum de energie musculară, înseamnă oboseală. În plus, proprietățile mecanice ale țesuturilor biologice nu pot fi întotdeauna simplificate prin modele mecanice, la care să se aplice legi, precum cele ale corpurilor elastice sau absolut rigide etc. Unele artificii ale mecanicii, precum cel al deformărilor infinitezimale ale forțelor fictive, nu sunt potrivite pentru biomecanică, fapt ce va fi argumentat în paragrafele următoare.

În continuare, vom prezenta și alte discipline științifice care studiază mișcarea, dar care, fiind vizibil diferite, nu se pot confunda cu biomecanica. În schimb, legăturile lor cu biomecanica fiind mai puțin evidente, cu toate că se interferează mai mult sau mai puțin cu ea, se poate afirma că nu sunt disjuncte. Prezentarea lor este, de fapt, o încercare de reliefare a diferențelor și asemănărilor, și nicidecum nu trebuie considerată o listă de definiții.

În mod succint, următoarele discipline științifice sau științe în devenire au, printre altele, obiect de studiu comun cu biomecanica (adică mișcarea), dar au puncte de vedere, scopuri sau mijloace diferite:

- *Kinantropologia*, ramură a antropologiei, care studiază mișcarea privită ca efect al tuturor funcțiilor biologice implicate. Mișcarea este extinsă și la grupuri sau mulțimi, primind și un caracter social;

- *Kinetoterapia*, unde mișcarea este studiată și utilizată ca principal mijloc de recuperare, reabilitare sau refacere după traumatisme, afecțiuni locomotorii etc. Studiul mișcării nu are ca scop performanța, ca în cazul biomecanicii, ci normalul habitual sau un minimum de pierderi ale abilităților motorii;
- *Kinetoprofilaxia*, unde mișcarea este studiată și utilizată ca mijloc profilactic, însemnând că vectorul de interes se află permanent în zona normalului (nu și în cea a patologiei, ca în cazul kinetoterapiei);
- *Kinesiologia*, sau “știința mișcării” (cum o numesc, în mod exagerat, unii autori) este, adesea, considerată sinonimă cu biomecanica. Noi credem că această disciplină științifică privește mișcarea din punct de vedere calitativ și fenomenologic, insistând asupra formei spațiale a ei, și are un rol mai mult didactic decât practic; spre deosebire de aceasta, biomecanica își concentrează atenția către performanța practică;
- *Ergonomia*, (ergon = munca, nomos = legi) unde mișcarea este studiată prin prisma eficienței sale profesionale, în sensul randamentului muncii fizice;
- *Ergofiziologia*, unde mișcarea este studiată ca mecanism fiziologic și ca procese biochimice;
- *Ergometria*, unde mișcarea este normată și standardizată după criteriul eficienței muncii fizice;
- *Biofizica*, unde mișcarea este studiată ca particularitate a *bios*-ului, cauzele ei fiind extinse în biochimie și bioenergetică. Tratatul sistemică a mișcării are un caracter discontinuu, apelându-se la subsisteme. Interesul pentru mișcare este focalizat spre elucidarea mecanismelor. Unii autori consideră că biomecanica este chiar o ramură a biofizicii;
- *Biocinetica* studiază fenomenele generate de mișcarea din *bios*;
- *Bionica* studiază, pe lângă alte fenomene, mișcarea senzorială din *bios* (în special locoțiția subspeciilor umane evaluate), cu scopul nedisimulat de copiere în domeniul tehnicii;
- *Robotica*, unde mișcarea din *bios* este studiată cu scopul înlocuirii sau automatizării ei prin dispozitive tehnice;
- *Anatomia funcțională* (comentariul în textul de mai sus), unde mișcarea este studiată din punct de vedere structural și cinematic;
- *Anatomia descriptivă* (comentariul în textul de mai sus), unde mișcarea este studiată din punct de vedere structural și geometric;
- *Orthopedia*, în special partea ei de mecanică a protezelor și a biomaterialelor, studiază mișcarea pentru a imita sau substitui mișcarea normală în cazul deficiențelor, disfuncțiilor sau amputărilor;

- *Mecanica aplicată la bios* (în sport, cosmonautica etc.) -comentariul în textul de mai sus-, unde mișcarea este studiată ca efect, în principal, al forțelor externe;
- *Cinematica aplicată la bios*, ca parte a fizicii, studiază traiectoriile și vitezele mișcării, fără să țină cont de cauzele ei, adică de forțele care o generează.

În acest context se mai poate discuta o eventuală apartenență a biomecanicii la științele consacrate, precum *antropologia*, *biologia*, sau chiar *fizica*. Antropologia, la fel ca și științele naturii, fiind ea însăși o metaștiință, include neîndoielnic mai multe științe și discipline științifice; dar acest fapt trebuie privit, mai degrabă, ca o apartenență la o familie și nu ca un grad de rudenie. În ceea ce privește biologia sau fizica, denumirea de biomecanică sugerează legături ascendente cu biofizica, adică cu partea “substanțială” a biofizicii.

Cultura fizică și sportul sunt, fără îndoială, domeniile științifice în care biomecanica s-a dezvoltat și în care are cele mai spectaculoase aplicații. Biomecanica, cultura fizică și sportul au evoluat împreună și, probabil, simbioza va dura încă multă vreme.

Mai trebuie menționat faptul că asocierea biomecanicii cu *iatrofizica* sau *iatromecanica* (pseudoștiințe care reduc *bios*-ul la mecanisme pur fizice sau chimice) ar fi o greșală imensă. Desigur că, în scopuri didactice, noi putem simplifica realitatea biologică până la modele mecanice sau chimice (cum ar fi convertorul muscular de energie), dar nu putem pierde din vedere caracterul eutrofic al evoluției “motorului” muscular, care, pe lângă uzură, mai produce și supracompensație.

2.3. Scurt istoric al biomecanicii

Se știe că primele relatări serioase despre ceea ce se consideră azi că este biomecanică le-a făcut *Aristotel* (384 -322 i. de Hr.), în tratatele sale despre părțile animalelor și mișcările lor.

Descrierea acțiunii unor mușchi, utilizând schițe geometrice, este uimitor de exactă, dar cel mai mult ne surprinde o referire la tehnica săriturii atleților: "...atleții vor sări mai departe dacă vor ține în mâini greutatea pe care le vor avânta în timpul săriturii"...

Vom reveni asupra acestei idei atunci când vom încerca să explicăm rolul maselor inerțiale în schimbările de viteză.

Extrem de cunoscut pentru principiile sale din hidrostatica, *Arhimede* (287-212 i. de Hr.) este și autorul unor studii despre mișcările înotătorului, studii care se

referă la o noțiune ce poate fi tradusă prin "centrul de gravitație" al corpului uman, având un inteles foarte asemănător cu cel din zilele noastre.

Probabil că nu surprinde pe nimeni că genialul artist al Renașterii, *Leonardo da Vinci* (1452-1519), a abordat în studiile sale, pe lângă atâtea subiecte din arta, tehnică și inventica, și mișcările corpului uman. El descrie anatomo-functional sinergismul unor mușchi, notând cu litere (pe vremea aceea puțini muschi aveau o denumire) fiecare muschi care participa la mers, sărituri, ridicare din șezând etc. Probabil că, încercând să îmbunătățească randamentul mișcărilor umane, Leonardo da Vinci imaginează legături cu corzi în zonele de inserție și de origine a unor mușchi. Schițele sale cu mecanisme de propulsie cu forța umană sunt celebre, atât ca expresie grafică, cât și ca dovadă a intuiției geniale și a înțelegerii principiilor mecanicii în acea vreme. Unele dispozitive de dezvoltare a calităților motrice din zilele noastre se aseamănă uimitor de mult cu schițele lui.

Toate studiile remarcabile de biomecanica consideră că tratatul "*De motu animalium*" al lui *Alfonso Borelli* (1608-1679) este o lucrare de referință. Borelli a demonstrat că oasele și segmentele corporale sunt, de fapt, niște pârghii acționate de mușchi, conform unor principii mecanice. El a introdus notiunea de rezistență a aerului și a apei și a făcut bilanțuri energetice ale mișcărilor umane în mod corect, cu toate că explicațiile sale par astăzi naive: "...reacția spiritului cu substanța din mușchi produce o fermentație care duce la contracție..."

Se cuvine să amintim și lucrarea lui *Nicolas Andry* (1658-1742), care numește și definește, în chiar titlul sau, *Orthopedia* că "arta de prevenire și corectare a deformațiilor corpului copilului"...

Oricât de scurt ar fi un istoric al biomecanicii, contribuția lui *Isaac Newton* (1642-1727) nu poate fi omisă; puțini fizicieni știu, însă, că celebrele sale legi au fost ilustrate de chiar autorul lor și prin analogie cu aruncarea discului, în afara exemplificărilor îndeobște cunoscute.

O altă lucrare care, după parerea noastră, nu trebuie omisă, este *Kinesiologia* lui *Arthur Steindler* (1878-1959), în care autorul a sistematizat pentru prima oară metodele și mijloacele de studiu ale mișcării.

În ultimele decenii biomecanica s-a dezvoltat și extins datorită creșterii interesului pentru sportul de performanță, pentru soluții ale reabilitării și ameliorării în cazurile de patologie congenitală, ale refacerii post-traumatice, ortopedie etc., precum și pentru copierea tehnică a unor mecanisme și efecte din *bios*.

Studiul biomecanicii a devenit din ce în ce mai organizat și cooperant cu alte discipline. Au apărut organisme și societăți internaționale, ca, de exemplu, Societatea Internațională de Biomecanică (ISB), fondată în 1973 la Pennsylvania, USA (la care autorul acestor rânduri a avut onoarea și privilegiul de a fi fost membru, încă de la început), Societatea Internațională de Biomecanică a Sportului, Societatea Europeană de Biomecanică și altele. În scurt timp, prin sinergizarea

internațională a preocupărilor și prin interdisciplinaritate, aceste societăți au câștigat un prestigiu de necontestat. S-au creat, astfel, facilități de schimburi de informații de specialitate prin publicații periodice, într-un climat cooperant și concurențial, ca de pildă: Journal of Biomechanics, the Journal of Applied Biomechanics, Clinical Biomechanics and the Journal of Electromyography and Kinesiology etc. Alte oportunități de promovare a biomecanicii, de confruntare științifică le-au constituit congresele și simpozioanele anuale ale societăților respective. De exemplu, calendarul manifestărilor științifice anuale de biomecanică este impresionant de bogat și poate fi elocvent pentru imensul interes al specialiștilor în aflarea noutăților științifice și, adăugăm noi, al firmelor comerciale (infiltrate), producătoare de instalații aplicative și aparatură de cercetare în biomecanică.

Diversificarea și reunificarea sunt tendințe istorice firești ale oricărei discipline științifice, și nu ar trebui să ne mire apariția unor biomecanici “noi”, ca, de exemplu, a genunchiului, a umărului (și de ce nu, a celui stâng!) etc.

Importantă, subliniem noi, este o altă tendință a biomecanicii contemporane, aceea de identificare a propriei personalități, de încercare a statutului de știința de sine stătătoare, cu principii, legi și reguli proprii.

III. DESPRE UTILITATEA BIOMECHANICII ANALITICE

3.1. Despre utilitatea biomechanicii analitice în sport

Cunoștințele de biomecanică în sport sunt utile, evident, specialiștilor din domeniu, probabil cel mai mult antrenorilor și medicilor sportivi. Menționăm, totuși, ca ele pot fi utile, prin analogie, și în alte domenii, cum ar fi în ortopedie, kinetoterapie, aeronautică, cosmonautică etc.

Specialiștii din domeniul sportului pot utiliza aceste cunoștințe pentru:

- ameliorarea randamentului procesului de creștere a capacității de efort, fie prin mărirea depozitelor energetice sau a debitului energetic (puterea musculară), fie prin prelungirea duratei efortului;

- valorificarea la maximum în competiții a capacității de efort, fie prin adaptarea tehnicilor la caracteristicile somatice și funcționale ale sportivului, fie prin elaborarea de soluții noi;

- îmbunătățirea criteriilor de selecție primară pentru sportul de performanță, fie prin compensarea caracteristicilor, în anumite limite, fie prin reorientarea către alte ramuri sportive a selecționabililor;

- individualizarea soluțiilor de pregătire sportivă, având în vedere echifinalitatea acestora în performanță; spre exemplu, un atlet cu forță relativ mică, dar cu viteza mare, poate obține aceeași performanță la aruncarea greutății cu un altul, care dispune de o forță mai mare, dar are o viteză relativ mai mică decât primul. Această realitate presupune, deci, și soluții de pregătire individualizate;

- exploatarea la maximum, în folosul performanței, a unor aptitudini predominant genetice, cum ar fi mobilitatea articulară, elasticitatea musculară, anumite raporturi de lungime ale segmentelor corporale etc.

În fine, ținem să subliniem în mod cu totul special rolul și importanța cunoștințelor de biomecanică, pe care medicii sportivi le pot utiliza în traumatologia sportivă. Cunoașterea și studierea din punct de vedere biomecanic a modului de producere a diferitelor accidente, leziuni, rupturi musculare sau osoase etc. joacă un rol extrem de important în evitarea și prevenirea acestora. De asemenea, recuperarea și terapia în aceste cazuri sunt mult ameliorate dacă se cunosc nu numai cauzele biomecanice ale accidentelor, ci mai ales efectele unor soluții recuperatorii care limitează mișcările (proteze, gipsuri, dispozitive de fixare

sau întindere etc.). Acestea, folosite în mod neadecvat, pot produce efecte secundare grave.

Este inutil să insistăm asupra faptului că și ortopedia și kinetoterapia (aplicate în special pe deformațiile induse de practicarea unor sporturi) ar avea numai de câștigat, dacă ar fi susținute de o bună cunoaștere a biomecanicii.

3.2. Despre poziția academică a biomecanicii în sport

Cunoștințele de biomecanică în sport pot proveni din observarea mișcărilor în acest domeniu. S-a întâmplat de multe ori ca specialistul, adică cel care ar fi trebuit să ofere soluții noi în performanță, să fie pus în situația incomodă de a explica unele stiluri sau tehnici noi de mișcare ale unor performeri, fără să fi fost capabil măcar să le prevadă, nicicum să le elaboreze teoretic (așa cum s-a întâmplat în cazul săriturii cu spatele la ștachetă, în așa-numitul stil "*Fosbury*" - după numele săritorului în înălțime american care l-a inventat și folosit prima oară; acest stil aduce un câștig în înălțime de 20-30 cm față de celelalte tehnici cunoscute).

Nimic nu ne împiedică, însă, să credem că este posibil ca acest stil să nu fie cel mai bun și că trebuie căutat un altul, adică o altă sursă biomecanică de ameliorare a performanței. Cu alte cuvinte, sursele biomecanice de ameliorare a performanței nu sunt de neglijat, deși, în general, sursele biochimice și metodice sunt mai bogate.

Studierea teoretică a principiilor, legilor și relațiilor dintre mărimile fundamentale aplicate în biomecanică poate conduce la elaborarea de modele logico-matematice, al căror comportament simulat (în special pe computere) să poată oferi informații științifice noi, cu condiția ca acest comportament să se realizeze și în practică. Cu alte cuvinte, trecerea unei ipoteze la rangul de teză depășește stadiul de confirmare a ipotezei și, deci, necesită demonstrația.

În fine, cercetările experimentale cu mijloace senzoriale, ca de pildă măsurarea unor spații, viteze, forțe etc., pot conduce în mod comparativ (prin referire la anumite repere logice sau statistice) la etichetarea prestației sportive din punct de vedere biomecanic.

Suntem de părere că poziția academică a biomecanicii trebuie să depășească forma de diagnoză și prognoză a traumatismelor din sportul de performanță și că este timpul să-și aducă o contribuție mai substanțială la tezaurul de cunoștințe despre performanța umană, în general, și performanța sportivă, în special.

Pe de alta parte, performanțele actuale ale computerelor deschid noi căi de studiu al mișcării biomecanice. Simulările pe computer ar putea aduce noi informații despre controlul și reglajul mișcărilor, ca și despre limitele fiziologice și de rezistență ale materialelor biologice.

IV. MIȘCAREA ÎN BIOMECHANICĂ

4.1. Considerații generale despre mișcare

Mișcarea este un subiect de discuții aprinse încă din antichitate. De pildă, Aristotel spunea că, în mișcarea de cădere, “corpurile grele cad mai repede”. Se știe că afirmația este falsă; adevărul științific privind căderea corpurilor contrazice această percepție aparentă a lui Aristotel, în care suprafeței corpului și rezistenței mediului nu li se acordă rolurile pe care le au. S-ar putea ca Aristotel să se fi referit la energia cinetică sau poate să fi folosit verbul “a cădea” în sensul dezvăluit de Lucrețiu, acela de înaintare printr-un mediu rezistent.

Nu încercăm acum să trecem în revistă toate sensurile istorice ale noțiunii de mișcare; intenția noastră este de a sublinia faptul că mișcarea este un fenomen foarte complex, în ciuda aparenței. Unii autori de prestigiu acordă mișcării rolul primordial, acela care a determinat apariția timpului, iar alții echivalează mișcarea cu însăși viața. Chiar dacă pentru o aplicație modestă, așa cum este biomecanica, mișcarea poate fi definită dezarmant de simplu, fenomenul mișcării, în sens filosofic, rămâne încă un subiect controversat. Mișcarea este o cauză sau un efect? Cine ar putea spune că mișcarea, ca formă existențială a materiei, este o teză și nu o ipoteză?

Continuăm să apelăm la ideile unor gânditori celebri, fără ca aceasta să fie o incursiune în istoria filosofiei, ci doar o intenție de a-i îndemna pe cititori la reflecții proprii. Astfel, Galileo considera că mișcarea de cădere este uniform accelerată, viteza finală fiind, în acest caz, proporțională cu pătratul timpului. Aristotel spunea despre mișcarea uniformă că aceasta necesită acțiunea constantă a unei forțe (impetus), ceea ce este fals. Ce să mai vorbim despre inerție, care aproape în toate cărțile de fizică este considerată în exclusivitate un atribut al corpurilor? Rareori inerția este raportată la agentul mișcării și nu la corpul mișcat.

Reamintim că inerția, așa cum a fost ea enunțată axiomatic de Huygens, reluând aproape integral definiția dată de Descartes, și ridicată la rang de primă lege a mecanicii de către Newton, pare a fi proprietatea oricărui corp de a-și menține starea de repaus sau de mișcare în linie dreaptă, în afara situațiilor când corpul este supus unor constrângeri.

Încercând să sintetizăm esențialul, rezultă că o definiție riguroasă a mișcării face apel la expresii pretențioase, și că, oricum, ne obligă să ne referim la *genus proximus*. Aceasta înseamnă că trebuie să facem o scurta incursiune în filosofie.

Din punct de vedere existențial, se știe destul de bine că materia, în formele sale modale de substanță, energie și plasmă se modifică, se schimbă, se transformă etc., adică *se mișcă*. Punctul de vedere ontic al mișcării este, după parerea noastră, entropia energetică, iar punctul de vedere gnosic este entropia informațională. Noi considerăm că mișcarea este un atribut al materiei, și nu o forma existențială a ei.

4.2. Mișcarea în cadrul contracției musculare

În ceea ce privește contracția musculară, energia cinetică a segmentului corporal sau a întregului corp provine, în principal, din conversia energiei chimice a proceselor acto-miozinice. Reamintim și subliniem faptul că numai ATP și în mică măsură ADP produc energie, iar procesele anaerobe sau aerobe care însoțesc contracția se referă numai la resinteza ATP, nefiind surse directe de energie.

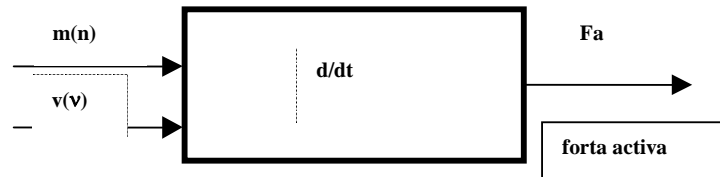
La nivel celular, indiferent de tipul de celule al oricărui organism, sinteza ATP se bazează pe efectul de motor de rotație pe care-l produc protonii atașați transportorilor prin membranele mitocondriale. Recent (în anul 2001), o echipă de cercetători de la Universitatea Keio din Yokohama, utilizând tehnologia nanometrică de atașare a unui coloid de aur rotorului motorului molecular, a putut vizualiza efectul de rotație al moleculelor macroergice. Experimentul a scos la iveală faptul că modelul de rotație este un multiplu de 30 de grade, fiecare pas însemnând eliberare de ADP sau AMP. Rezultă, ceea ce este nou pentru știință, că ATP este în echilibru cantitativ cu ADP și AMP, însemnând că părțile sunt interconvertibile cu un consum mic de energie și că resinteza este un proces invers de răsucire cu 90 de grade.

Probabil că, în viitorul apropiat, studierea motorului molecular al ATP va aparține biomecanicii; deocamdată interesează în mică măsură modul de producere a forței nete care scurtează lungimea fibrei musculare, în schimb, interesează cu precădere operatorul mărimilor mecanice care generează această forță. Indiferent dacă se pleacă de la tensiunea electrochimică sau de la diferența de potențial electrostatic, se ajunge la mărimile de bază ale biomecanicii, prin intermediul masei musculare puse în mișcare. În cadrul acestui proces se cuvine să amintim că mișcarea masei musculare este dependentă de recrutarea temporo-spațială a sinapselor (n) și de frecvența vibrațiilor (v) comandate neuromuscular.

Pentru a explica contracția izometrică, unde deplasarea lipsește, este important de precizat faptul că vectorul de viteză din cadrul vibrațiilor de întrepătrundere ale filamentelor de actină și miozină își schimbă periodic sensul, iar rezultanta este nulă. În acest caz, viteza vectorială pozitivă, ca o consecință a învingerii forței rezistive, înseamnă mișcare concentrică, iar cea negativă are înțeles de mișcare excentrică, de cedare.

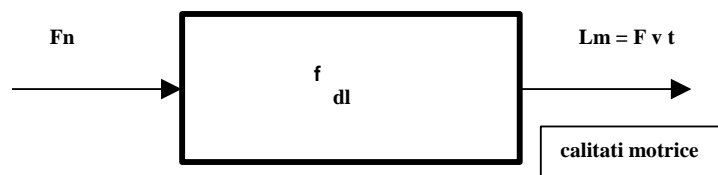
Vibrațiile de care vorbim sunt de un tip special, de relaxare (nu sunt armonice), prin urmare nu se pot aplica analize spectrale *Fourier*; ele reprezintă, în sens filosofic, după părerea noastră, trecerea bruscă de la *bios* la *mecanică*. La analiza rezultantei vitezei se pot lua în considerare cel mult mărimi combinate, cum ar fi coeficienții de umplere.

În prima fază a conversiei energiei chimice în energie mecanică, operatorul mărimilor mecanice care generează forța este unul de derivare, de variație rapidă:



Diferența dintre forța activă și cea rezistivă se numește forță netă. Forța netă, dacă este pozitivă produce mișcarea.

Lucrul mecanic efectuat de mușchi (la nivel local) este efectul forței nete care acționează pe distanța de contracție:



Rezultă că mușchiul în contracție dezvoltă trei calități motrice de bază - forța, viteza și rezistența -, al căror produs este o constantă individuală, la fel ca și structura acestora.

4.3. Mișcarea în practica biomecanicii

Reamintim că înțelesul cuvântului *mișcare* este foarte vast, cu toate că pare foarte simplu să recunoaștem mișcarea în jurul nostru sub formă de variație, schimbare, transformare, modificare etc.

În practica biomecanicii, putem spune că mișcarea se reduce la forma sa cea mai evidentă: *deplasarea*. Deplasarea reprezintă o viziune aparte a mișcării, care îmbină principala caracteristică a biologiei speciilor evoluate, *contractia musculară*, cu principala caracteristică a mecanicii terestre, *spațiul*.

În cele ce urmează, din respect pentru tradiție și pentru o mai mare simplitate, ori de câte ori nu vom face alte precizări, prin mișcare se va înțelege deplasarea în

spațiul euclidian (într-un sistem de axe rectangulare) a unui corp material sau convențional (punct care concentrează fictiv masele sau greutatea).

Așadar, mișcarea biomecanică este o *deplasare*, o schimbare de poziție. Pentru a elimina tautologia din această definiție este nevoie să facem apel la o succintă comparație între mărimile de bază ale mecanicii și cele ale biomecanicii. Astfel:

- Timpul fizic este o mărime continuu crescătoare. Noțiunea de bază a biomecanicii extrasă din timpul fizic este *durata*. Durata (notată t) este diferența dintre două momente din scurgerea continuă a timpului și are întotdeauna valoare pozitivă. Conform Sistemului Internațional de Măsură (S.I.), durata se măsoară în secunde (abreviate s și nu "sec.");
- Spațiul fizic euclidian este utilizat în biomecanică prin noțiunea de *poziție*. Poziția unui corp material, fie acesta un segment corporal sau organismul întreg, este apreciată cel mai frecvent prin coordonate rectangulare x, y, z față de un sistem de referință prestabilit. Diferența a două poziții este o lungime sau un spațiu (S) propriu-zis. Succesiunea de spații reprezintă o *traietorie*, iar cel mai scurt spațiu dintre două poziții este o *distanță*;
- În biomecanică, corpurile materiale au întotdeauna un volum și o densitate a materiei din acel volum, ca atare au masă. Masa gravimetrică este o măsură a forței cu care pământul atrage corpurile materiale. *Greutatea* (G) din biomecanică este un produs dintre masă și accelerația gravitațională ($g = 9,81 \text{ m/s}^2$, în medie). Ea este, prin urmare, o *forță*. Greutatea unui sportiv, de exemplu, se măsoară uzual în kgf, dar corect ar fi să se utilizeze unitatea S.I. numită Newton (N). Un kgf este egal cu 9,81 N, ca atare un sportiv care cântărește 70 kg (kgf) are o greutate de 687 N.

Revenind la mișcarea biomecanică, putem face acum precizarea că *mișcarea biomecanică este o deplasare observabilă (de o anumită durată) dintr-o poziție în alta a unei greutăți (corp sau segment corporal)*. Prin urmare, mișcarea biomecanică utilizează noțiuni concrete, are o durată (nu este instantanee), se referă la un corp real având volum și densitate (nu ipotetic), aflat în spațiul euclidian gravitațional (viteze terestre).

Se poate observa că în spatele acestei definiții se află atât considerentul geometric, cât și cel cinematic sau dinamic al mișcării. În ceea ce privește procesul de transmisie și conservare (legate inseparabil de mișcare), se aplică legile mecanicii clasice, iar în ceea ce privește forța, se aplică legile biologiei referitoare la conversia energiei chimice în energie mecanică.

Mișcărilor naturale ale omului, mersul, alergarea, săriturile, aruncările etc. au fost completate în cultură fizică și sport cu mișcări atipice, specifice fiecărui exercițiu fizic sau sport. Astfel, în cultură fizică și sport se disting gesturi motrice,

acte motrice și exerciții de motricitate, toate fiind forme de mișcare corporală sau segmentare orientate spre un scop, de regulă creșterea capacității de efort fizic. Când exercițiile sunt orientate spre un scop al educației fizice și sportului, atunci acestea devin mijloace. De fapt, toate exercițiile educației fizice și sportului sunt mijloace, dar nu toate mijloacele sunt exerciții (după cum se știe, în educație fizică și sport se utilizează și alte mijloace, cum ar fi cele pedagogice, psihologice etc.).

Mișcarea în biomecanică, deși se bazează în mare parte pe concepte idealizate din cinematică, are un înțeles particular, întrucât face apel și la concepte împrumutate din biologie și educație fizică și sport.

Mai reamintim că cinematica este partea fizicii care studiază geometric mișcarea, apelând la noțiunea de vector și la alte concepte idealizate, precum punctul material. Dacă se ia în considerare și cauza mișcării care este o forță, atunci mișcarea fizică este studiată de dinamică.

Mișcările din biomecanică se clasifică după mai multe criterii; unele sunt împrumutate din mecanică (mișcarea de translație, de rotație și cea combinată – elicoidală), altele sunt preluate din anatomia descriptivă (mișcările de flexie, extensie, aducție, abducție, cele referitoare la planuri convenționale - sagital, frontal sau transversal) etc.

Specific pentru biomecanică este împărțirea mișcărilor în mișcări concentrice sau excentrice (referitoare la sensul de acțiune al contracției musculare) și în mișcări simple sau complexe, supuse fie sintezei, fie analizei (ambele demersuri putând fi atât calitative, cât și cantitative).

4.4. Mișcarea privită vectorial

Vectorul este o noțiune creată artificial pentru a sintetiza ideea că unele mărimi fizice, pe lângă magnitudine (mărime), au direcție și sens. Probabil că vectorii au apărut prima dată în navigație, unde, pe lângă o distanță (de exemplu, 5 km), mai trebuia precizată și direcția (cum ar fi 5 km nord). Vectorii se reprezintă grafic prin săgeți, având un punct de aplicație, o lungime proporțională cu magnitudinea și un sens pe direcția corpului săgeții, indicat de vârful ei. Simbolic, vectorul se reprezintă printr-o linie, cu sau fără săgeată, suprascrisă unei litere sau abrevieri.

Spațiul, viteza, accelerația, forțele sunt vectori, iar mărimi precum masa, puterea, energia sunt scalări (având numai magnitudine).

Vectorii se compun după reguli geometrice, cum ar fi, de exemplu, regula paralelogramului. Prin astfel de reguli se obține un vector rezultat, sau, pe scurt, o rezultată, care înlocuiește efectele combinate ale vectorilor componenți.

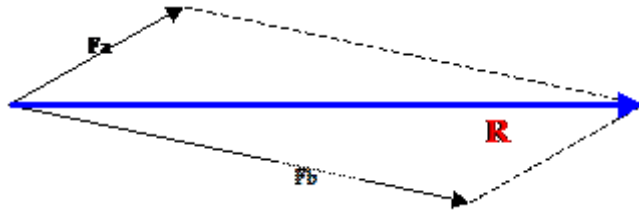


Fig. 4.1. Ilustrarea compunerii vectorilor.
 Rezultanta R este o forță fictivă care înlocuiește acțiunea forțelor F_a și F_b .

Ilustrarea cea mai sugestivă este cea de compunere a două forțe care acționează vectorial, adică pe direcții diferite.

Forța este cauza mișcării. De altfel, întreaga fizică clasică se bazează pe principiul conform căruia un corp își păstrează mișcarea atâta timp cât asupra sa nu acționează o forță care să i-o schimbe.

Referitor la forță, este de remarcat faptul că nici un fizician sau alt om de știință nu a măsurat încă forța, ci numai efectele ei (în special deformarea și deplasarea). De aceea, dicționarele de prestigiu definesc forța foarte vag, ca, de exemplu, *Oxford Dictionary*: "Forța este cauza tuturor efectelor".

În ceea ce privește contracția musculară, caracterizată prin deplasarea relativă a unor segmente corporale (deci un efect mecanic), cauza este un potențial electrochimic sau electrostatic, în orice caz o cauză de altă natură decât cea mecanică, alta decât aceea cunoscută sub forma măsurii ei ($F = ma$).

4.5. Mișcarea inerțială

Conform cunoștințelor clasice, orice corp tinde să-și continue mișcarea în linie dreaptă sau să rămână în repaus, în afara situațiilor când este supus unor constrângeri. Această proprietate a corpurilor se numește *inerție*. Unii autori consideră că forța inerțială se opune agentului, nefiind o proprietate a corpului material. Primele relatări convingătoare despre inerție se cunosc de la Galileo; urmează apoi Descartes, care aduce completări referitoare la constrângeri, iar Newton formulează prima lege a mecanicii, care ridică inerția la rang de principiu.

Raționamentul lui Galileo, conform căruia un corp care se mișcă pe un plan înclinat își va măări continuu viteza, iar un corp aruncat în sus pe un plan înclinat își va încetini continuu mișcarea până la oprire, conduce la concluzia că un corp aruncat pe un plan orizontal va continua să se miște cu viteză constantă. Faptul că

nu se precizează dacă mișcarea cu viteză constantă este rectilinie, sau dacă este curbilinie, adică paralelă cu suprafața pamântului (ceea ce, după Descartes, este o constrangere), pune în dificultate definiția inerției.

Formularea originală din *Principii* a lui Newton referitoare la inerție, care mai precizează că mișcarea este naturală (uniformă și în linie dreaptă), a constituit (și probabil mai constituie și astăzi) un fapt departe de a fi evident din observațiile cotidiene. Și astăzi este greu pentru cei neavizați să creadă că un corp lăsat în voia lui își va continua mișcarea constantă, adică nu o va încetini și nici nu se va opri. În schimb, efectele inerției, care se întâlnesc la tot pasul, de la îmbrâncelile din autobuzul care frânează și până la volantul mașinilor-jucării, care sunt propulsate cu energia cinetică acumulată prin rulare rapidă, de la piedicile din fotbal și până la împingerea bobului etc., nu miră și nu sunt contestate de nimeni.

Inerția, așa cum spunea chiar Newton, este o proprietate pasivă; mișcarea nu se datorează inerției, ci lipsei unei forțe opozante. Inerția nu se poate nici defini, nici explica numai prin efectele sale; de aceea, în tentativa noastră de a patrunde mai adanc în esența inerției (adresată cititorilor curioși și care nu se grăbesc), vom apela și la alte noțiuni, precum *spațiul*, *sistemul inerțial*, *eterul* și *masa*, pe care nu le putem ocoli. Menționăm că cele ce urmează nu sunt indispensabile pentru studiul biomecanicii, ele constituind doar lecturi suplimentare referitoare la noțiunile de baza ale acesteia.

De-a lungul istoriei, păreri despre *spațiu* au suferit schimbări dramatice. Astăzi, dacă un om obișnuit ar fi întrebat ce este spațiul, el va da probabil un răspuns polarizat în jurul a două idei: fie că spațiul este un gol (ca un recipient în care poate încapa materia), continuu (divizibil la nesfârșit), peste tot la fel (omogen) și care nu are o direcție preferată (anizotrop), fie că este format din particule elementare (discontinuu), că este mărginit și, în general, că are o anumită geometrie.

De fapt, aceste păreri divergente despre spațiu copiază aproape holografic istoricul disputelor filosofice: spațiul fizic *versus* spațiul matematic (domeniul operațiilor liniare), spațiul absolut (independent de materie) *versus* spațiul relativ (pozițional al obiectelor) etc.; acestea, după cum spunea Einstein, n-ar trebui să fie decât ipoteze de lucru. Din acest punct de vedere este interesantă accepțiunea spațiului formulată chiar de către Einstein: "... obiect conceptual presupus real, care determină comportamentul obiectelor reale fără să fie influențat"; sau "...spațiul este determinat de distribuția materiei". Ne face plăcere să amintim și o definiție mai aparte a spațiului, dată de marele fizician Heisenberg: "spațiul este albastru și este locul unde zboară păsărelele".

Problema spațiului legată de inerție nu este conținută în definiția lui, ci în proprietatea sa de a transmite forțele: *instantaneu*, la orice distanță, așa cum rezultă din legea universală a interacțiunii corpurilor, sau *ondulatoriu*, ceea ce înseamnă o

viteză dependentă de densitatea corpurilor și a mediului. Pentru a argumenta oricare dintre aceste soluții de transmitere a forțelor a fost nevoie de inventarea unui mediu virtual, numit *eter*, care să posede, în mod teoretic, fie o funcție de “diluant” pentru materia care umple spațiul, fie o funcție de agent pentru oscilații, coexistent cu spațiul, cu sau fără materie inclusă.

Se știe că undele electromagnetice se propagă prin vid, adică prin medii practic lipsite de materie, producând la distanță unele efecte, printre care și mișcarea. Consecința unor astfel de cunoștințe dobândite experimental a fost apariția unor *modele de eter* (cum ar fi cel al lui Poisson - ca un solid elastic, comprimabil, cel al lui MacCullagh - conținând energie potențială dependentă de rotația elementelor sale, sau cele ale lui Thomson, Maxwell, cu diverse sfere, bastonașe sau volanți ipotetici), care explică, printre altele, că mișcarea poate fi provocată și altfel decât prin presiune și impact.

Legătura acestor idei cu inerția rezultă prin similitudine, deoarece se pune întrebarea *unde* este ea rezidentă în corp ca forță pasivă (mai bine spus, reactivă)?

Mai trebuie lămurit, în legătură cu inerția, și faptul că diferența dintre repaus și mișcarea uniformă este dată de poziția observatorului, care se poate afla într-un *reper inerțial* sau *neinerțial*, după cum acesta se mișcă cu viteza corpului sau cu o viteză accelerată față de corp. Newton intuia că un spațiu, în care centrul universului se află mereu în repaus, este o ipoteză esențială pentru a conferi legii inerției un conținut operațional.

O altă noțiune adiacentă, care trebuie lămurită în legătură cu inerția, este *masa inerțială*. Chiar dacă aderăm cu convingere la postularea masei (gravimetrice) ca măsură a asemănării cu cantitatea de materie conținută într-un corp, rezultând din densitatea și volumul său și formulată de Newton, totuși, imposibilitatea identificării unei diferențe cantitative dintre măsura masei gravimetrice și a celei inerțiale ne conduce la ideea că masa inerțială este doar o expresie relativă, explicabilă prin teoria relativității a lui Einstein. Oricum, nu avem nici un alt temei să credem că ar exista două feluri de mase.

Prin urmare, inerția, indiferent dacă este judecată la nivel de variație a impulsului sau a forței, apare ca o mărime reactivă, cumulabilă în structura discretă a corpului. Ea poate fi cumulată în demararea mișcării sau poate fi eliberată la frânarea mișcării, fie ca forță inerțială, fie ca energie inerțială de repaus (în ambele situații). De altfel, nu avem nici un temei pentru a justifica de ce ar fi necesar pentru biomecanică să depășim un model axiomatic-deductiv de explicare a inerției.

Supunem, totuși, atenției și imaginației cititorului un model intuitiv al învingerii forței de inerție în demararea unei mișcări datorate contracției musculare².

² Cititorul grabit poate trece peste presupunerile din acest model intuitiv fara importanta pentru biomecanica. (Cele scrise cu litere de dimensiuni reduse).

În acest model, după cum se vede în figura de mai jos, energia chimică ce intră în sistem este reprezentată simbolic printr-un fluid ipotetic, al cărui nivel este Fa .

Tot Fa este o diferență de potențial, adică o cauză care produce conversia acestei energii în energie mecanică la comanda neuromusculară, simbolizată printr-o clapeta care se deschide, începând cu momentul t și având efectul unei *forme de manifestare* neinstantanee a forței active.

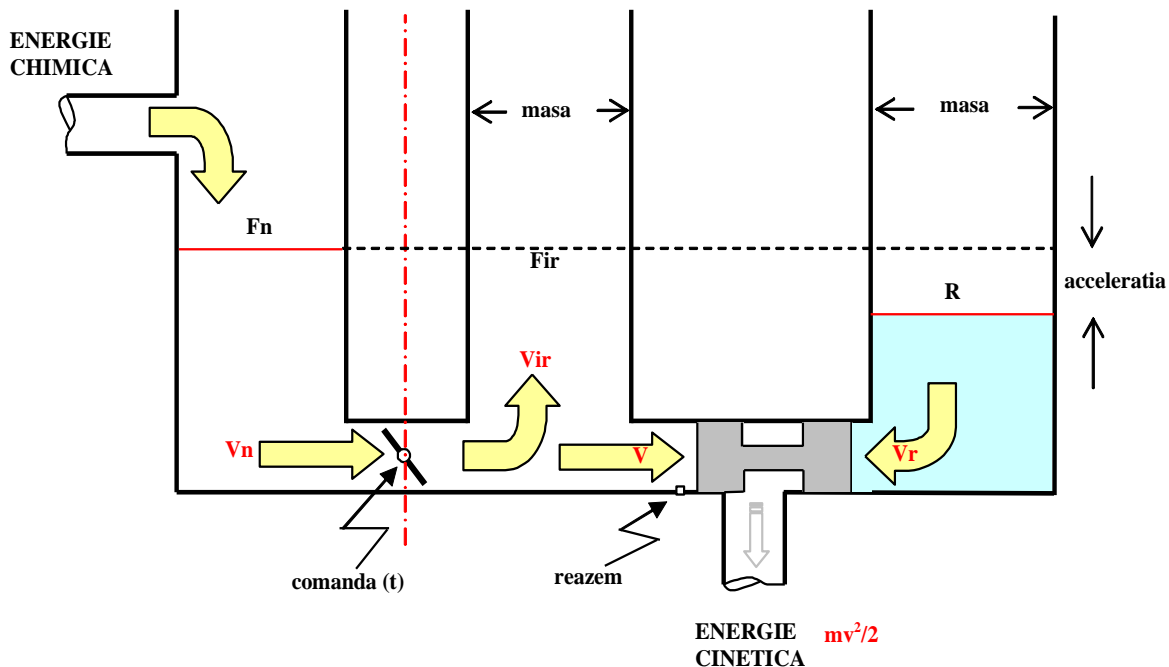


Fig.4.2. Modelul inerțial intuitiv (de tip hidrodinamic) al efortului. Explicații în text

Efectul va fi trecerea lichidului ipotetic în recipientul inerțial cu dimensiunea fizică de masă inerțială m , când întreaga forță (explicitată de viteza fictivă V_n , admitanța Y_d , masa m și timpul t) se va transforma în *forță reactivă inerțială* (explicitată de viteza fictivă inerțială V_{ir} , de aceeași masă m și de durată t). De fapt, prin viteze ar trebui să se înțeleagă debite ipotetice, la fel cum prin forțe se înțeleg niveluri de lichid ipotetic.

Pentru început, atâta timp cât forța mecanică inerțială, reprezentată de nivelul lichidului din recipientul inerțial, nu depășește forța rezistivă R , vectorul vitezei inerțiale V_{ir} crește, dar viteza cinetică V rămâne nulă (deoarece ieșirea din sistem, ilustrată prin sertarul mobil, rămâne blocată).

În figură mai este ilustrat un reazem, care blochează mișcarea sertarului împins de forța rezistivă, semnificând imposibilitatea (în acest caz) a mișcării excentrice (de cedare musculară). Se mai observă, în figură, și o linie verticală (roșie și întreruptă), care delimitează fictiv “corpul” care acționează de corpul acționat, chiar dacă masa deplasată include și masa musculară activă. Când “încarcarea” corpului acționat cu energie reactivă inerțială ajunge la un nivel în care forța inerțială depășește pe cea rezistivă, ieșirea din sistem se deblochează prin glisarea sertarului asupra căruia acționează deja, din sensuri opuse, forțe dezechilibrate. Așa apare mișcarea (caracterizată prin energia cinetică de la ieșirea din sistem), în care viteza va fi o sumă vectorială dintre două viteze (V și V_r), dispuse, respectiv, de o parte și de alta a sertarului și va crește până la momentul $F_{ir} = Fa$. Apoi mișcarea intră în regim staționar. Din momentul declanșării comenzii neuromusculare și până la regimul staționar, mișcarea este retardată și demararea se face progresiv, simulându-se, astfel, fenomenul de inerție. Durata acestui regim tranzitoriu în care se manifestă “acumularea” de forță sau impuls inerțial depinde de masa corpului (care este identică cu cea care generează forța de greutate rezistivă) și de diferența dintre forța netă și cea rezistivă. Conform principiului dinamicii, această diferență generează accelerația a . Prezentăm, în continuare, și un grafic al variației cantității de mișcare.

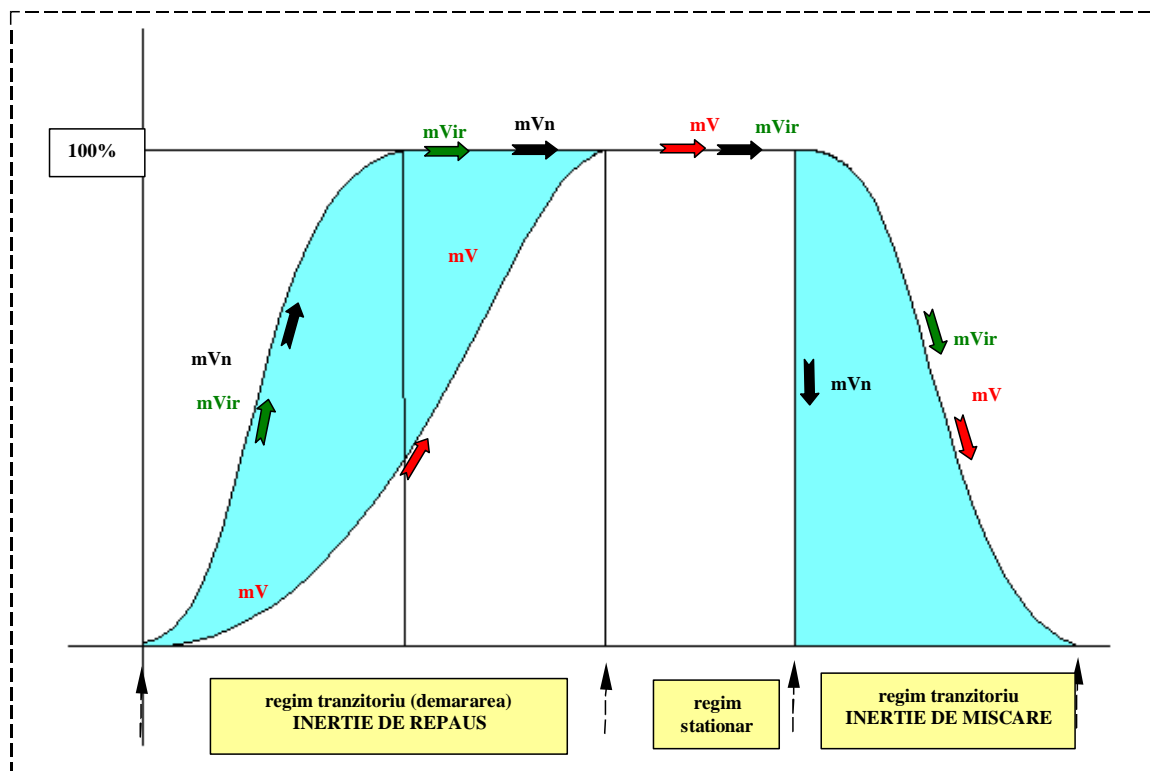


Fig. 4.3. Graficul variației cantității de mișcare în regimurile inerțiale. Explicații în text

Prin acesta încercăm să ilustrăm atât regimul tranzitoriu al inerției de repaus (demararea greoaie a mișcării), cât și regimul tranzitoriu de continuare a mișcării, după oprirea acțiunii forței nete (tendința de frânare prelungită).

După cum se vede în grafic, în regimul tranzitoriu de demarare a mișcării viteza nominală (V_n) este retardată din cauza cumulării de cantitate de mișcare (sau energie) inerțială reactivă (proporțională cu aria hașurată). Aceeași cantitate de mișcare (sau energie) inerțială reactivă este descarcată sub forma de energie cinetică în regimul tranzitoriu al inerției de mișcare, cu toate că acțiunea forței nete încetează brusc. Duratele acestor regimuri tranzitorii inerțiale vor fi egale numai dacă forța rezistivă va fi constantă.

Prezentarea în această carte a ecuațiilor de mișcare (de tip Lagrange) ale regimurilor tranzitorii nu își are rostul; cel mult am putea considera util să precizăm că modul de variație a admitanței (comenzilor neuromusculare) depinde, în principal, de activarea temporo-spațială a sinapselor. Admitanța, deci, nu poate fi un coeficient constant al acestor ecuații.

V. MARIMI BIOMECANICE DE BAZA

5.3. Lexicul minimal al biomecanicii

Biomecanica poate fi înțeleasă sau aprofundată numai dacă există un acord privind conținutul noțional al unor cuvinte sau expresii, considerate ca fiind de bază. Altfel, se pot naște confuzii sau, mai dăunător, se poate pierde aportul important al biomecanicii la progresul domeniului culturii fizice și sportului.

Probabil că cel mai vehiculat termen al biomecanicii este *mișcarea*. Deși poate să pară banal că ne ocupăm de înțelesul particular al mișcării în biomecanică, totuși credem că unele clarificări sunt necesare.

5.2. Mărimi de bază ireductibile

Dacă, la nivel didactic, pot fi acceptate definiții în care nu sunt precizate elemente circumstanțiale, în schimb, la nivel științific, nu se acceptă numai judecarea efectelor, fără referire la proces și cauză. După cum nu există memorie fără memorator (deși în limba română confuzia dintre memorie și memorator nu este încă descurajată), tot așa inerția nu poate fi despărțită de forța care acționează asupra corpului. Noi considerăm că *inerția este o caracteristică reactivă a corpurilor numai în prezența forței*, așa cum reactanta capacitivă a unui condensator are sens numai în prezența curentului electric. Asupra acestui subiect vom reveni în capitolele următoare.

În orice abordare științifică se pleacă de la noțiuni acceptate axiomatic. În cazul mișcării, noi credem că *timpul* este mărimea fizică axiomatică (continuuă, pozitivă și crescătoare) de referință a *variației* (schimbării, modificării etc). Dacă variația are un sens spațial, atunci aceasta devine *mișcare*, ca, de exemplu, dilatarea - comprimarea, concentrarea - diluarea, divizarea - combinarea etc.

Dintre formele cele mai ușor observabile de mișcare, cea mai frecventă este *deplasarea*. Deplasarea unui obiect, a unui lucru sau, în general, a unei *mase* este schimbarea *de poziție* în spațiu (euclidian).

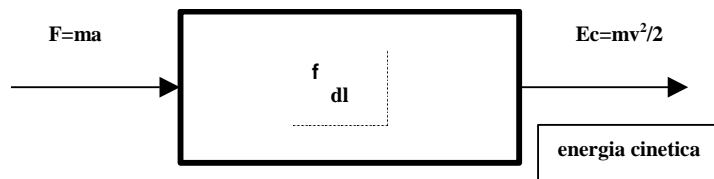
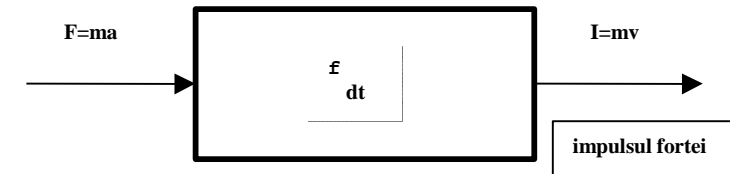
Orice deplasare se caracterizează, suficient de exact, prin *traietorie* și *viteze momentale*. Cea mai simplă traietorie este cea rectilinie și reprezintă *distanța* (l) dintre două poziții convenționale: inițială și finală. Vitezele momentale, pentru simplificare, pot fi înlocuite cu *viteza medie* (v).

Într-o exprimare simplă, dar corectă, viteza este o caracteristică a deplasării care ne informează asupra raportului dintre distanțe și duratele corespunzătoare lor.

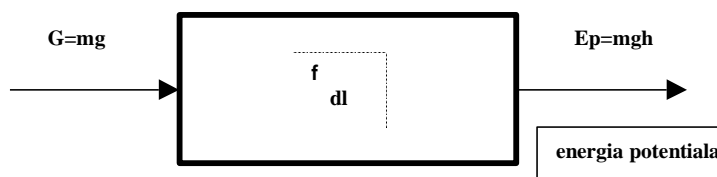
Expresii precum “viteza este iuteala cu care...” sau ”viteza este rapiditatea mișcării...” sunt tautologii inacceptabile. De asemenea, măsurarea vitezei în unități de timp (“viteza de 10.2 pe 100 m...” sau “viteza de reacție de 180 m/s”) este incorectă.

Forța este cauza tuturor efectelor. Dacă efectul este variația, în general, atunci operatorul forței este *timpul*, iar integrala forței în timp se numește *acțiune*.

Măsura forței în mecanică este *acelerația masei*, iar acțiunea forței se numește *impuls (I)*.



Dacă variația este o deplasare, atunci operatorul forței este *spațiul*, iar efectul este *energia* (masei), fie aceasta energie cinetică sau potențială.



În rezumat, mărimile de bază ireductibile ale biomecanicii sunt:

- ▶ Distanța – ca expresie a deplasării rectilinii de la poziția inițială la poziția finală. În cazul mișcărilor curbilinii, distanța este înlocuită în calcule cu lungimea traiectoriei;
- ▶ Durata – ca expresie a timpului în care se ajunge la poziția finală. Timpul poziției inițiale este convențional zero;

- Forța – ca expresie a cauzei mișcării. Greutatea este și ea o forță, care, de regulă, se opune mișcării. Subliniem cu insistență că mișcarea este produsă de forța netă, adică de diferența vectorială dintre forțele active și cele rezistive.

5.3. Mărimi biomecanice de bază reductibile

Noțiunile de bază ale biomecanicii prezentate în paragraful precedent sunt și marimi ireductibile (cele mai simple) ale biomecanicii. Le reamintim: distanța sau traiectoria, durata sau momentul, forța sau greutatea. Din ele se compun mărimile de baza reductibile ale biomecanicii. Acestea sunt:

5.1.1. Viteza (v) a mișcării, ca raport dintre lungimea traiectoriei (d) și durata acesteia. Când triectoria este rectilinie atunci lungimea ei este o *distanță*. De exemplu, dacă deplasarea înseamnă alergarea pe distanța de 100 m a unui sportiv, iar timpul de alergare este de 12 s, atunci viteza este:

$$v = d/t \quad v = 100/12 = 8,33 \text{ m/s (în medie)}$$

Unitatea de măsură pentru viteza se mai notează și $m \cdot s^{-1}$ (metrii înmulțiți cu secunde la puterea minus unu); Viteza este principala caracteristică a mișcării.

5.1.2. Lucrul mecanic (L) sau travaliul efectuat (de sportiv) pentru ridicarea unei greutate la o anumită înălțime sau echivalentul acesteia, atunci când mișcarea se face pe o altă direcție decât cea verticală

Întorcându-ne la exemplul de mai sus, unde greutatea corporala proprie $G = 700 \text{ N}$, este deplasată pe distanța de 100 de m, dar nu vertical, ci orizontal (mișcare generată de propulsii musculare succesive la fiecare pas, sub un anumit unghi față de orizontală), lucrul mecanic este proporțional (și nu egal) cu produsul dintre greutatea sportivului și distanța parcursă:

$$L = k \cdot G \cdot d$$

unde k este un coeficient de proporționalitate (care, într-o exprimare riguroasă, include și rezistența aerului). Unitatea de măsură este evident Newton \times metru, numită Joule (J);

5.1.3. Puterea (P), ca un debit de lucru mecanic, ca un travaliu efectuat într-un anumit timp sau durata:

$$P = k \cdot (G \cdot d) / t \quad \text{sau} \quad P = k \cdot G \cdot v$$

De remarcat ca puterea este produsul dintre forța și viteza, iar unitatea sa de măsură este Watt (W), $W = N \cdot m \cdot s^{-1}$ (secunde la puterea minus unu);

5.1.4. Energia (E), ca un travaliu total sau ca o putere debitată o anumită durată:

$$E = k \cdot F \cdot v \cdot t \text{ . Unitatea de măsură este Joule (J).}$$

Să recapitulăm: sportivul care aleargă o anumită distanță consumă o energie proporțională cu produsul dintre greutatea sa corporală, viteza medie cu care alearga și durata acestei alergări.

Dacă aleargă cu viteză constantă, atunci puterea mecanică debitată, adică debitul de energie, este proporțional cu produsul dintre greutatea sa corporală și viteza medie de deplasare. Se poate remarca că produsul dintre forța, viteză și timp este analog cu produsul dintre lungime, lațime și înălțime pentru un volum geometric, sugerând o formă fictivă de incintă pentru energia consumată de sportiv. Nu întâmplător cele trei calități motrice de bază ale sportivului sunt forța, viteza și rezistența (anduranța). Cu alte cuvinte, un volum de efort prestat ar conține întotdeauna o *amplitudine*, cel mai adesea numită *intensitate*, care este, de fapt, o putere (produsul dintre *forța* rezistivă sau o așa-numită "sarcină" rezistivă, ce urmează a fi învinsă, și o *viteza* sau o densitate de mișcare) și o *durată* sau un timp de rezistență. Când crește intensitatea, crește și volumul de efort (desigur, atunci când volumul nu este confundat cu durata efortului).

VI. TEORIA FAZELOR EFORTULUI MUSCULAR

6.1. Fazele efortului muscular

Spre deosebire de tratarea mecanică a mișcării, unde puterea apare și dispare instantaneu, în tratarea biomecanică a mișcării, provenită din contracția musculară, nu se poate face abstracție de faptul că procesele chimice eliberatoare de energie și comandă nervoasă a acestora au o anumită inerție și necesită un anumit timp pentru a ajunge într-un regim staționar. Aceasta înseamnă, de fapt, că la demararea mișcării se parcurge o *fază tranzitorie*. Tot așa, după un anumit timp, din cauza *homeostaziei*, manifestată în principal prin oboseală, se poate ajunge într-o altă fază tranzitorie în care puterea scade continuu, în ciuda comenzilor volitive.

Apar evidente trei faze ale efortului muscular, pe care, în continuare le vom analiza după modul de variație a debitului de energie cinetică, adică după putere. Prima fază, pornind din repaus și fiind de tranziție, este firesc să se numească *fază de demarare* a efortului muscular; a doua este o fază oarecum stabilă, în care efortul poate fi maximal și este denumită de noi *faza efortului maximal*, iar a treia fază, dacă efortul durează, este aceea în care puterea scade continuu, și pentru care propunem denumirea de *fază de obosire*.

6.1.1. Demararea efortului muscular

Caracteristica principală a fazei de demarare a efortului este *conservarea forței*.

Forța inerțială (F_{ir}) se opune creșterii forței active (F_a), rezultând o întârziere și îngreunarea creșterii forței nete, cea care produce mișcarea. Aparent, forța activă se cumulează sub forma de forță inerțială reactivă :

$$F_a + F_{ir} = \text{const.}$$

La începutul “încărcării” inerțiale, viteza este retardată, apoi crește progresiv pe măsură ce forța netă întrece forța rezistivă (de exemplu, cea de frecare).

Puterea, ca debit de energie cinetică, crește și ea, desigur, pe seama creșterii vitezei.

Energia cinetică crește, atât pe seama puterii, cât și pe cea a timpului scurs.

Durata acestei faze depinde de masa (inerțială) ce urmează a fi pusă în mișcare, de mărimea forței nete și de modul de variație a *admitanței* mediului de contracție musculară. Reamintim că admitanța este o caracteristică pasivă a efectorului muscular, care exprimă propagarea contracției datorată în principal modului de recrutare temporo-spațială a sinapselor neuromusculare sinergice.

Practic, această durată se întinde de la câteva zeci de milisecunde, ca în cazul gesturilor stereotipe, și până la câteva zeci de secunde, ca în cazul demarării tracțiunilor unor sarcini grele, așa cum se întâmplă în sporturile neconvenționale (cum ar fi, de exemplu, întrecerile pentru titlul de “cel mai puternic om din lume”), unde sportivii tractează vehicule grele (autobuze, avioane etc.)

6.1.2. Efortul maximal al contracțiilor musculare

Caracteristic pentru această fază este faptul că puterea atinge cota maximală (pentru un anumit individ, moment dat sau situație dată).

Deoarece forța netă devine forța maximă, măsura puterii nete debitată devine:

$$P_n = F_{\max} \cdot V_n$$

Întreaga putere netă debitată se transformă în putere utilă (P_{util}) consumată pentru ridicarea greutateii proprii (G) și a unei eventuale sarcinii rezistive (L):

$$P_{\text{util}} = (G+L) \cdot V_n$$

Prin urmare :

$$P_{\max} = P_n + P_{\text{util}}$$

Astfel puterea se conservă, iar efectul ei util se poate exprima prin viteza netă pe care o primește mișcarea :

$$V_n = P_{\max} / [P_{\max} - (G+L)]$$

Practic și banal de simplu, conservarea puterii înseamnă că, atunci când forța rezistivă crește (cum ar fi ridicarea unei greutatei din ce în ce mai mari), viteza (de ridicare) scade.

Viteza mișcării scade neliniar, iar acest fapt, dacă este ilustrat grafic, reprezintă o porțiune de curbă de tip hiperbolic.

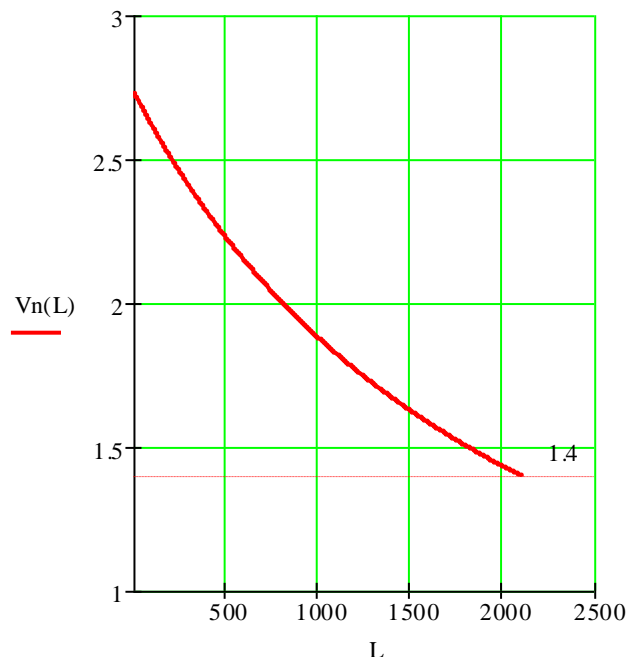


Fig. 6.1. Expresia grafică a conservării puterii. Explicații în text.

Alura curbei descendente, ceea ce în graficul de mai sus reprezintă valori uzuale pentru mișcarea de triplă extensie a unui atlet oarecare în săritura pe verticală fără elan, este similară cea a modelului matematic elaborat de V.A. HILL³ și care spune același lucru, anume că, relația dintre viteză de deplasare și forță rezistivă în mișcarea concentrică este o relație hiperbolică:

$$(F+a) \cdot (V+b) = \text{const.}$$

Altfel spus, ariile închise de oricare dintre coordonatele curbei sunt egale și reprezintă puterea maximă, accentuăm noi, *constantă* a efortului, desigur într-un anumit moment și o anumită conjunctură.

În relația lui Hill, constanta a are semnificația de greutate a segmentelor corporale implicate în mișcare, iar b are semnificația unei viteze teoretice minimale, astfel ca, atunci când contracția este izometrică, puterea debitată să nu fie nulă.

Durata acestei faze este de cca 30 secunde la atleții de performanță, iar la alergarea de viteză se instalează în 9 -10 secunde de la start.

Energia debitată în efort maximal poate atinge valori impresionante, depășind uneori 200 kJ ! Această fază a efortului muscular, în care puterea atinge valori maxime, pseudo-constante (de ordinul zecilor de secunde la specia umană), este proprie multor ramuri sportive și a fost intens studiată chiar după elaborarea

³ V. A. HILL, citat de foarte mulți autori, descrie un experiment de măsurare a vitezelor de contracție la un muschi dezinsurat de iepure, căruia i s-a atârnat succesiv mai multe greutăți. Relația dintre vitezele de contracție și forțele rezistive este cunoscută sub denumirea de legea lui Hill.

modelului Hill. Alte modele țin cont de temperatura efectorului, de rata de scădere a rezervelor de ATP din mușchi și de refacerea acestuia, de convențiile mecanicii clasice etc. Esența este mereu aceeași: *viteza de execuție scade pe măsură ce forța rezistivă crește.*

6.1.3. Efortul muscular de obosire

Sunt cunoscute mai multe cauze care produc sindromul oboselii. Cel mai adesea este invocat aspectul energetic, situație în care aportul de energie chimică (resinteza ATP) nu mai face față consumului (adică puterii nete și duratei de aplicare a acesteia). Se cuvine să reamintim că și ipotezele autointoxicării specifice, a heterocronismului, cea nervistă, cea psihovolitivă sau chiar a metabolismului celular, sunt explicații plauzibile ale sindromului oboselii.

În orice efort muscular de durată relativ mare apare un moment când puterea debitată începe să scadă. Acest moment este dependent de mărimea efortului, adică de valoarea puterii nete (P_n) și, evident, de “stocul” disponibil al acesteia, proprii fiecărui individ și anumitor conjuncturi.

Din punct de vedere biomecanic, făcându-se abstracție de aptitudinile și atitudinile psihomotrice, de susținătoare sau stimulative ale efortului etc. (considerându-le normale), *atunci când durata de efort crește, scade atât forța netă (F_n), cât și viteza aferentă acesteia (V_n).* Relația dintre aceste mărimi este de asemenea de tip hiperbolic, cu asimptota către energia de rezervă (accesibilă numai în condiții speciale):

$$P_n \cdot t = \text{const.} + \text{Energia de rezervă}$$

Practic, relația de mai sus exprimă faptul că timpul de epuizare (t_{ep}) apare înainte ca rezervele de energie să se epuizeze, cel mai probabil ca efect homeostatic, de apărare, generat de sistemul nervos.

6.2. Privire de ansamblu asupra fazelor efortului muscular

O primă remarcă, aparent surprinzătoare, este aceea referitoare la extinderea conservării unor componente ale energiei cinetice, odată cu creșterea duratei efortului. La început, în prima fază, se conservă numai *forța*, apoi, în a doua fază, forța înmulțită cu viteza, adică *puterea*, iar în a treia fază, forța înmulțită cu viteza și cu durata, adică *energia*.

O a doua remarcă, poate la fel de surprinzătoare, este similitudinea cu legile mecanicii clasice, cu formularea originală a acestora de către Isaac Newton. Prima lege a mecanicii se referă la inerție și reflectă tendința de păstrare a stării de repaus,

cea ce ne-a sugerat noua idee a absorbției de către corpul acționat a forței nete, sub forma reactivă de *forță inerțială* (așa zisa *pseudo-forță* din mecanica clasică).

Altă similitudine de formă a fazelor efortului muscular se referă la anvelopa (suma grafică) a proceselor aerobe, mixte și anaerobe de refacere a ATP (Howard, 1976), obținută din studii experimentale. Este, de altfel, firesc ca cele două aspecte, chimic și mecanic, să varieze aproape la fel, având în vedere extraordinara eficiență de conversie a energiei chimice în energie mecanică din mușchi, cu un randament de 99.8%.

Ar mai fi de adăugat concluziile experimentul nostru teoretic în care am fitat toate valorile recordurilor mondiale atribuindu-le unui singur *super atlet fictiv*. Diagrama puterii maxime debitate și a timpului (recordului) aferent arată clar trei faze distincte, dintre care două sunt regimuri tranzitorii. Practica sportului de performanță a creat ea însăși, fără aportul teoriei, probe distincte pentru eforturi predominant de forță, de viteză și de rezistență, iar natura a înzestrat ființa umană cu multiple combinații ale acestor trei calități motrice, oarecum compensative de la individ la individ.

Mai facem precizarea în unele eforturi, precum cele din sporturile de performanță, nu toate fazele sunt importante sau necesare, dar ordinea este infailibilă.

După cum se vede în figura alăturată, forța totală rămâne constantă, întrucât cea inerțială, reactivă nu contribuie la debitul de energie mecanică, creșterea puterii făcându-se pe seama vitezei. Mai puțin important pentru cititori este faptul că modelul matematic care descrie această fază tranzitorie poate fi aproximat de o ecuație de gradul trei sau de o ecuație diferențială de tip Lagrange, ambele oferind o formă grafică a curbei de forma “sigma”.

În faza a II-a, după cum se remarcă pe aceeași figură, atât forța netă cât și viteza netă nu variază practic deloc, ceea ce implică automat ca și produsul lor este la fel de constant. Eforturile din aceasta fază, dacă ea devine necesară, pot fi maxime. Peste o anumită durată (individuală, condiționată genotipic și fenotipic), atât forța netă cât și viteza corespunzătoare ei scad datorită oboselii, provocând o prabușire a curbei de putere. Aceasta fază, dacă ea este impusă, poate dura relativ mult și corespunde eforturilor de rezistență.

Abandonul și epuizarea nu înseamnă epuizarea integrală a energiei totale, ci numai a celei disponibile în mod normal. Dopingul și alte procedee, de regulă prohibite în sport, pot accede la rezervele de energie ale organismului, dar nu fără o plată ulterioară, care include uneori chiar și sănătatea.

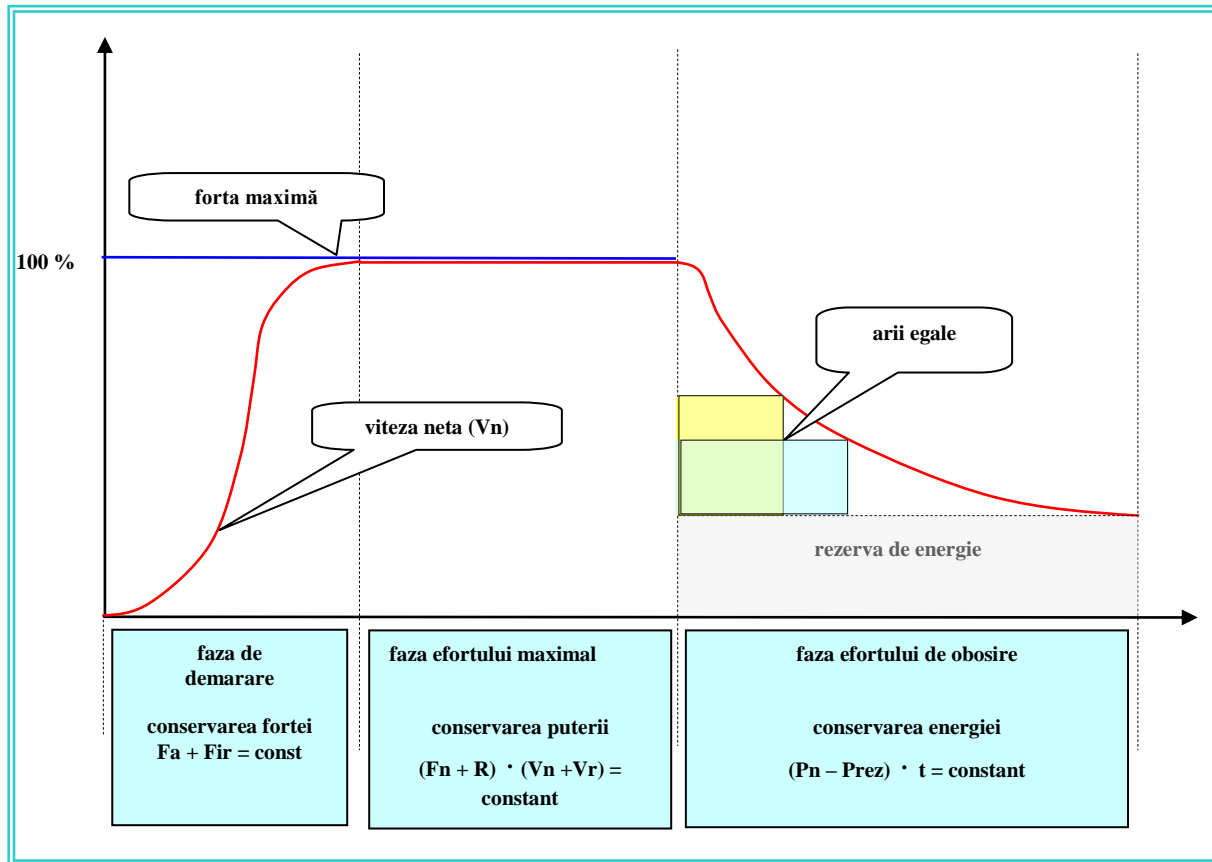


Fig.6.2. Fazele efortului muscular. Explicații în text

În figura de mai sus cele două arii hașurate sunt egale încercând să ilustreze faptul că, în această a III-a fază, energia disponibilă (excluzând-o pe cea de rezervă) este constantă. Cu alte cuvinte, eliberarea unei puteri mari poate fi posibilă pe o durată scurtă și invers. De exemplu, un ritm susținut de alergare nu poate fi practicat pe durate mari, în schimb un ritm lent de alergare poate fi realizat pe o durată mai mare decât în primul caz.

Depășirea acestei faze este o agresiune asupra funcționării normale a sistemului neuromuscular la om și poate avea repercusiuni distructive ireversibile asupra acestuia.

VII. BIOMECANICA PRINCIPALELOR CALITĂȚI MOTRICE

7.1. Calitățile motrice

Reamintim că efortul fizic, în special cel din sport, se caracterizează în mod didactic prin *specificitate*, *complexitate* și *motricitate*. Motricitatea pe care o posedă un efort fizic prestat, fie că este vorba de un exercițiu fizic sau de un complex de mijloace de antrenament, are ca măsură un potențial energetic virtual⁴, structurat ca un produs dintre forță (F), viteză (V) și durata de aplicație (t):

$$E = F \cdot V \cdot t$$

Asemănarea acestei structuri cu cea a *volumului de efort prestat* (V_{ol}), care conține mijloace de *forță*, de *viteză* și de *rezistență* (durată a efortului), nu este întâmplătoare, iar ilustrarea acestuia prin volumul unei incinte geometrice cu trei dimensiuni ortogonale (înălțime, lungime și lățime) ne permite să explicăm mai simplu de ce același volum de efort poate avea structuri diferite și de ce atunci când intensitatea efortului crește, crește și volumul efortului, cu simpla condiție ca volumul să nu fie confundat cu durata acestuia. Vrem să spunem că orice efort fizic conține o anumită putere consumată ($F \cdot V$) ca măsură a intensității și durează un anumit timp (t) ca măsură a rezistenței, nu a volumului.

Uneori puterea consumată sau debitul de energie se caracterizează prin predominarea forței, astfel încât viteza poate fi neglijată; alteori predomină viteza, astfel încât forța este neglijată. În fine, durata efortului poate fi atât de mică, încât rezistența poate să fie neglijată. Cele de mai sus justifică tratarea separată (în scop didactic) a forței, vitezei și rezistenței. Coordonarea, sub diferitele sale forme de manifestare, este cea de a patra calitate motrică principală. Ea are un pronunțat caracter calitativ, impus de referințele apriorice, astfel încât aspectul energetic al ei poate fi neglijat.

⁴ nu este vorba de energie potențială!

7.2. Biomecanica forței

Forța din mecanică se bazează pe conceptul de *evidență*, unde efectul este atât de evident încât nu trebuie demonstrat. Toate observațiile și experimentele de până acum au arătat că o anumită *masă* este accelerată cu atât mai mult cu cât forța este mai mare, încât un altfel de rezultat este respins fără tăgadă. Așadar, în mecanică, noțiunea de *forță* este apreciată prin efectul său și măsurată prin accelerația “*a*” pe care o primește un corp de masă “*m*”. Acest punct de vedere se mai numește *newtonian*.

Newton, descriind ceea ce astăzi este considerat principiul universal al fizicii, s-a ferit să spună că două corpuri se atrag cu o forță...; el a menționat, mai mult din rigurozitate științifică decât din modestie, că “*două corpuri se comportă ca și cum s-ar atrage cu o forță...*”

Nici până astăzi nu se știe ce este forța. Nimeni n-a măsurat forța, ci doar *efectele* sale, cele mai cunoscute fiind *mișcarea* și *deformarea*. De aceea, definițiile din dicționarele de prestigiu se limitează la a considera forța drept o cauză, o cauză a mișcării, *o cauză a tuturor efectelor*.

Prin extensie de limbaj, într-o tendință firească de dezvoltare a limbii, se cunosc multe expresii care includ cuvântul *forță*: *tur de forță*, *forța de producție*, *forța psihică* etc.; în aceste combinații, termenul care ne interesează reprezintă cu totul altceva decât *forța* la care ne referim aici.

În cultură fizică și sport, *forța* este imaginea contracției musculare. Prin contracție, mușchiul transformă energia chimică, înmagazinată în compușii săi macroergici, în energie mecanică. Forța este percepută ca o caracteristică motrică a prestatorului de efort fizic și se măsoară prin mărimea efectului de învingere a unei forțe rezistive, fie aceasta o greutate sau o altă forță externă. De regulă, efectul este o deplasare cu o anumită viteză sau cu o anumită variație de viteză, o durată de echilibrare a unor forțe oponente, o presiune statică etc. Adesea forța este legată intuitiv de masa musculară, adică de dimensiunile mușchilor, mai ales de secțiunea acestora. Termenul de *masă* referitor la musculatură este diferit de cel similar din mecanică. *Masa musculară* contribuie la dimensionarea cauzei care produce efectul de accelerare asupra *masei mecanice*.

În biomecanică, din cauza nenumăratelor restricții ale efectorului, conceptul de *evidență a efectului de accelerare* este mai puțin relevant. Din acest motiv, noi credem că este mai adecvat, pentru caracterizarea efectului pe care-l produce forța, conceptul de *potențialitate*. Forța biomecanică activă, $F_a(t)$, cea produsă predominant de convertorul muscular, are, conceptual, un *potențial virtual maximal*, adică o magnitudine (F_{max}), dependentă de substratul convertor, și un *potențial de manifestare* ($y(t)$), adică o anumită valoare momentală:

$$F_a(t) = F_{\max} \cdot y(t)$$

Dacă $F_a(t)$ este mai mare decât sarcina, greutatea sau, în general, o rezultantă a forțelor rezistive ($G+L$), atunci, această diferență, numită forță netă⁵ $F_n(t)$, produce o deplasare pe o anumită traiectorie și cu o anumită accelerație, dependentă de potențialul de manifestare⁶ $y(t)$:

$$F_n(t) = F_{\max} \cdot y(t) - (G + L)$$

Conceptul de *potențial virtual maximal* poate fi ilustrat prin capacitatea unui rezervor, cum ar fi cel de benzină al unui automobil; *potențialul de manifestare* poate fi asimilat cu secțiunea conductei care leagă rezervorul de carburator, împreună cu comanda acestuia. În fond, este vorba de înțelesurile diferite atribuite noțiunilor de *capacitate* și *capabilitate*, existente în limba engleză.

Potențialul virtual maximal al forței biomecanice și *potențialul de manifestare* al acesteia nu sunt noțiuni atât de abstracte pe cât par la prima vedere. Se știe că tensiunea musculară, indiferent dacă este de natură electrochimică sau electrostatică, provine din procesele acto-miozinice de degradare a ATP prin rotirea acestor molecule. Prin urmare, este vorba de o anumită *capacitate*, reprezentată de un *stoc limitat* al substratului de conversie (la un individ, la o anumită locație corporală și la un moment dat); această noțiune mai include și *lungimea pârghiilor* formate de segmentele corporale (structura lanțurilor cinemate) și unele *calități structurale* biologice individuale de transmitere a forței.

În ceea ce privește *capabilitatea*, această noțiune se referă la viteza de resinteză a ATP, la modul de recrutare a sinapselor neuro-musculare, la învingerea forțelor inerțiale etc., toate acestea raportându-se, ca și în cazul capacității, la un anumit individ, o anumită locație corporală și la un anumit moment.

În afara acestor considerente biologice de manifestare a forței biomecanice, restricțiile majore impuse de modul de compunere a segmentelor corporale umane *limitează sever distanța* pe care acționează forța netă, de fapt timpul de acțiune a forței nete asupra celei rezistive. Ca urmare, efectul de accelerare, conform mecanicii, este dificil de observat, în schimb devine convenabilă observarea traiectoriei și a vitezelor în momentele secvențiale semnificative, adică în majoritatea punctelor de traiectorie.

Subliniem faptul că, în biomecanică, forța se manifestă *concret*, fie prin deplasarea unei greutate (învingerea unor forțe rezistive), fie prin echilibrul static

⁵ $F_n(t)$ este rezultanta vectorială a tuturor forțelor care acționează asupra corpului de masă m și imprimă acestuia o accelerația a , pe direcția rezultantei (Principiul lui D'Alembert).

⁶ În cazul mecanicii clasice, forța apare și dispare instantaneu, de unde $y(t) = 1$.

(ca rezultată nulă a acțiunii mai multor forțe și momente de forță asociate), fie prin presiune asupra unor structuri biologice ușor deformabile; foarte rar, forța se manifestă prin frânarea efectului altei forțe, oponente contracției (cedare).

Mișcarea biomecanică, în forma ei cea mai frecventă - cea de deplasare -, se caracterizează prin *traietorie*, $s(t)$, și prin *viteză momentală*, $v(t)$. Ambele caracteristici definesc complet *durata* mișcării, *forma* ei (cel mai adesea rata de variație și inflexiunile), precum și *magnitudinea*. Menționăm că, din punct de vedere mecanic, *componentele vectoriale în triedrul Frene*⁷, definesc mișcarea la fel de complet; dar, după părerea noastră, aceste componente nu sunt tot atât de practice precum *traietoria* și *modulul vitezei momentale*. Ca argument, menționăm că analiza computerizată a mișcărilor biomecanice este, deocamdată, bazată pe achiziția video a unor poziții succesive, ceea ce permite construirea trajectoriei și a ratei de schimbare a pozițiilor, în mod facil.

Schimbările de viteză interesează numai anumite regimuri scurte de manifestare a forței, așa-numitele *forme explozive* de manifestare. Alteori, (mai ales în sportul de performanță) interesează manifestarea forței *în regim de viteză*, precum și manifestarea ei *în regim de rezistență*.

Așadar, în biomecanică, măsura forței poate viza o anumită *variație de viteză*, o viteză *maximală* menținută constant sau o anumită *lungime de traietorie*. Lungimea trajectoriei se poate exprima și prin durata în care mișcarea nu este compromisă calitativ. Altfel spus, forța biomecanică are trei regimuri de manifestare:

- ▶ de accelerație maximă;
- ▶ de viteză maximală;
- ▶ de distanță sau durată maximală (în care mișcarea nu este distorsionată sau compromisă).

Din cele de mai sus se poate observa o anumită regulă matematică, aceea că, în funcție de scop, măsura forței poate să se refere la *variația în timp a vitezei*, adică la a doua derivată a spațiului, care înseamnă *accelerație*. Măsura forței se mai poate referi și la *variația în timp a spațiului*, adică la prima derivată a acestuia, ceea ce înseamnă *viteză*. În cea de a treia ipostază, măsura forței se poate referi pur și simplu la *spațiu* (distanță).

În ceea ce privește raportul cu puterea musculară, forța se manifestă în așa-numitul *regim matematic PID* (proporțional, integral și diferențial). Trebuie să menționăm că ideea de proporționalitate se acceptă cu greu în biomecanică, tocmai datorită restricțiilor de transmisie a forței. Vrem să spunem că mișcărilor segmentale la om sunt limitate de lungimea pârghiilor osoase (care sunt cel mult de ordinul zecilor de centimetri), de suplețea musculară, de mobilitatea articulară etc. În

⁷ Sistem triortogonal de referință, mobil pe traietorie

mişcarile fazice (aciclice), acest lucru înseamnă tranziții *neliniare* ale valorilor de forță activă, de la valori mici la cele mari (care pot fi maxime) și invers.

Se pot concepe, prin simplificare în scop didactic, forme de variație tranzitorie ale vitezei de tip *linear, canonic (funcții de gradul II), exponențial, logaritmic* etc. Intenționând o analiză mai profundă, noi vom utiliza modele matematice de tip *sigma* sau *Hoerl*, pe care le considerăm “*atât necesar cât și suficient de*” precise pentru a exprima variația neliniară a vitezei segmentale. Argumentul principal al acestei opțiuni este, desigur, faptul că, spre deosebire de mecanică, limitele de mișcare relativă a segmentelor corporale impun ca variația vitezei în regim tranzitoriu să aibă cel puțin o inflexiune, adică un maxim de accelerație⁸. Mai mult decât atât, credem ca este util să precizăm că, din punct de vedere biomecanic, generarea tensiunilor mecanice în mușchi nu este instantanee, iar greutatea segmentelor corporale și a musculaturii active (G) și sarcina (L) nu sunt puse în mișcare brusc. Astfel, accelerația pe care o produce forța activă depinde de modul cum se activează tensiunea mecanică în mușchi și de modul cum se propagă aceasta în lanțul cinematic format din pârghiile osoase.

În cele ce urmează, încercăm să ilustrăm ideea variației neliniare a vitezei mișcărilor biomecanice cu un model matematic al săriturii pe verticală, generată de tripla extensie a segmentelor corporale în articulațiile membrelor inferioare: așa-numita “*Sargent Jump*”. În elanul săriturii pe verticală de pe loc fără flexie rapidă acționează cele mai mari grupe musculare de la om, în timp scurt și pe o distanță relativ mică. Acest fapt precum și simplitatea execuției mișcării a făcut celebră *săritura Sargent*. Ea se folosește adesea ca exemplu de acțiune în forță explozivă, ca o măsură a puterii maxime (instantanee) anaerobe sau, simplu, ca măsură a detentei.

În primul rând, în analiza acestei mișcări, trebuie să ținem cont că activarea temporo-spațială a sinapselor mușchilor sinergici nu se face instantaneu. Apoi, în cazul repetărilor, vom ține cont de faptul că procesul de resinteză a ATP are o anumită latență și, de la un moment dat, nu mai face față efortului, diminuând forța activă, $F_a(t)$. Pentru rigurozitate științifică, mai trebuie să avem în vedere și faptul că, în demararea mișcării, forța activă învinge (cu senzația de dificultate) forța inerțială, F_{in} , întârziind și încetinind și mai mult creșterea vitezei.

Avem suficient temei faptic și logic ca să considerăm că modul de variație a vitezei depinde de forța netă și este intermediat de o mărime numită aici *admitanță* (prin analogie cu alte științe consacrate).

Reamintim că admitanța este o caracteristică a mediului prin care se propagă o forță. În cazul circuitelor electrice, de exemplu, admitanța este mărimea inversă a impedanței sau (adesea) a rezistenței electrice și relaționează curentul electric de

⁸ O analiză riguroasă a cauzelor mișcărilor biomecanice, adică a forțelor, trebuie să țină cont, ca o regulă rațională, de existența unui maxim de accelerație.

tensiunea electrică (forța electromotoare). Dacă admitanța este mare, atunci curentul va fi de asemenea mare.

În cazul biomecanicii, dacă admitanța este mare, viteza mișcării ca urmare a acțiunii forței musculare va fi tot mare. După părerea noastră, admitanța (modul cum depinde viteza de forță) este condiționată de o multitudine de factori, cum ar fi forțele ce se opun mișcării, accelerația gravitațională, durata acției, promptitudinea comenzilor neuromusculare, starea efectorului contractil, modul de resinteză a substratului energetic etc. Admitanța are, în cazul biomecanicii, dimensiunea $[T \cdot M^{-1}]$ și apare ca un coeficient variabil sau o constantă individuală (în cazul vitezei maxime).

Cele ce urmează se adresează specialiștilor; cititorul obișnuit poate face abstracție de aceste pagini, precum și de altele care mai apar scrise cu litere mici, fără ca sensurile atribuite mărimilor biomecanice să aibă de suferit⁹.

Forța biomecanică netă, $F_n(t)$, atunci când se ține cont și de forța inerțială, $F_{in}(t)$, depinde de diferența dintre forța activă și suma (vectorială) a tuturor forțelor care se opun mișcării (pe direcția acesteia):

$$F_n(t) := F_a(t) - [(G + L) + F_{in}(t)]$$

Forța inerțială, se știe, se opune schimbării vitezei, inclusiv celei nule (de repaus), fiind proporțională cu masa corpului și variația tranzitorie a forței active:

$$F_{in}(t) := -k \cdot \frac{(G + L)}{g} \cdot \frac{d}{dt} y(t) \quad *$$

Se poate observa că, în lipsa mișcărilor de rotație, modelul logico-matematic al mișcării pleacă de la o ecuație diferențială:

$$F_n(t) := F_{max} y(t) - k \cdot \frac{(G + L)}{g} \cdot \frac{d}{dt} y(t) - (G + L)$$

Viteza de deplasare, ca urmare a acției forței biomecanice, se deduce din lucrul mecanic efectuat de forța netă pe distanța *limitată* s:

$$E_c(s, t) := \int_0^s F_n(t) ds$$

Fie, în mod practic pentru exemplul nostru, $s = 0.4$ m distanța pe care acționează forța netă; reprezentând ridicarea cu 40 cm a centrului de greutate corporal în elanul săriturii, adică în tripla extensie. Acția forței nete se intrerupe brusc după elanul s, corespunzător duratei $t = 0.21$ secunde, când începe desprinderea de sprijin (zborul):

⁹ Numai cele scrise cu litere de dimensiuni reduse

$$F_n(t) := \begin{cases} F_a(t) - [(G + L) + F_{in}(t)] \\ 0 \text{ if } t \geq .21 \end{cases}$$

Lucrul mecanic, după cum se știe, este egal cu variația energiei cinetice, de unde:

$$v(t) := \begin{cases} \sqrt{E_c(s, t) \cdot \left[2 \cdot \frac{g}{(G + L)} \right]} \\ [v(.20) - g \cdot (t - .21)] \text{ if } t \geq .21 \end{cases}$$

În săritură, viteza de ascensiune scade liniar până la valoarea 0, atingându-se înălțimea maximă.

Funcțiile de care depinde, în principal, variația forței active, dar și admitanța sunt *modele sigma* ale modului de recrutare spațio-temporală a sinapselor musculare în faza de demarare a efortului, ($y_{nm}(t)$), și ale modului cum apare oboseala prin deficitul de resinteză a ATP în cazul eforturilor oboseitoare, ($y_{odo}(t)$):

$$y_{nm}(t) := q - q \cdot \exp(-a \cdot t^b) \quad *$$

$$y_{odo}(t) := (w - y_{em}) \cdot \exp(-c \cdot t^d) + y_{em} \quad *$$

$$y(t) := y_{nm}(t) \cdot (y_{odo}(t))$$

Parametrii a, b, c, d care apar în aceste modele matematice personalizează prestatorul (având un pronunțat caracter genetic) și particularizează momentul și condițiile de efort fizic. Modelul matematic de recrutare temporo-spațială a sinapselor, y_{nm} conține și un factor q , a cărui semnificație este legată de calitatea și promptitudinea comenzilor musculare. Modelul oboselii efortului, y_{odo} conține o constantă (y_{em}) individuală, cu semnificația unei rezerve de putere pentru cazuri speciale, cum ar fi cea de urgență.

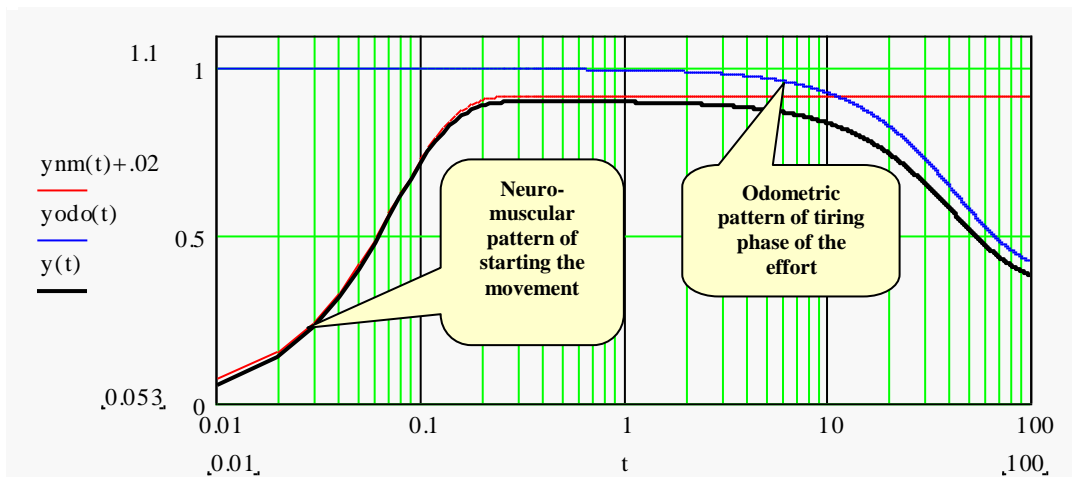


Fig. 7.1. Variația funcțiilor de manifestare a forței nete. Integralele acestor funcții, împreună cu alte variabile, determină valoarea admitanței vitezei.

Astfel, admitanța, sau mărimea care leagă viteza de forța netă activă pe distanța limitată biologic este:

$$Y(t) := \frac{\sqrt{[F_a(t) - [(G + L) + F_{in}(t)]] \cdot s \cdot \left[2 \cdot \frac{g}{(G + L)} \right]}}{F_n(t)}$$

Efectul biomecanic, în cazul de față, cel de creștere de viteză (a centrului de greutate) este datorat acției forței nete și depinde de admitanță. Restricțiile lanțului cinematic (lungimea pârghiilor, felul articulațiilor etc.) limitează durata de acție a forței (cantitatea de mișcare) precum și creșterea vitezei (în cazul de față, până la valoarea de 3,82 m/s). Înălțimea săriturii va fi dependentă numai de pătratul acestei valori a vitezei de desprindere și, evident, de forța gravitațională care se opune mișcării ascendente. După aproximativ 0.39 secunde viteza de ascensiune se anulează, atingându-se înălțimea maximă a săriturii de cca 80 cm.

În graficul care urmează, mărimile biomecanice sunt reprezentate la scări diferite pentru a fi vizualizate împreună. Din prezentarea lor simultană se observă că învingerea inerției de repaus este, de fapt, o dispariție neinstantanee a reacțiunii, că forța biomecanică atinge valoarea sa maximă după câteva zeci de sutimi de secundă, iar viteza crește continuu, deși neliniar, până la desprinderea de sprijin. În demararea mișcării, forța netă și forța inerțială tind să se conserve.

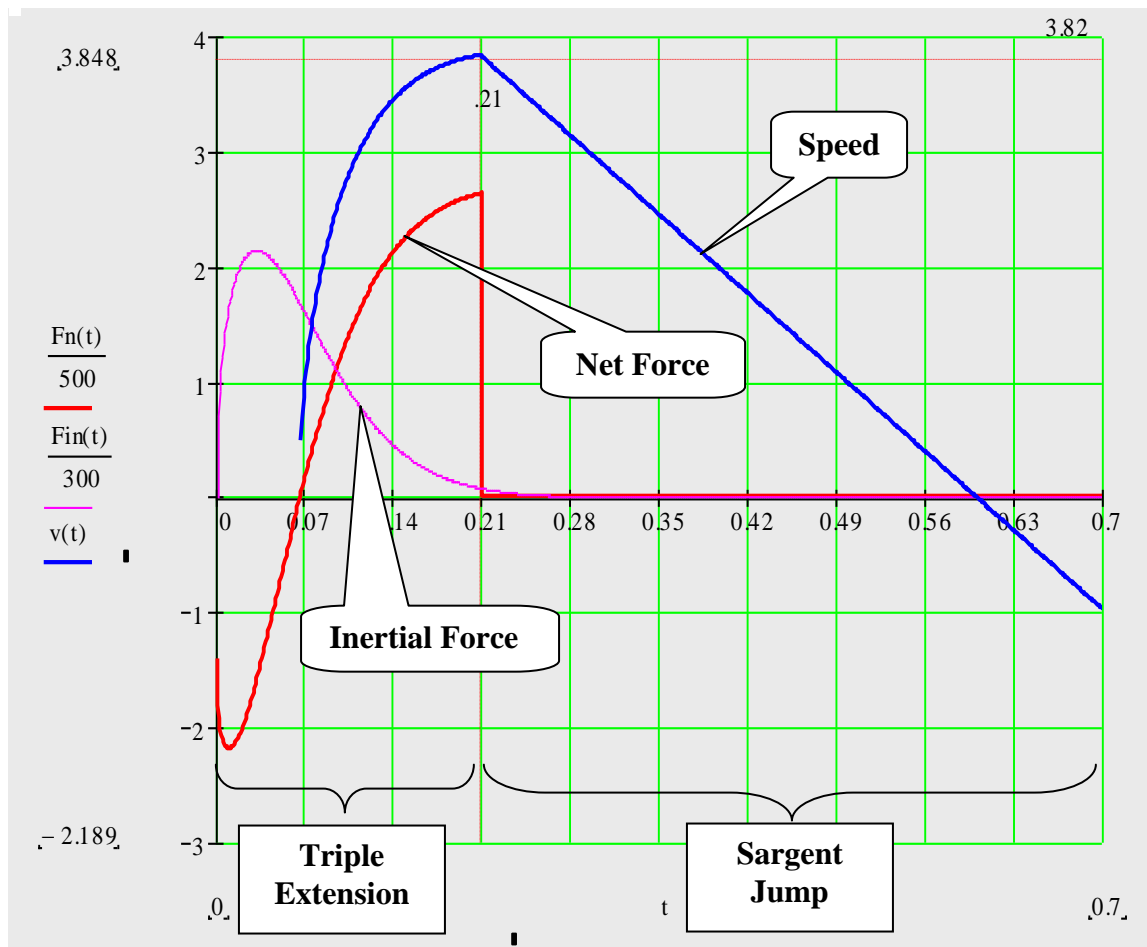


Fig. 7.2. Variația teoretică a principalelor mărimi biomecanice în săritura în înălțime de pe loc fără flexie rapidă (Sargent jump). Explicații în text

Variația vitezei și a forței care o generează reprezintă în acest grafic un exemplu de săritură a unui atlet fictiv, dar care are caracteristici apropiate de cele din realitate. Bunăoară acest atlet are greutatea corporală 71 Kg, înălțimea 1,80 m, ridică 163 Kg în semiflexiune, utilizează cca 80 % din potențialitatea virtuală de forță maximală și cca 90% din potențialitatea de manifestare explozivă a acesteia. Am ales aceste valori pentru a simula comportamentul și efectul urmărit (înălțimea maximă a săriturii) modificând pe rând diferiți parametrii în sens facilitator și restrictiv. Se cuvin câteva explicații; astfel, ne este cunoscută o anumită corelație semnificativă dintre înălțimea corporală și amplitudinea optimă a flexiei (30 cm la 1,70, 40 cm la 1,80, 45-50 cm la 1,90 m etc.), iar puterea maximă anaerobă, - constantă pentru (acest sau oricare) atlet, locație corporală și un anumit momentul ales -, arată că el poate ridica cu viteză mică o greutate atât de mare, încât aceasta, împreună cu cea proprie, să nu depășească forța sa maximă.

Din simulările computerizate făcute cu acest model logico-matematic rezultă câteva ipostaze interesante care merită, după parerea noastră, atenție. Astfel, dacă atletul fictiv ar fi utilizat întreaga sa potențialitate virtuală de forță maximală și cea de manifestare explozivă ar fi sărit 120 cm !. Dacă ar fi folosit numai capacitatea maximă de accelerare corespunzător aceleiași extensii ar fi sărit 96 cm. În fine, dacă ar fi avut cca 190 cm și un elan corespunzător

acestei înalțimi corporale, dar cu aceeași greutate corporală și forță maximală ar fi sărit 118 cm.

Reamintim că modelele logico-matematice sunt simplificări ale realității și că transferul concluziilor obținute în urma simulării computerizate a comportamentului acestora în realitate implică riscuri. Paradoxal, riscurile sunt cu atât mai mari cu cât modelul respectiv este mai sofisticat. În modelul logico-matematic de față nu s-a ținut cont de o multitudine de factori, printre care tehnica săriturii, temperatura efectorului și a ambientalului, atitudinile și aptitudinile psihice etc. Ne-a interesat numai punctul de vedere bimecanic asupra forței active, în comparație cu alte puncte de vedere precum cel mecanic, metodic sau anatomo-funcțional. Cu titlul de curiozitate, un astfel de model poate explica de ce un purice sare de cca 200 ori mai mult decât înălțimea sa, o pisică sălbatică poate sări de cca 6 ori înălțimea sa, sau, de ce un atlet, pentru a fi un bun săritor, trebuie să aibă o anumită configurație somatică.

Așa cum am mai precizat, admitanța, $Y(t)$ leagă efectul de cauză; în cazul de față, relaționează viteza de ridicare a centrului de greutate în elanul săriturii de forța netă:

$$v(t) = Y(t) \cdot F_n(t)$$

Din calculele noastre rezultă că în manifestările de forță explozivă admitanța variază diferit de forța activă și depinde de rezultanta forțelor rezistive. Admitanța caracterizează mai ales aspectele structurale, eventual genetice ale mediului de manifestare a forței active și mai puțin diferența dintre forța activă și forțele rezistive. Cu alte cuvinte, înălțimea săriturii de pe loc ca măsură a detentei poate fi diferită la doi atleți care au aceeași (capacitate de) forță maximală dar sunt diferiți ca potențialitate de manifestare (capabilitate).

Aceste considerente biomecanice legate de manifestarea forței în regim de accelerare maximă, traduse în limbajul metodic prin expresia de forță explozivă, dezvăluie necesitatea și posibilitatea ca antrenamentele de forță ale săritorilor și aruncătorilor (sau ale oricărui sportivi care practică mișcări segmentale brusce) să se orienteze spre creșterea admitanței. În cuvinte simple, acest fapt înseamnă practicarea judicioasă a unor mijloace care se adresează comenzilor neuro-musculare. De exemplu, ridicarea unor greutăți relativ mici în viteză maximă, cu start la comanda antrenorului. Fiecare ridicare din serie trebuie să fie comandată, iar frecvența ridicărilor va fi cu necesitate mică.

Subliniem cu insistență că relația dintre viteza deplasării pe direcția forței nete biomecanice care o produce și această forță este una de pseudo-proporționalitate. Mai precis, *viteza maximă de deplasare pe distanța restricționată de considerente biologice este proporțională cu rădăcina pătrată a rezultantei forțelor care generează această mișcare, pe direcția ei*. Cu cât forța netă biomecanică este mai mare, cu atât viteza (la pătrat) de deplasare a corpului respectiv este mai mare. Creșterea vitezei este neliniară față de creșterea forței nete (din cauza admitanței, dependentă la rândul ei de forța netă și factorii structurali individuali); ea este oricum extrem de lentă, ceea ce dovedește că viteza este o

calitate motrică greu perfectibilă. Prin această subliniere vrem să evităm confuzia de interpretare referitoare la forța rezistivă, cu apel la relația lui V.A. HILL¹⁰; această relație spune că pe măsură ce forța rezistivă crește, viteza maximă de deplasare scade. Mai facem precizarea că, în unele cazuri, *forța netă biomecanică este rezultanta tuturor forțelor care acționează, inclusiv a celor care facilitează mișcarea*, deci nu se referă întotdeauna numai la diferența dintre forța activă musculară și rezultanta forțelor rezistive.

Similitudinea acestei relații (dintre viteza deplasării pe direcția forței nete biomecanice care o produce și această forță), cu altele din științele consacrate, cum ar fi legea lui OHM¹¹ din electricitate sau relația dintre debitul fluidelor și presiunea hidrostatică a lor, nu este întâmplătoare.

La fel ca în mișcările aciclice, unde forța inerțială și admitanța se opun creșterii vitezei (acceleerației), în startul probelor atletice de viteză, inerția, dar mai ales creșterea lentă a admitanței, fac ca atingerea acceleerației maxime să se producă abia după câteva secunde. Fenomenul este tratat ca o fază tranzitorie.

Pentru ilustrarea modului cum acționează forța netă în faza tranzitorie și imprimă corpului atletului o acceleerație, adică o creștere progresivă a vitezei în probele de sprint, am simulat comportamentul unui atlet fictiv care ar deține teoretic toate recordurile mondiale pe distanțe scurte.

¹⁰ Relația Hill se va comenta în paragraful referitor la biomecanica vitezei.

¹¹ Legea în formă locală a lui Ohm: curentul electric într-un circuit este cu atât mai mare cu cât admitanța este mai mare și cu cât forța electromotoare este mai mare.

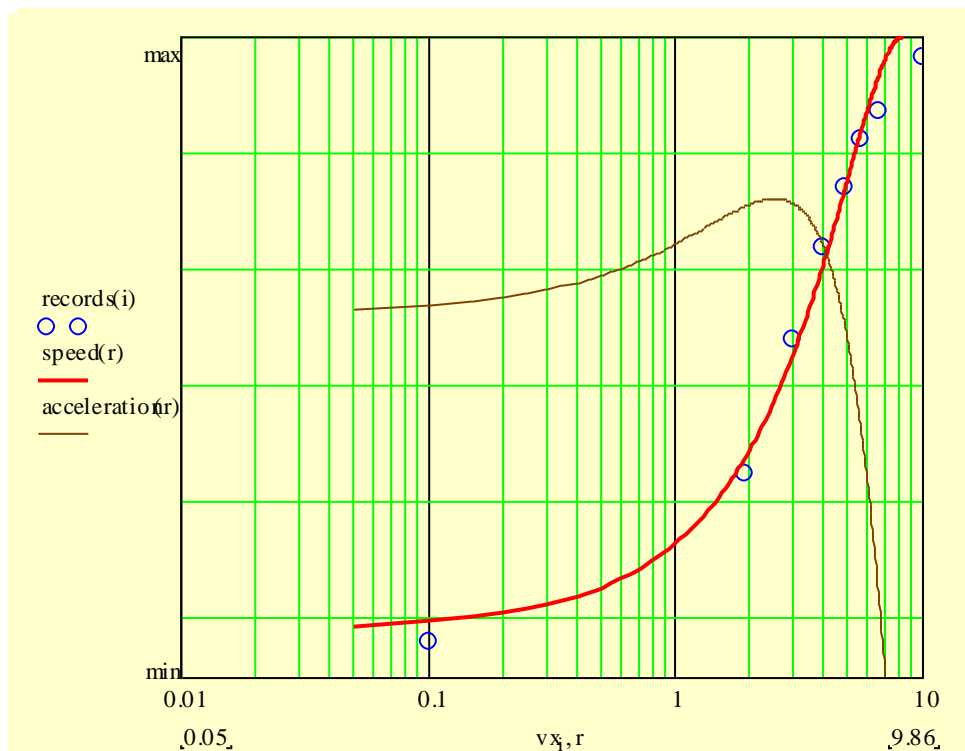


Fig. 7.3. Fitarea recordurilor de viteză pe distanțe scurte, până la 100 m, arată că viteza de alergare a atletului fictiv crește nelinier continuu (linia roșie), mișcarea fiind, la început accelerată, apoi decelerată. Un maxim de accelerație se observă la cca 2-3 secunde după start

Graficul accelerației (linia neagră continuă) din Fig 7.3. de mai sus sugerează faptul că manifestarea forței la atletul fictiv se face în regim de accelerație maximală. Nu întâmplător, în alergarea de sprint maximum de accelerație apare după 2-3 secunde de la demararea mișcării; tot așa se întâmplă, fiziologic, cu maximizarea proceselor anaerobe de degradare a ATP-ului. Așadar, demararea în probele de sprint poate fi și ea apreciată și măsurată ca manifestare a forței explozive. *Teoretic, măsura forței explozive ar trebui să fie durată în care accelerația crește până devine maximă.*

Practic însă, chiar după scăderea accelerației, viteza continuă să crească, este adevărat, mai lent, stabilizându-se la o valoare maximală. Astfel, momentul în care viteza devine maximă este mult mai ușor de remarcat și coincide, la mișcările aciclice, cu desprinderea de sprijin în elanul săriturilor sau cu momentul eliberării obiectului aruncat în probele de aruncări din atletism. La un automobil, caracteristica de accelerație este măsurată convențional prin timpul în care acesta ajunge la viteza de 100 km/oră. La om, distanța pe care acționează forța este relativ

mică și diferă mult de la o mișcare la alta. De aceea, standardizarea în măsurarea forței explozive este neadecvată.

Măsurarea forței explozive poate fi făcută indirect prin *efect*. De exemplu, înălțimea săriturilor fără alergare în elan depind de viteza finală a mișcării, adică de viteza din momentul desprinderii, după cum, la fel, depind și distanțele aruncărilor fără elan. De aceea este mult mai comod de evidențiat sau de calculat *viteza finală* decât momentul accelerației maxime. Această viteză finală exprimă analitic accelerația medie pe durata sau distanța lucrului mecanic. Când nu se pune problema oboselii, corelația dintre accelerația medie și cea maximă este semnificativă la un prag deosebit de convenabil, ceea ce permite înlocuirea unei mărimi prin cealaltă. Cu alte cuvinte și revenind la primul exemplu, înălțimea maximă a săriturii pe verticală de pe loc poate fi o măsură a forței explozive, a puterii maxime instantanee anaerobe sau a detentei, după cum ne interesează exprimarea cauzală, procesuală sau cea de efect.

După faza tranzitorie urmează o fază quasi-stabilă, în care viteza maximă depinde de forța netă biomecanică ajunsă la valoarea sa maximală și, oarecum, constantă, dar inclusă și în măsura admitanței.

Faza quasi-stabilă reprezintă *regimul de manifestare în viteză maximă a forței active*, fază care, după părerea noastră, merită să fie tratată separat cu titlul de *biomecanica vitezei*.

7.3. Biomecanica vitezei

În cultura fizică și în sport, viteza este considerată o calitate motrică sau o aptitudine ce caracterizează contracția musculară. Astfel, dacă durata atingerii contracției totale este mică, viteza este mare și invers. Această caracteristică a efortului sau a prestatorului de efort fizic este transmisă prin pârghii și lanțuri cinematice la o mișcare corporală sau la un obiect deplasat, de unde viteza devine o caracteristică *de execuție* a unui act motric, cum ar fi alergarea. În anumite situații, viteza poate caracteriza repetarea sau alternarea unei mișcări într-un interval de timp stabilit convențional, înlocuind frecvența și numindu-se *viteză de repetiție*, eventual poate înlocui latența reacției motrice, numindu-se impropriu *viteză de reacție*.

În biomecanică, viteza este o caracteristică a mișcării produsă de forța netă. Prin precizarea cauzală, viteza biomecanică este strâns legată de caracteristicile anatomo-funcționale ale prestatorului și se diferențiază de ceea ce se înțelege în mecanică prin viteza unui mobil sau a unui punct material.

Mișcarea biomecanică este perfect determinată dacă i se cunoaște *viteza momentală* și *traietoria*. În mecanică, mișcarea este definită la fel de precis, de regulă vectorial, cu ajutorul unui *triedru Frene* mobil. În fond și oarecum mai

complicat, forma vectorială spune același lucru despre traiectorie și vitezele momentale.

Pe lângă forma de viteză momentală, ceea ce înseamnă viteză din fiecare poziție semnificativă sau din fiecare secvență temporală a mișcării, în biomecanică se mai utilizează forma de *viteză medie* și forma de *viteză finală* (mai ales pentru mișcările segmentale limitate).

Măsura *vitezei medii biomecanice* este un raport dintre distanță sau lungimea traiectoriei și durata în care această distanță sau traiectorie a fost parcursă. *Viteză finală* sau viteză în oricare moment al mișcării se definește prin *derivata*¹² poziției respective. Derivata, această aparent complicată convenție matematică, n-ar trebui să sperie pe nimeni, deoarece computerele o calculează aproape instantaneu la simpla comandă.

În mișcările segmentale bruște, atunci când acestea pleacă din repaus, viteză finală este excelent aproximată prin dublul vitezei medii. De exemplu, dacă durata elanului unei sărituri de pe loc este de 0.5 secunde, iar centrul de greutate s-a înălțat cu 0.40 m, atunci viteză medie este $0.40/0.5 = 0.8$ m/s, iar viteză finală este de 1.6 m/s. În sport, pentru simplificarea comunicării, adesea se spune despre un sprinter că are o viteză, să zicem, de 10 secunde pe 100 m. Tot din acest motiv se mai folosește și expresia de *viteză de reacție bună*, de pildă, pentru a caracteriza latența reacției motrice de 140 milisecunde. Expriarea vitezei prin unități de timp este, desigur, incorectă, dar nu este nicidecum o greșeală gravă, dacă distanța la care se referă este constantă sau convențional prestabilită.

În cele mai multe sporturi performanța se bazează pe *viteza maximală* și *durata* în care aceasta sau o viteză apropiată ei este menținută. De pe poziția biomecanicii știm că viteză maximală se atinge la sfârșitul fazei în care accelerația este pozitivă (a acțiunii forței explozive) și durează un timp relativ scurt, de la câteva secunde pentru omul obișnuit și până la 30 s la atleții de mare performanță. Cauzal, viteză maximală este determinată de *diferența* dintre *forța activă* și *rezultanta forțelor rezistive* (adică de forța netă), prin intermediul mărimii personalizate numite *admitanță*:

$$v(t) := Y(t) \cdot F_n(t)$$

Fără a intra în calcule și a invoca premisele modelului logico-matematic care relaționează viteză de execuție cu forța activă, putem spune că *viteza maximală* depinde în special de mărimea *forței active*, de *greutatea* segmentului corporal sau a corpului (G) pus în mișcare, de *sarcina* sau forțele oponente (L), de *distanța*

¹² Limita raportului dintre variația spațiului proximal și variația corespunzătoare a timpului, când aceasta tinde spre zero

lucrului mecanic, de *factorii individuali* (de exemplu q) incluși în admitanță etc. Important de reținut este faptul că, din punct de vedere cauzal, *viteza biomecanică maximală crește odată cu forța activă*.

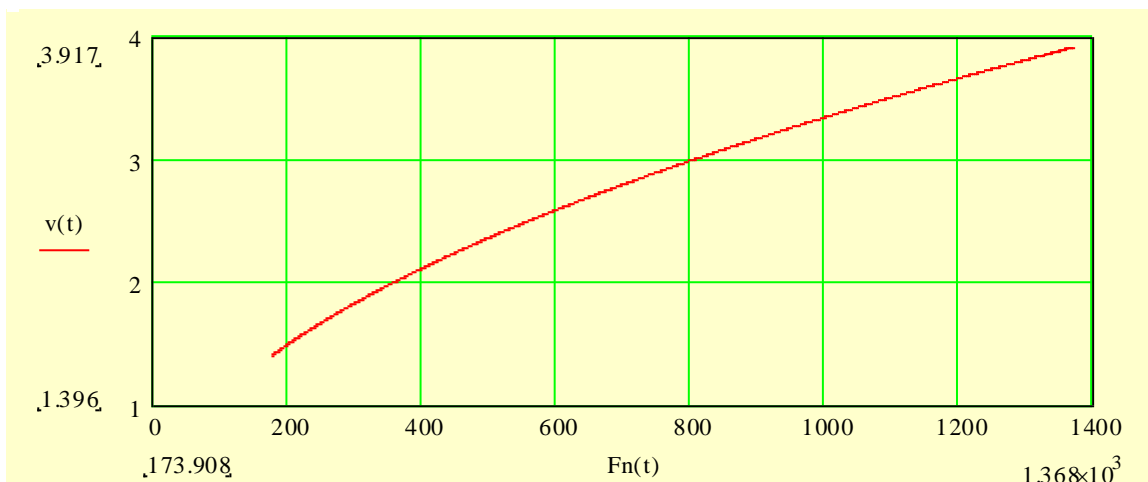


Fig. 7.5. Relația de creștere a vitezei biomecanice maxime concomitent cu creșterea forței nete. Exemplu pentru elanul sariturii pe verticală de pe loc cu flexia de 0.40 m

Atât din exemplul prezentat în figura de mai sus cât și din alte mișcări rezultă că *rata de progres* a vitezei maxime în raport cu creșterea forței active maxime este *mică*. Prin urmare se confirmă faptul că viteza este o calitate motrică sau o aptitudine greu perfectibilă, având un pronunțat caracter genetic. De pildă, pentru un progres în viteză măsurat prin diferența de detentă de la 78 cm la 134 cm (ceea ce înseamnă atingerea unei performanțe de nivel mondial), atletul ar trebui să progreseze la ridicarea unei greutatei din semiflexiune de la 163 kg la 263 kg ! Această condiție n-ar fi totul, deoarece încă nu se știe cum se modifică admitanța, ca factor de mediu contractil, la un progres de 100 kg pentru forța activă manifestată la viteze extrem de mici.

Pe de altă parte, dacă *sarcina* (L) sau rezultanta forțelor rezistive *crește*, *scade forța netă* și implicit *scade viteza maximală* a mișcării respective.

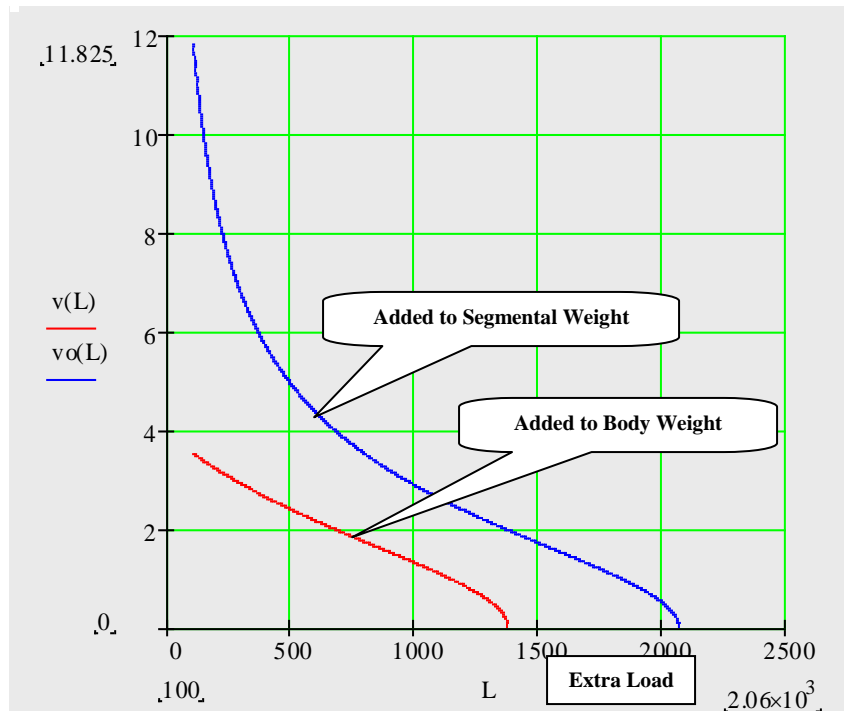


Fig. 7.6. Exemplu de scădere a vitezei de execuție pe măsură ce sarcina sau rezultanta forțelor ce se opun mișcării crește. Referire la tripla extensie

După cum se observă din figura de mai sus, viteza de execuție scade invers proporțional cu forța rezistivă. Cu alte cuvinte, dacă atletul ridică în triplă extensie numai greutatea proprie, viteza maximă se apropie de 4 m/s, iar dacă i se adaugă greutatea sa de ridicare scade, ajungând, la limită, să nu se mai poată ridica din flexie (curba roșie). Particularizând pentru exemplul de mai sus, trebuie să arătăm că, dacă atletului i se adaugă la greutatea sa proprie de 700 N (71 kg) o greutate de 1600 N (aprox. 164 kg), acesta nu se va mai putea îndrepta, viteza sa de execuție devenind zero (în calcule intervine și admitanța).

Această relație de invers proporționalitate dintre viteza de execuție și forța rezistivă a fost studiată de mai mulți autori, cel mai cunoscut fiind A.V. HILL. Ea a fost dedusă experimental în laborator pe așa-numitul preparat de iepure, însemnând un mușchi de iepure viu dezinsurat. Mușchiul a fost excitat pentru a se contracta cu diverse greutăți atârnate, măsurându-i-se viteza de contracție. Graficul obținut a fost apreciat ca fiind o hiperbolă echilaterală, descrisă concis de ecuația:

$$(F + a) \cdot (V + b) = (F_{\max} + a) \cdot b = \text{const.}$$

unde F este greutatea atârnată, în general fiind chiar rezultanta forțelor rezistive; V este viteza de contracție a mușchiului striat, în general fiind viteza mișcării

respective pe direcția forței nete (rezultanta tuturor forțelor). În ecuație mai apare constanta “a”, cu semnificația de greutate proprie a mușchiului, reprezentând greutatea segmentului corporal sau a corpului deplasat, precum și constanta “b”, cu semnificația vitezei minime de deplasare a unei sarcini maxime.

Se cuvine să amintim și alte modele matematice ale relației invers proporționale dintre viteza de deplasare și forța rezistivă care se opune acesteia. Astfel, este cunoscut modelul exponențial al lui FENN & MARSH, în care $F = F_{max} \exp(-kV)$, modelele empirice PALLISAR sau AUBERT etc. Toate aceste modele descriu, de fapt, tendința de conservare a puterii maxime, iar ca alură grafică aproape că se confundă.

La aceste modele empirice mai adăugăm și noi unul teoretic, dedus rațional din exemplul de mai sus, cel al săriturii pe verticală de pe loc (Sargent Jump).

Să luăm în considerare puterea maximă¹³ debitată de contracția musculară pentru ridicarea prin tripla extensie a greutății corporale G pe distanța s în timpul t_e , obținându-se viteza medie V_{med} și viteza finală V_{max} , aproximativ egală cu dublul celei medii. După desprinderea de sprijin, energia cinetică se transformă total în energie potențială, atunci când se atinge înălțimea maximă a săriturii h .

$$P_{max} = G \cdot s/t_e + G \cdot h/t_e$$

Prin transformări simple se ajunge la forma:

$$P_{max} = G \cdot (V_{med} + 1/2g \cdot k/s \cdot V_{med}^3)$$

iar ulterior la forma:

$$(F + a) \cdot (V + b) = P_{max}$$

Expresia de mai sus este foarte asemănătoare cu cea a lui HILL: constanta “a” are, la fel, semnificația greutății proprii a sportivului ($a = G$, în cazul de față), F este o forță rezistivă (poate fi o greutate adăugată sportivului), V este viteza medie a mișcării de extensie, iar “b”, spre deosebire de ecuația lui HILL, are aici semnificația unui parametru ($b = 1/2g \cdot k/s \cdot V_{med}^3$) ce depinde de accelerația gravitațională g , de potențialitatea de manifestare a forței active k , de distanța s pe care se efectuează această mișcare și, în sfârșit, de viteza medie la puterea a treia. Pentru reprezentare grafică, s-au preferat formele:

$$F1(V) := \left[\frac{(F_{max} + a) \cdot b}{V + b} \right] - a$$

$$F2(V) := \left(\frac{P_{max}}{V + c \cdot V^3} \right) - a$$

¹³ Numită de noi „puterea maximă instantanee anaerobă” (Gagea, 1995)

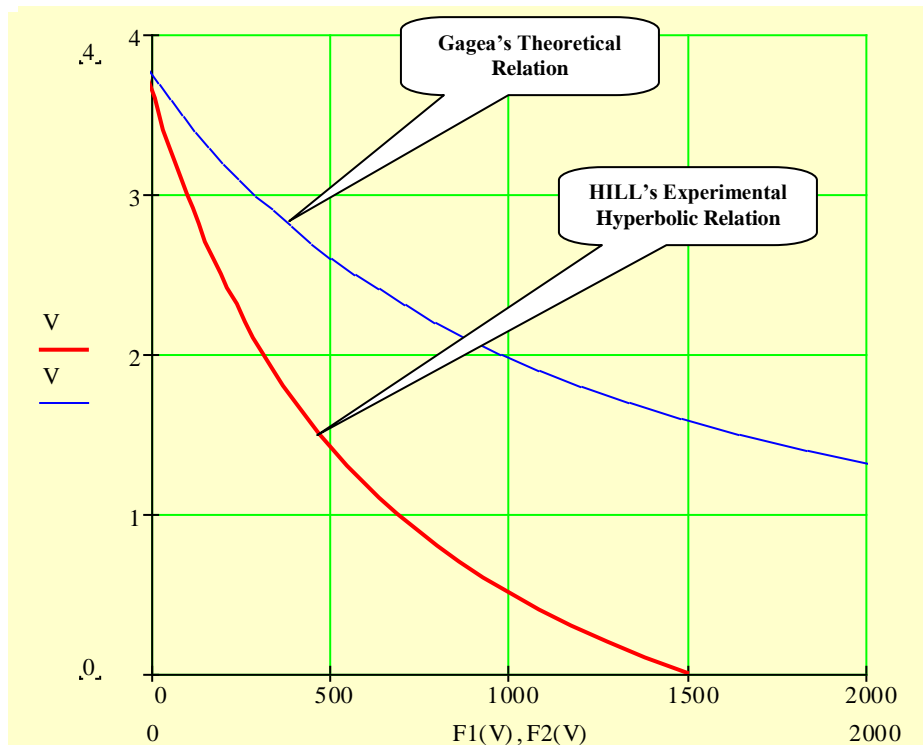


Fig. 7.7. Ilustrare a modului cum scade viteza de execuție atunci când sarcina sau forța rezistivă crește

Principala proprietate a hiperbolei este aceea că, în orice punct al ei, produsul dintre coordonate tinde să fie constant. Cu alte cuvinte, produsul dintre forța rezistivă și viteza de execuție este constant, ceea ce este în concordanță cu premiza¹⁴. Pentru exemplificare, să ne imaginăm un sportiv care efectuează un efort fizic la un aparat de dezvoltare a forței (helcometru, ergometru etc.). Sportivul trage de mânerul legat de coardă și ridică o anumită greutate F_1 cu viteza V_1 . Teoretic, dacă greutatea va fi dublă, și anume $F_2 = 2 \cdot F_1$, atunci viteza ridicării acesteia va fi înjumătățită, adică $V_2 = 0.5 \cdot V_1$. Relația hiperbolică a lui HILL arată că produsul $F_1 \cdot V_1$ este egal cu $F_2 \cdot V_2$ și tinde să fie constant, deoarece puterea sportivului, până la apariția oboselii, este constantă. Datorită constantelor introduse de HILL în relația hiperbolică de mai sus, produsul dintre forța rezistivă (adăugată greutății proprii “a”) și viteza de execuție nu ajunge niciodată la zero. Astfel, chiar dacă nu există nici o sarcină suplimentară F, sportivul are de deplasat greutatea segmentului corporal sau pe cea proprie.

În cazul izometriei, se consideră că presiunea din țesuturile biologice deformabile implicate în efort echivalează cu o deplasare cu viteză minimală “b”. Relația teoretică dintre forța netă și viteza de execuție prezentată de noi, alături de

¹⁴ Pentru un moment dat, o anumită locație corporală și același individ, puterea este constantă.

relația HILL, încercă să argumenteze faptul că rata modificărilor viteză / forță rezistivă este, cel puțin pentru mișcarea de triplă extensie, mai mică, atunci când se ține cont de limitarea distanței lucrului mecanic.

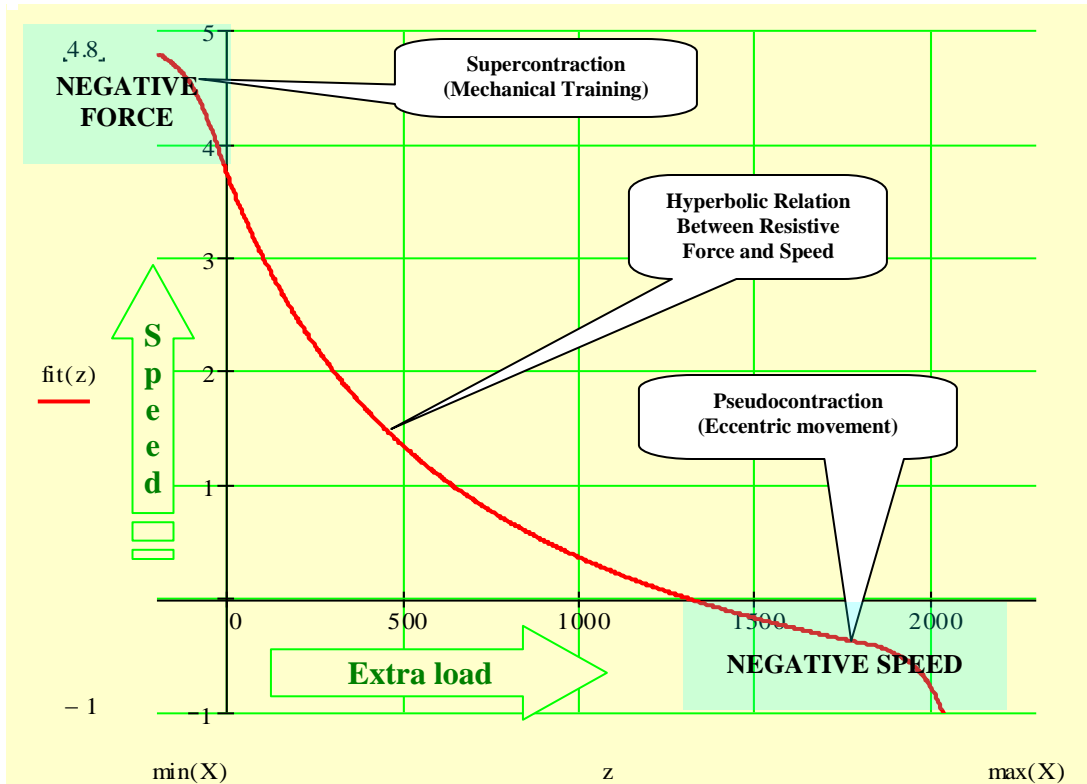


Fig. 7.8. Relația hiperbolică dintre viteza de execuție și forța rezistivă se alterează în cadranul IV (viteză negativă), atunci când mișcarea devine excentrică (de cedare). La fel se întâmplă și în cadranul II (forță negativă), când viteza devine supramaximală (deoarece rezultanta forțelor externe facilitează mișcarea, în loc să se opună ei). Explicații suplimentare în text

În situații practice, de limită, relația hiperbolică a lui HILL, precum și alte modele matematice teoretice care relaționează viteza de execuție cu forța rezistivă nu mai corespund realității. Astfel, când sarcina sau rezultanta forțelor rezistive este mai mare decât forța activă se produce o mișcare de cedare, viteza devine convențional negativă, iar curba hiperbolică se distorsionează, trecând în cadranul IV al reprezentării carteziene. Noi am numit această mișcare “pseudoconstracție”. În pseudoconstracție viteza de cedare crește odată cu creșterea sarcinii, ceea ce devine extrem de riscant pentru integritatea segmentală sau corporală (ne referim în primul rând la accidente). Până la o sarcină cu cel mult 15% mai mare decât cea maximală (corespunzătoare izometriei), avantajul eficienței dezvoltării forței este atât de tentant încât abolește riscul.

În cealaltă extremitate a curbei hiperbolice se poate întâmpla practic ca suma forțelor rezistive să nu se opună mișcării, ci s-o faciliteze, devenind convențional negativă. Cu alte cuvinte, mișcarea, în loc să fie frânată de forțele externe, este accelerată peste posibilitățile naturale ale efectorului. În astfel de situații reale (cum ar fi, de exemplu, alergarea de tracțiune în spatele unei biciclete), curba hiperbolică se distorsionează trecând în cadranul II, iar viteza devine supramaximală. Noi am caracterizat mișcarea ca fiind o “*supracontractie*”.

Supracontractiile se adresează direct dezvoltării vitezei. Antrenamentele sau mijloacele care produc supracontractie sunt cunoscute sub denumirea de “*antrenamente sau mijloace mecanice*” și sunt practicate cu succes în metodică dezvoltării vitezei, în ciuda riscului de producere a accidentelor. Un exemplu devenit deja clasic argumentează faptul că, dacă atleții unei grupe efectuează 8-10 sărituri pliometrice speciale la sfârșitul fiecărui antrenament, timp de 6 săptămâni, progresul vitezei de execuție măsurat prin detentă poate fi, în medie, cu până la 30 % mai mare decât la o grupă martor care practică același efort de antrenament, mai puțin săriturile pliometrice speciale.

Faptul că săriturile pliometrice sunt *speciale* înseamnă aici că se referă la *supracontractii*. Practic, aceste supracontractii se pot obține cu ajutorul unor garouri de cauciuc suspendate la un capăt și prinse de brâul atletului la celălalt capăt. Când atletul sare “în adâncime” de pe un suport înalt, întinde garoul, iar desprinderea ulterioară este facilitată. Biomecanic, înseamnă că tensiunea din garou se adaugă la forța activă, iar viteza de elan crește supramaximal. O altă modalitate, dar mai simplă, de facilitare a desprinderii în săritură ar fi cea cu ajutorul acordat de doi parteneri, care, în momentul desprinderii, îl împing în sus pe atletul susținut de sub brațe.

În încheiere, rezumăm principalele idei referitoare la viteza biomecanică:

- ▶ Viteza biomecanică maximă de execuție depinde direct proporțional de forța activă și de admitanța mediului contractil. Rata de progres în dezvoltarea ei scade odată cu creșterea forței active, argumentând dependența sa mai strânsă de factorul genotipic decât de cel fenotipic.
- ▶ Viteza biomecanică de execuție depinde invers proporțional de forța rezistivă. Cu cât este mai mare greutatea de ridicat, sarcina sau, în general, forța rezistivă, cu atât mai mică este viteza de execuție, astfel încât produsul lor este mereu constant (conform premisei pentru un moment dat, o anumită locație corporală și același individ).
- ▶ Când forța rezistivă depășește forța maximă activă, mișcarea devine excentrică (de cedare), viteza biomecanică crește necontrolat odată cu creșterea sarcinii sau a forțelor rezistive (pericol de accidente).
- ▶ Când rezultanta forțelor externe nu opune rezistență mișcării, ci o facilitează (devenind convențional negativă), atunci viteza biomecanică

crește necontrolat peste limitele naturale, devenind supramaximală. Această circumstanță este propice dezvoltării vitezei de execuție maximale, dar implică riscuri mari de producere a accidentelor.

7.4. Biomecanica anduranței

Etimologic, termenul *anduranță* provine din latinescul *indurare*, cu semnificația de suportare dificilă a oboselii sau a durerii. În limba română a fost introdus, probabil, pentru a diferenția calitatea motrică de *rezistență la un efort de intensitate relativ mare* de *rezistența la eforturi de lungă durată*, ambele producând o oboseală cu senzație de disconfort și epuizare asemănătoare durerii.

Rezistența scade odată cu creșterea oboselii și se termină când apare oboseala insuportabilă. În *biomecanică*, rezistența se referă la degradarea inacceptabilă a mișcării și la cauzele fiziologice care o produc. Fiecare sport sau efort fizic are formele sale specifice de manifestare fiziologică sau psihică de oboseală, de degradare a mișcării, în special a coordonării motrice. Prin urmare, o standardizare a rezistenței biomecanice este greu de realizat și probabil inutilă. Spre deosebire de biomecanică, în mecanică s-a dezvoltat o disciplină, oarecum de sine stătătoare, numită rezistența materialelor, la care limitele de rezistență se referă la degradări ireversibile, cum ar fi ruperea materialelor, fapt ce nu poate fi copiat la omul viu. Este adevărat că la om se cunosc limitele de rezistență mecanică ale oaselor sau ale unor țesuturi biologice¹⁵, dar această caracteristică de rezistență nu are nimic de a face cu rezistența la care ne referim aici.

Sindromul *oboselii* are manifestări variate și nenumărate cauze. Din punct de vedere biomecanic, creșterea oboselii sau scăderea rezistenței este privită ca o diminuare a puterii musculare, ca o incapacitate de a presta un efort fizic de o anumită intensitate, timp îndelungat. Recunoaștem că focalizarea excesivă a biomecanicii pe aspectul energetic al efortului fizic face dificilă explicarea degradării inacceptabile a mișcării din unele sporturi cum ar fi tirul sau altele, bazate pe precizie. Alterarea coordonării sau problemele atitudinale asociate energiciei efortului fizic sugerează și alte forme de rezistență, pe care disciplinele vecine cu biomecanica le abordează deja (ergofiziologia și metodică dezvoltării calităților motrice).

În biomecanică, scăderea forței musculare în timpul efortului fizic obositor este privită ca un act firesc, prin care consumul depășește aportul energetic. Se cunosc cel puțin șapte ipoteze explicative ale acestui fenomen. Cea mai plauzibilă se referă la *incapacitatea de resinteză* totală și rapidă a ATP, moleculă care, prin degradare, produce energia convertorului muscular. Se cuvine să subliniem și

¹⁵ Deduse din încercări pe materiale nevii.

ipoteza *autointoxicării* cu reziduri energetice sau cea a proceselor de *homeostazie*. Scăderea forței determină și scăderea vitezei, ceea ce accelerează diminuarea debitului energetic, adică a puterii.

Cu cât este mai mare intensitatea efortului, ca de pildă viteza de alergare, cu atât mai repede se ajunge la epuizarea rezervelor energetice. Sistemul homeostazic natural de apărare a organismului, manifestat prin sindromul de oboseală, face ca atletul să reducă automat puterea și să renunțe la efort, înainte de epuizarea completă a rezervelor energetice.

După cum am meționat în paragrafele anterioare, viteza de execuție scade odată cu forța netă și admitanța. Exemplificăm modul de scădere a puterii musculare la un sportiv începător, care aleargă 400 m în cca 90 s.

$$v(t) := Y(t) \cdot F_n(t)$$

$$F_n(t) := \eta F_a(t) - \mu \cdot (G + L)$$

$$Y(t) := \frac{\kappa(t) \sqrt{F_n(t)}}{F_n(t)}$$

$$P(t) := F_n(t) \cdot v(t)$$

În formulele de mai sus, spre deosebire de cele din paragrafele anterioare referitoare la săritura pe verticală, apar coeficienții η, μ, κ , care semnifică faptul că în alergare forțele nu sunt coliniare.

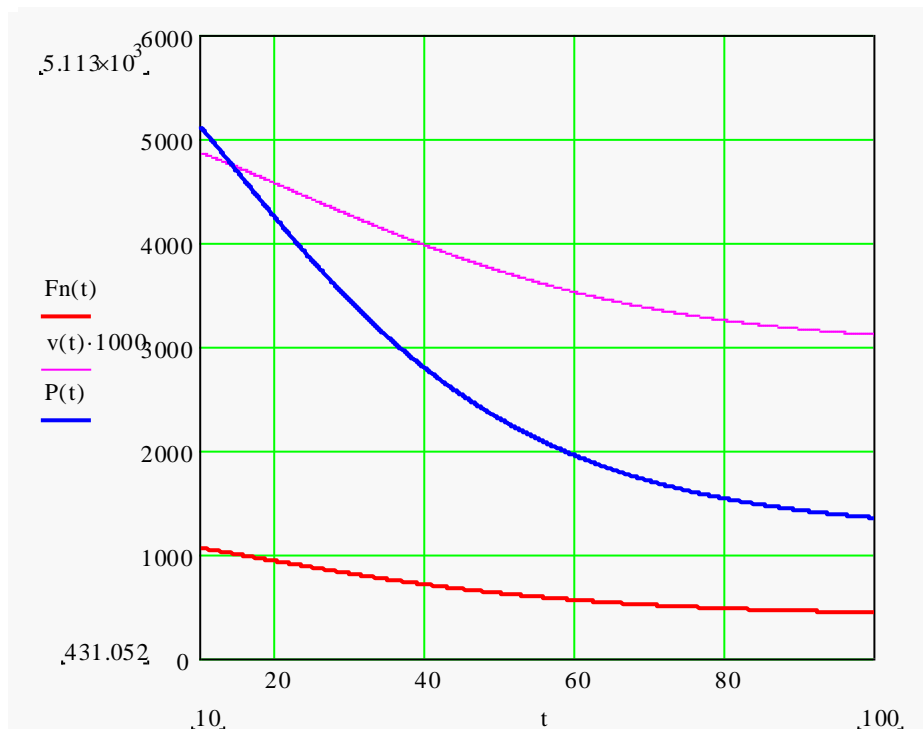


Fig. 7.9. Specimen al modului cum scade forța, viteza și puterea la un sportiv începător care aleargă 400 m în cca 90 s. După cca 10 secunde de la start apare oboseala, iar viteza de alergare scade sub 5 m/s. Graficul sugerează că acest sportiv termină proba aproape epuizat

Pentru atleții din topul mondial, scăderea puterii începe după primele 30 de secunde, adică după cca 280 m de alergare în viteză maximală, fiind prezentă în toate probele atletice, de la cea de 400 m până la cea de maraton (care durează peste 7000 de secunde).

Argumentăm modul de scădere a puterii musculare în alergare printr-un experiment teoretic, în care un atlet virtual ar deține fictiv toate recordurile mondiale de alergări pe pistă din probele atletice bazate pe rezistență. Fitând curba recordurilor am remarcat că modul teoretic care aproximează rata de scădere a puterii în alergare la atleții din topul mondial poate fi descrisă de o hiperbolă echilaterală:

$$(P - P_{rez}) \cdot t = \text{const.},$$

unde P este puterea totală, P_{rez} este rezerva de putere (inaccesibilă în condiții normale), deci $(P - P_{rez})$ este puterea accesibilă debitată, iar t este durata debitării ei de către efectorul muscular. În eforturile obositoare, forța netă scade pe seama scăderii forței active care trebuie să învingă forțele de frecare cu solul și cu aerul, adică să deplaseze greutatea corporală G cu viteza v . Scăderea forței nete, dar și a admitanței determină scăderea vitezei și implicit a puterii musculare. Formula de mai sus exprimă concis faptul că, dacă intensitatea efortului, în cazul de față puterea debitată, este mare, atunci durata efortului este mică. Altfel spus, *energia tinde să se conserve în eforturile obositoare.*

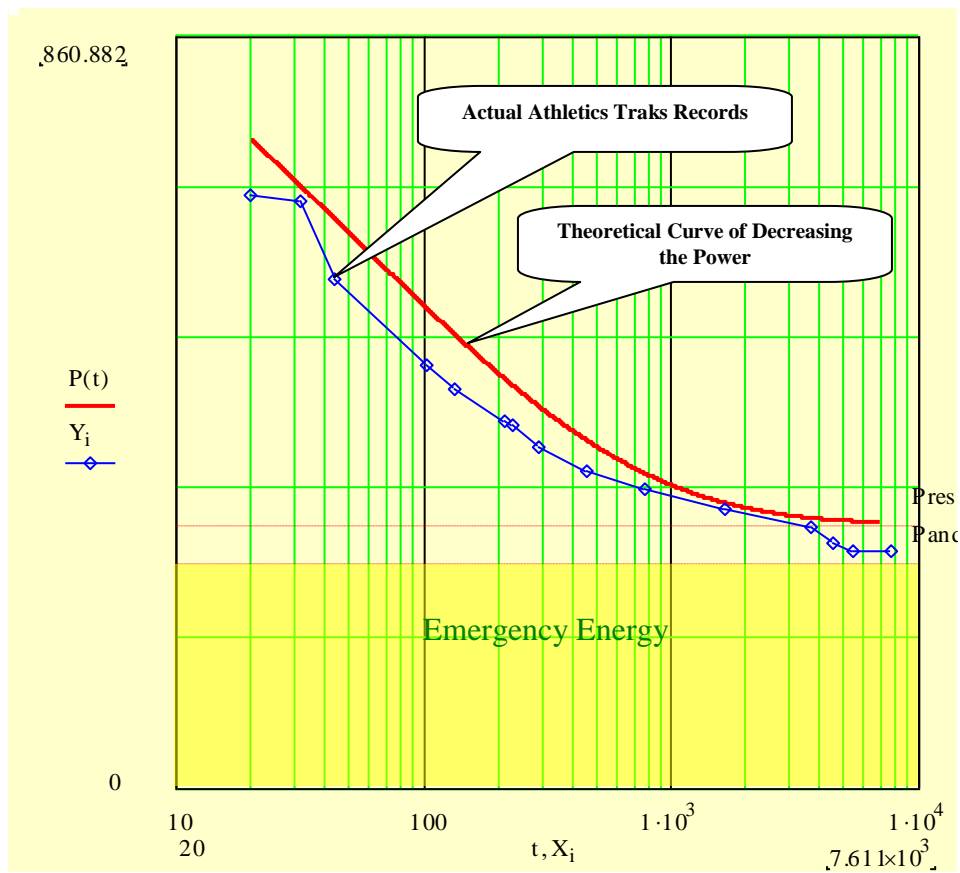


Fig. 7.10. Caracteristica teoretică a conservării energiei în eforturile obositoare, dedusă prin fitarea recordurilor mondiale în probele atletice de alergare pe distanță medie sau mare

În Fig. 7.10. se mai observă că punctele de pe curba recordurilor reale nu sunt aliniată (diferă de șirul de puncte ale unei hiperbole teoretice).

Explicațiile se pot orienta în două direcții:

- actualele recorduri atletice nu reprezintă încă limita performanțelor umane, sistemul real energetic nu este perfect conservativ și, probabil, declararea momentului epuizării este subiectivă, psihogenă;
- modelul hiperbolic nu este satisfăcător de fidel legii enunțate.

Ceea ce este cel mai important de observat este faptul că atât modelul experimental bazat pe recordurile reale, cât și curba hiperbolică ce-l aproximează, tind asimptotic spre o rezervă de putere P_{rez} , care, dacă ar fi debitată pe durata t , ar însemna o energie de rezervă surprinzător de mare.

Probabil, ca de altfel în mai toate situațiile fiziologice¹⁶, această energie de rezervă (aprox. 40 % din cea totală) are un rol preventiv, de supraviețuire sau de urgență. Este de bănuț că, odată cu dezvoltarea rezistenței sau anduranței, această rezervă să crească proporțional, după cum este posibil ca și accesul parțial la ea să fie posibil prin antrenamente.

Rezultă logic că *măsura rezistenței*, în general, și a anduranței, în special, este *energia* disponibilă sau consumată până în proximitatea (limita) energiei de rezervă. Ea este definită biomecanic în toate eforturile obositoare prin produsul dintre cele două dimensiuni ale energiei: puterea debitată ($P - P_{rez}$) și durata debitării, t . Astfel se conturează, practic, două moduri de măsurare: fie prin durata efortului prestat cu o anumită putere (intensitate) debitată, fie prin debitul maximal de putere prestat pe o durată prestabilă.

Cu o oarecare indulgență se poate face o analogie între măsura rezistenței din eforturile obositoare (în special cele din sport) și măsura autonomiei din automobilism. Un automobil poate parcurge 1000 km dacă are un consum economic de 5 litri la 100 km și un rezervor de 50 l, sau poate rula 10 ore cu o viteză medie de 100 km/oră. Același automobil poate rula cu viteza maximă, să zicem 160 km/oră, la care consumă 10 litri pe 100 km, parcurgând 500 km sau realizând această distanță în 3 ore și 8 min.

Dacă acceptăm convenția, conform căreia anduranța se adresează eforturilor de lungă durată și intensitate relativ mică, atunci măsura ei ar putea fi durata în care este prestat un efort de intensitate convențională mică sau în care este parcursă o distanță relativ mare (însemnând o anumită viteză relativ mică). Se înțelege că la sfârșitul efortului prestatorului trebuie să arate sau să declare că este extenuat.

Rezistența, spre deosebire de anduranță, se adresează eforturilor de intensitate relativ mare și, prin necesitate, de durată relativ mică.

Prin urmare, aceeași cantitate de energie disponibilă poate fi consumată un timp relativ scurt la o intensitate relativ mare sau un timp îndelungat la o intensitate relativ mică.

Din păcate, în cultură fizică și sport nu sunt încă standardizate, nici măcar suficient precizate, intensitățile la care durata efortului prestat să măsoare rezistența sau anduranța. Este de înțeles dificultatea standardizării măsurii și a procedurilor de măsurare a rezistenței și a anduranței, desigur din cauza diversității eforturilor obositoare, dar mai ales din cauza aprecierii subiective a oboselii. Soluțiile practice actuale sunt numeroase, dar ele reflectă atât de specific rezistența și anduranța, încât consensul conceptual este greu de realizat. De exemplu, testele biochimice în umori, cele de activitate și reactivitate cardio-respiratorie, ale sistemului neuro-

¹⁶ Creierul utilizează doar câteva procente din potențialul său energetic, ficatul poate asigura supraviețuirea cu doar 10 % din funcționalitatea lui, iar un sportiv de performanță poate avea un debit cardiac de peste 10 ori mai mare decât un om obișnuit etc.

muscular etc. evaluează sau măsoară ecoul biologic al eforturilor obositoare. Într-o analiză sistemică, aceste teste biologice se referă la reactivitatea organismului, tratat ca bloc funcțional; în acest sens, măsura rezistenței sau anduranței ar trebui să se refere la ieșirile și intrările din sistem. Pe de altă parte, nu toate testele biologice frecvent aplicate se corelează semnificativ și la un prag de semnificație rezonabil cu rezistența și anduranța. Astfel, consumul maxim de oxigen apreciat prin corelația cu frecvența cardiacă măsurată, iar apoi relaționat cu capacitatea de efectuare a unui efort aerob de rezistență este o aproximare greu de acceptat (în afara unui anumit ecart convențional). Nici identificarea pragului de virare a concentrației acidului lactic nu este lipsit de critici ca procedeu de apreciere a rezistenței sau anduranței.

Testul COOPER¹⁷ (practicat mai ales la fotbaliști) măsoară rezistența prin distanța parcursă în alergare cu o anumită intensitate relativ mică (cca 90 secunde pe 400 m, însemnând o viteză medie de 4,5 m/s) sau condiționată de durata alergării (5 min). Normele fotbaliștilor de performanță depășesc 1350 m, ceea ce înseamnă o viteză medie de 4,5 m/s menținută 300 s.

La canotaj sunt stabilite și codificate anumite *strocuri* propuse sau ritmuri realizate (cadență, tact), corespunzătoare practic cu anumite durate pentru distanțe convenționale. Altfel spus, este vorba de anumite viteze medii, oricum intensități, menținute pe distanțe sau durate prestabilite.

Și în probele atletice de fond și demifond sunt prestabilite convențional anumite intensități de antrenament sau anumite viteze; de exemplu, așa cum relatează celebra campioană olimpică și mondială Gabriela SZABO, este vorba de durata de 3 minute și 40 secunde pe distanța de 1000 m, sau de o viteză medie de 4.5 m/s menținută pe mai mulți kilometri. În prima formulare este vorba de *timp* raportat la *distanță*, adică inversul vitezei, iar în a doua formulare este vorba de *distanță* raportată la *timp*, ceea ce înseamnă chiar viteză.

Când eforturile se repetă sau sunt ciclice, vorbim de perioadă, tact, cadență sau, respectiv, frecvență, ritm sau pulsații. Testele efectuate la simulatoare ergometrice, cicloergometre sau la *treadmille* (covoare rulante) par a fi mult mai obiective în aprecierea rezistenței, prin faptul că lucrul mecanic efectuat se poate măsura cu precizie acceptabilă. Cunoscându-se puterea debitată, se poate măsura durata prestării efortului până în momentul în care mișcarea devine distorsionată inacceptabil sau ritmul nu mai poate fi menținut; mai există și situația când subiectul declară abandon. Cu toate că aceste aparate măsoară satisfăcător de precis *energia* consumată, adică produsul dintre *puterea* debitată și *durata* debitării, abia *raportul acestor mărimi face diferența dintre rezistență și anduranță*. Raportul dintre putere (de regulă exprimată în Wați) și durata efortului (exprimată în minute)

¹⁷ Testul Cooper citat de Barrow, H. și R. McGee, index 9, pp 207

poate decela diferența dintre rezistență și anduranță. Practic, însă, se impune o anumită intensitate (nu mai puțin de 67% din cea maximală), iar prin măsurarea duratei efortului se evaluează *rezistența*. Altfel, dacă se măsoară puterea maximă, apoi se impune o intensitate a efortului de 33% din cea maximală (uneori 50%), *anduranța* se va evalua prin durata menținerii constante a intensității efortului impus.

Cât despre norme, acestea variază atât de mult în raport cu experiența de pregătire sportivă, cu vârsta, sexul, etc., încât, din punct de vedere biomecanic, pare inutil a se căuta anumite raporturi (dintre puterea debitată și durata debitării) pentru a diferenția măsura rezistenței de cea a anduranței.

În loc de concluzii:

- ▶ biomecanica anduranței nu diferă de cea a rezistenței. Din punctul de vedere al metodicii de antrenament, rezistența se referă la eforturi oboșitoare practicate cu intensitate relativ mare, și, prin necesitate, de durată mică, pe când anduranța se referă la intensități relativ mici prestate un timp îndelungat.
- ▶ În eforturile oboșitoare, dacă puterea debitată este mare, durata prestării efortului va fi mică și invers; energia consumată tinde să se conserve. Expresia metodică “*crește intensitatea, scade volumul*” relevă același lucru privind energia și este valabilă numai pentru alergări, unde durată are înțelesul de volum (minute sau ore).
- ▶ Rezistența sau anduranța se termină în eforturile oboșitoare atunci când mișcarea este compromisă inacceptabil, când ritmul scade sub un nivel prestabilit sau când subiectul arată sau declară epuizarea.
- ▶ Puterea debitată scade continuu atunci când crește durată efortului oboșitor și tinde spre cea de rezervă. Puterea de rezervă la sportivii de performanță este de aproximativ 40 % din cea maximă. Accesul la această putere de rezervă este riscant. Probabil, dopingul și alte mijloace prohibite eludează barierele fiziologice și psihologice de acces, nu fără posibile consecințe nefaste.

VIII. LEGILE BIOMECHANICII

8.1. Legi împrumutate și legi proprii ale biomechanicii

Legile lui Newton se aplica în biomechanică, sunt valabile și mai ales aplicabile mișcărilor în care forțele externe predomină față de cele interne, dar nu sunt proprii biomechanicii. Noi susținem și încercăm să argumentăm științific că biomechanica are legi proprii și are dreptul de a fi considerată o știință în devenire.

Biomechanica actuală evoluează de la forma de disciplină științifică de graniță la cea de știință în devenire, utilizând benefic o serie de legi împrumutate, dar și consolidându-și propriile legi.

Nu ne referim la transmisii, deoarece, ca peste tot în spațiul terestru, principiile transmisiei și conservării energiei sunt imuabile. La fel se întâmplă și în biosferă.

Ne referim la cauzele mișcării, ceea ce, axiomatic, înseamnă că disponibilitățile convertorului muscular de a debita energie pe o anumită durată de timp sunt limitate și dependente de sursele și resursele de care dispune acest convertor. Mai înseamnă că, prin intermediul pârghiilor, tensiunea mecanică din mușchi este transmisă la forțele rezistive, conservând momentele forțelor (în cazul izometriei sau al echilibrului) și amplificând fie viteza, fie forța, în mod compensativ. Pârghiile devin astfel mecanisme de conservare a puterii musculare (a produsului dintre forță și viteză). Câștigul de forță, în cazul practic al pârghiilor, se face în detrimentul distanței, ceea ce este cunoscut încă din antichitate ca o lege de aur a mecanicii.

Legea principală a biologiei, cea a iritabilității țesutului viu este, de asemenea, prezentă și valabilă în biomechanică. Mai ales efectele sale reactive, de homeostazie și heterostazie, sunt evidente atunci când mișcarea tinde să depășească posibilitățile energetice disponibile sau limitele de rezistență mecanică a instanțelor biologice implicate în efort.

Legea principală a culturii fizice și sportului, cea a supracompensăției provocate de stimulul complex (sau complexul de stimuli), cu alte cuvinte de efortul gradat și dirijat, acționează și ea în biomechanică, atunci când este vorba de eficiența mișcării.

Legile proprii ale biomechanicii, având sorgintea în cauza mișcării, au avantajul de a fi în afara sferei polemicii științifice privitoare la măsura cantității de mișcare din mecanică. Cu toate că D'Alembert a argumentat convingător motivul pentru care este un nonsens să se discute despre forma de variație de impuls

(Descartes) sau de variație de energie cinetică (Leibniz) a măsurii mișcării, totuși, în mecanică, mai persistă întrebări referitoare la *pseudoforțe* (forțele inerțiale, centrifuge, centripete etc.).

Insistăm asupra faptului că legile biomecanicii privesc doar în ansamblu și în mod concret eficiența mișcării, neavând nevoie de artificii, ca în mecanică; aceasta se întâmplă întrucât contracția musculară, cea care generează forța activă și concretă, este limitată în timp. Limitarea este și mai severă din cauza distanței relativ scurte pe care acționează forța netă (diferența dintre forța activă și cea rezistivă). Prin urmare, debitul energetic, privit din punct de vedere biomecanic, are o durată limitată, încadrată de două regimuri (sau faze) tranzitorii, unul de creștere a debitului de energie și, respectiv, unul de scădere a acestuia (manifestat prin oboseală).

Convingerea noastră, având temeiuri factice, este că biomecanica are următoarele trei legi:

- Legea conservării forței în demararea mișcării;
- Legea conservării puterii în eforturile maxime;
- Legea conservării energiei în eforturile oboseitoare.

Toate aceste legi se aplică atât la capacitatea de efort totală a organismului cât și la cea locală (segmentală) și se referă la potențialul de performanță a unui lucru mecanic. În foarte multe circumstanțe motrice, cum ar fi cele din domeniul sportului de performanță, *capacitatea generală de efort* se compune, teoretic și în proporții individuale, din trei forme conservative, astfel încât *fiecare individ se poate caracteriza printr-o anumită putere musculară maximă, un anumit timp de atingere a acesteia și o anumită durată de menținere a unei fracțiuni (convențional 1/2) din această putere.* La o analiză mai profundă se pot identifica argumenta în sprijinul analogiei pertinente cu cele trei caracteristici principale ale unui motor de automobil - puterea (sau viteza sa maximă), timpul de accelerare până la o anumită viteză și consumul de combustibil raportat la unități de distanță (sau autonomia sa).

Ideea capacității generale de efort se poate exprima clar și concis în limbaj matematic printr-o ecuație integro-diferențială (*de tip PID*), cu coeficienți constanți (pentru un moment dat) și individualizați:

$$\text{Capac. generală de efort} = \alpha / (\alpha + \beta + \gamma) \cdot P + \beta / (\alpha + \beta + \gamma) \cdot dP/dt + \gamma / (\alpha + \beta + \gamma) \cdot \int P dt$$

Cele de mai sus încearcă să sugereze faptul că debitul de energie, adică puterea musculară (P), este esențial în motricitatea umană, că el poate îmbrăca diferite forme (precum cele din expresiile consacrate: forță în regim de viteză,

viteza în regim de rezistență etc.), în funcție de proporțiile acordate prin acești coeficienți fiecărui termen.

8.2. Legea conservării forței în demararea mișcării

Enunț:

În demararea mișcării, produsă prin contracție musculară, forța activă tinde să se conserve sub forma de forță inerțială.

Reamintim că prin forța activă se înțelege cauza care produce scurtarea fibrelor musculare, iar prin forța inerțială se înțelege o cauza care produce acumularea de cantitate de mișcare sau de energie sub formă reactivă în corpul supus mișcării. În demararea mișcării, forța inerțială, cunoscută în fizică și sub denumirea de *pseudoforță*, tinde să continue starea de repaus a corpului, opunându-se agentului, nu corpului. Efectul este întârzierea și demararea greoaie a mișcării.

Variația cantității de mișcare (mv) este dată de forța cumulativă care acționează în timpul scurt al demarării și de forțele de rezistență. În cazul contracției musculare, viteza de scurtare a fibrelor musculare este dată atât de tensiunea electrochimică produsă de rotirea moleculelor ATP cât și de admitanța (inversul impedanței, uneori al rezistenței) mediului. După cum se știe, admitanța este o proprietate care, în general, leagă un efect de o cauză, iar în particular, cum ar fi trecerea unui curent electric printr-un circuit, leagă curentul de potentialul electric. Variația admitanței mediului contractil se face pe seama comenzii neuro-musculare de recrutare temporo-spațială a sinapselor și instanțelor contractile. Prin urmare, demararea tensiunii musculare depinde atât de suma vectorială a forței active cu cea inerțială (reactivă) cât și de variația admitanței. Accelerația pe care o primește corpul supus mișcării va depinde de diferența dintre forța activă, forța inerțială și cele rezistive și evident va fi invers proporțională cu masa corpului.

Caracteristic pentru majoritatea mișcărilor biomecanice produse prin contracție musculară (adică predominant generate de forțele interne) este faptul că demararea se face pe o durată ce nu poate fi ignorată (regim tranzitoriu), precum și faptul ca forța activă se cumulează sub formă de forță inerțială, rezultând o sumă constantă, o conservare de forțe. În sporturile de performanță, aceste regimuri tranzitorii sunt adesea denumite domenii ale *forței pure* (haltere, aruncări etc.), iar atunci când forța rezistivă este chiar greutatea corporală sau cea a unor segmente de corp, domeniul aparține *forței explozive* (start, sărituri, box etc.).

Ilustrăm această lege printr-un model electric care simplifică realitatea, după părerea noastră, în măsură acceptabilă. Comentariul la acest model se constituie ca

un argument necesar specialiștilor în biomecanică și poate fi ignorat de cititorii obișnuiți.

Simplificarea contracției musculare printr-un model electric pare a fi rezonabilă, cel puțin pentru scop didactic.

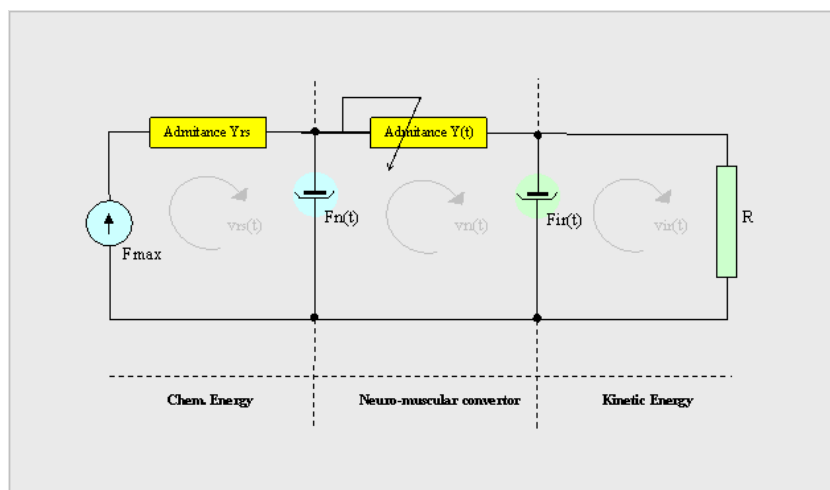


Fig. 8.1. Modelul electric al demarării mișcării produsă de contracția musculară

În figura de mai sus, potențialul de forță (ca și cauza electrochimică) este asimilat cu un generator de tensiune continuă (F_{max}) care realimentează prin resinteză pierderile de energie. Este vorba de energia stocată în compușii macroergici fosforici reprezentată prin capacatorul a cărui tensiune la borne este F_n . Resinteza este limitată, fapt sugerat prin admitanța Y_{rs} . Tensiunea din fibrele neuro-musculare crește pe măsura recrutării temporo-spațiale a sinapselor și instanțelor eferente. Acest proces tranzitoriu este ilustrat prin admitanța variabilă $Y(t)$ care inițial este neglijabilă, iar în final maximă. Practic este vorba de răspunsul comenzii de contracție. Dacă forța inerțială reactivă depășește rezultanta forțelor rezistive (notată R), atunci corpul greu (de masă m) capătă o accelerație, conform principiului lui D'Alembert.

Indiferent de modelul utilizat pentru analogii de conversie energetică musculară, un lucru este clar, demararea mișcării este un regim tranzitoriu dintre două regimuri staționare: repausul și mișcarea cu putere maximală.

În aceste circumstanțe, legile mecanice clasice suferă amendamente, punându-se în evidență o anumită dinamică de variație a puterii debitate asupra corpului supus mișcării, oricum o variație care nu mai poate fi considerată instantanee. Simplificarea prin variație instantanee este improprie biomecanicii, datorită inerției convertorului neuro-muscular de energie chimică în energie cinetică. Cel puțin două cauze biologice și una mecanică se pot pune în evidență în legătură cu inerția acestui convertor. În primul rând tensiunea mecanică din fibrele musculare realizată prin rotirea cumulată a moleculelor de ATP (cu 30^0 pentru

fiecare pierdere de P) nu poate fi asimilată cu forța care determină stocarea de energie în elemente elastice mecanice. În al doilea rând, recrutarea temporară și spațială a sinapselor și a instanțelor contractile eferente este prin definiție asincronă. Se mai poate adauga și ipoteza plauzibilă, conform căreia forța activă nu se transformă instantaneu în pseudo-forță inerțială reactivă și nu devine instantaneu egală numeric cu potențialul de forță total. Suntem de părere că și defazarea forțelor determină durata regimului tranzitoriu, indiferent dacă raționamentul se referă la reactanta sau la parametrii geometrici.

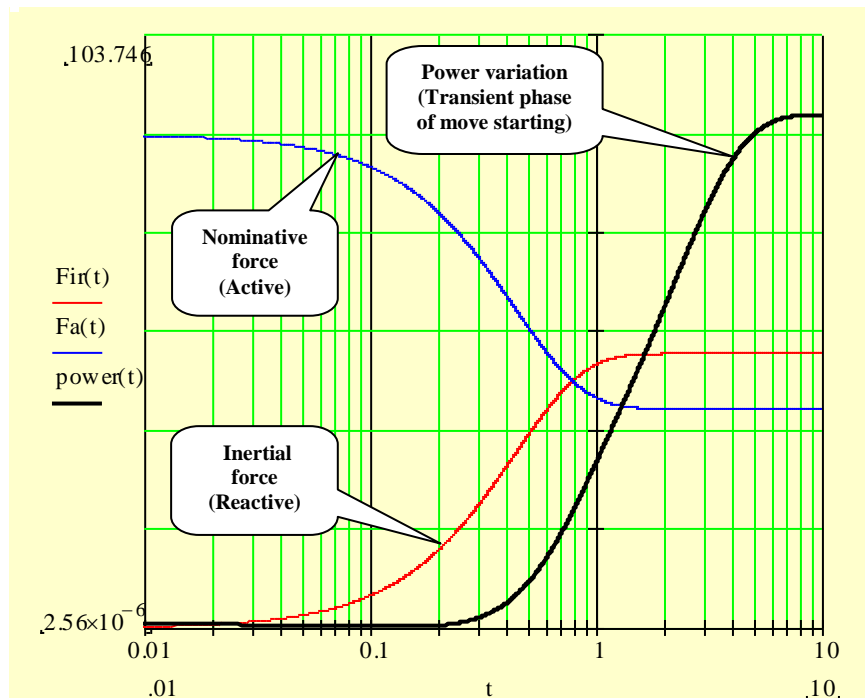


Fig.8.2. Ilustrarea grafică a legii conservării forței în demararea mișcării prin contracție musculară. Explicații în text

Așa cum se vede în figura de mai sus, simularea comportamentului modelului electric al conversiei energetice prin contracție musculară arată că puterea crește după o curbă de forma “sigma”, la fel și admitanța, iar suma forței nominale și a celei inerțiale tinde să rămână o constantă.

În ceea ce privește modelul matematic al acestor variații, avem argumente și temeuri faprice suficiente să considerăm că nivelul stocului energetic, adică potențialul de forță nominală scade în timpul demarării mișcării astfel:

$$F_n(t) := F_{max}(t) \cdot e^{-\left(\ln\left(\frac{Y(t)}{C}\right)\right) \cdot \frac{t}{T_{tr}}} + F_{max}(t) \cdot \left[1 - e^{-\left(\ln\left(\frac{Y_{rs}}{C}\right) \cdot \frac{t}{T_{tr}}\right)}\right]$$

Constantele C și T_{tr} din expresia de mai sus definesc rata de scădere și durata regimului tranzitoriu, iar admitanțele $Y(t)$ și Y_{rs} controlează conversia și resinteza energetică.

Modelul matematic al variației admitanței se poate simplifica acceptabil dacă se admite ipoteza că recrutarea temporo-spațială a instanțelor contractile este accelerată la început și decelerată la sfârșitul fazei tranzitorii, ceea ce, cumulativ, se exprima astfel:

$$Y(t) := k \cdot (n_m - n_o) \cdot \left(1 - \exp(-a \cdot t^b)\right) + n_o$$

Constantele din expresia admitanței sunt de natura geometrică și structurală, caracterizând conjunctural mediul contractil. Important este faptul că variația admitanței semnifică deschiderea unei supape ipotetice pentru debitul energetic transmis corpului inerțial.

Forța inerțială reactivă crește pe măsură ce scade cea nominală activă:

$$F_{ir}(t) := F_{max} - F_a(t)$$

iar variația cantității de mișcare, cu alte cuvinte accelerația pe care o primește corpul supus mișcării este măsură forței nete, $F_n(t)$:

$$F_n(t) := F_{ir}(t) - R \quad (D'Alembert)$$

unde R este rezultanta forțelor rezistive.

Viteza corpului și puterea debitată urmăresc atât dinamica forței nominale cât și a admitanței.

După cum se vede în figura de mai sus, pe măsură ce scade forța nominală activă crește forța inerțială reactivă. Suma lor tinde să fie o constantă și argumentează legea conservării forței în demararea mișcării, legând cele două procese staționare, repausul și regimul maximal de efort. Chiar dacă admitem că forța activă se transformă în forța inerțială sau (convențional) invers într-un timp foarte scurt, quasi-instantaneu, variația vitezei va fi decisă de variația admitanței. Rata recrutării temporo-spatiale a unităților motorii va avea un maxim corespunzător accelerației maxime.

Privită relativ, legătura dintre viteza inerțială, variația admitanței și diferența constantă dintre cele două forțe este identică cu legătura dintre viteza inerțială, o admitanță constantă și o variație de potențial (dezechilibru de forțe). Oricum, puterea debitată nu apare instantaneu, ci crește neliniar urmărind o curbă de profil "sigma".

Oricare dintre situațiile de mai sus produce o *defazare* a cantității de mișcare, similară defazării unui curent printr-un condensator supus (tranzitoriu) unei variații de tensiune. Dacă ne referim la un model inerțial hidraulic, se poate spune același lucru prin alte cuvinte, respectiv că debitul lichidului ipotetic care ilustrează cantitatea de mișcare va depinde, în mod individual, fie de variația secțiunii de curgere, fie de variația de presiune a lichidului sau de ambele.

Sintetizând, putem spune că legea conservării forței în demararea mișcării, lege proprie biomecanicii, explică pe seama caracteristicilor structurale ale sistemului neuromuscular efectele inerțiale de întârziere și îngreunare a mișcării, în faza tranzitorie de demarare.

8.3. Legea conservării puterii în eforturile maxime

Enunț:

Puterea mecanică debitată de contracția musculară maximală tinde să rămână constantă.

Această lege se referă la regimul staționar de efort, cel de după regimul tranzitoriu în care forța activă crește până la valoarea maximală. Forța maximală produce o mișcare cu viteza nominală (V_n) dependentă de admitanța efectorului precum și de forțele rezistive.

Întreaga putere netă debitată se transformă în putere utilă (P_{util}) consumată pentru învingerea forțelor rezistive ($G+L$):

$$P_{util} = (G+L) \cdot V_n$$

Prin urmare :

$$P_{max} = P_n + P_{util}$$

Astfel puterea se conservă, iar efectul ei util se poate exprima prin viteza netă pe care o primește mișcarea :

$$V_n = P_{max} / [P_{max} - (G+L)]$$

Desigur, acest lucru este valabil pentru o durată relativ scurtă, când încă oboseala nu-și face efectul.

Prin similitudine cu mecanica, această lege exprimă, în formă specifică, conservarea puterii. Dar, spre deosebire de mecanică, unde conservarea puterii se poate exprima concis (matematic) astfel: $P_{max} = F \cdot V = \text{const.}$, în biomecanica apar dificultăți de exprimare a conservării puterii, deoarece forța netă nu apare instantaneu, viteza nulă nu înseamnă putere nulă, iar puterea nu este constantă decât pe o durată mărginită de două perioade tranzitorii (una de producere progresivă a ei de către forța netă și una de epuizare a rezervelor energetice). Dacă n-ar fi așa, în unele situații, ca de exemplu în cazul izometriei sau al mișcărilor excentrice, puterea ar deveni nulă sau negativă, ceea ce ar fi aberant.

Relația dintre forță rezistivă și viteza de contracție a mușchiului striat a fost studiată și dedusă experimental în laborator (pe diverse preparate, în special pe cele din iepure) de mai mulți savanți, dintre care cel mai cunoscut pare a fi HILL, V.A. Acesta a propus un model matematic simplu de scriere concisă a relației, sub formă de hiperbolă echilaterală:

$$(F + a) \cdot (V + b) = (F_{max} + a) \cdot b = \text{const.}$$

unde F este o forță rezistivă (eventual o greutate de ridicat sau de deplasat), V este viteza mișcării (de ridicare sau deplasare a greutății), a este o constantă care semnifică greutatea proprie a segmentului corporal (sau a sistemului de pârghii) pus în mișcare, iar b este o constantă cu semnificația de viteză minimă a deplasării unei sarcini (forțe rezistive) maxime. Modelul matematic al lui HILL eludează în mod ingenios dificultățile de scriere a legii conservării puterii din biomecanică, deoarece utilizează constantele cu semnificația de mai sus.

Mai evidențiem și alte modele matematice care descriu relația forței rezistive cu viteza de mișcare (transmisă de la mușchi la ea) și care, de asemenea, poartă numele autorilor (de exemplu, modelul - exponențial - *Fenn și Marsh*: $F = F_{max} \exp(-kv)$, modelul *Pallisar* sau modelul *Aubert*). Toate aceste modele empirice descriu, de fapt, același lucru: tendința de conservare a puterii maxime. Ca alura grafică, toate aceste modele matematice aproape că se confundă.

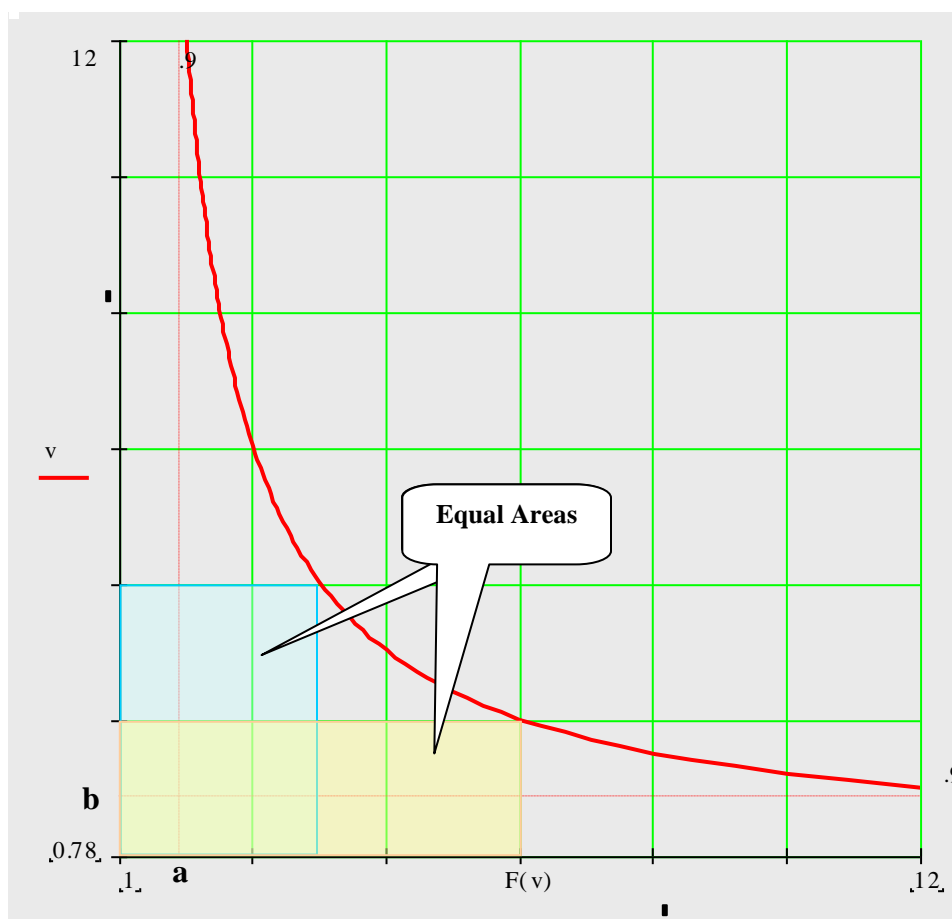


Fig.8.3. Relația hiperbolică dintre forța rezistivă și viteza de deplasare. Ariile egale semnifică constanța puterii în eforturile maxime.

Proprietatea principală a curbelor din graficul de mai sus este aceea că, în orice punct al lor, produsul dintre coordonatele asimptotice tinde să fie constant.

Pentru facilitatea comentariilor, să ne imaginăm situația în care un sportiv efectuează un efort fizic la un aparat de dezvoltare a forței (putând fi, de exemplu, în cel mai simplu caz, un scripete peste care este trecută o coardă și care are de partea opusă greutate intersanjabile, dar putând fi la fel de bine un helcometru sau un ergometru). Sportivul trage de manerul legat de coardă și ridică o anumită greutate F_1 cu viteza v_1 . Dacă greutatea este mai mare, și anume F_2 , atunci viteza ridicării acesteia va fi mai mică, adică v_2 . Relația lui Hill ne arată că produsul dintre F_1 și v_1 este egal cu produsul dintre F_2 și v_2 și este totodată constant, deoarece reprezintă puterea maximă a sportivului (la un moment dat și la o anumită locație corporală).

Sintetic exprimat, legea conservării puterii în eforturile maxime se referă la regimul staționar, atunci când faza inerțială a demarării mișcării a fost deja depășită, dar încă nu s-a ajuns la faza de obosire. În esență, această lege susține faptul că, *dacă forța rezistivă este mare, viteza mișcării va fi cu necesitate mică* (relație ce se păstrează și invers). Ignorarea acestei legi în metodică antrenamentelor sportive poate fi dăunătoare eficienței lor.

8.4. Legea conservării energiei în eforturile obositoare

Se cuvine să precizăm că eforturile obositoare sunt acele eforturi de durată relativ mare în care puterea maximă scade treptat. Pentru un atlet din topul mondial care alergă cu viteză maximă scăderea începe după primele 30 de secunde (cca 280 de metri) și este prezentă chiar și în finișul alergării de maraton (care durează peste 7000 de secunde). În general, aceste eforturi se numesc *eforturi de anduranță* sau de rezistență.

În aceste eforturi, în care debitul de energie mecanică este mai mare decât aportul de energie produs prin resinteza ATP, când, din motive fiziologice, de regula homeostazice, nu se mai poate menține o putere constantă, energia musculară disponibilă tinde să fie ea însăși o constantă. Cu alte cuvinte, cu cât este mai mare nivelul *puterii* debitate, cu atât mai repede se ajunge la epuizarea posibilităților și a rezervelor biologice accesibile voluntar. Când este vorba de alergare, se poate spune că un atlet care alergă cu *viteză* mare ajunge la oboseală insuportabilă sau la epuizare mai repede, adică după o durată mai scurtă de timp, decât dacă ar alerga cu o *viteză* mai mică.

Enunț:

Energia mecanică accesibilă în eforturile obositoare tinde să rămână constantă.

Această lege își are sorgintea în principiul conservării energiei cinetice și reflectă, din punct de vedere biomecanic, spiritul legii a doua a mecanicii newtoniene. Cu alte cuvinte, produsul dintre puterea accesibilă și durata debitării ei tinde să fie o constantă. Un model matematic simplu al acestei legi este cel hiperbolic:

$$(P - P_{rez}) \cdot t = \text{const.}$$

unde P este puterea totală, P_{rez} este rezerva de putere (inaccesibilă în condiții normale), deci $(P - P_{rez})$ este puterea accesibilă debitată, iar t este durata debitării ei de către efortul muscular.

Simulând comportamentul unui atlet virtual care în mod fictiv ar deține toate recordurile mondiale din probele de alergări de fond și demifond, am constatat că forma grafică curbilinie care fitează scăderea valorilor reale diferă foarte puțin de un model hiperbolic al legii conservării energiei eforturilor obositoare. În graficul din Fig. 8.4. sunt reprezentate actualele recorduri mondiale, care arată că puterea maximă scade pe măsură ce durata alergării crește. Calculele noastre arată că variația cumulativă a energiei consumate are alura unei drepte crescătoare, ceea ce denotă că produsul dintre puterea debitată și durata debitării tinde să fie constant. Dacă relația dintre puterea debitată și durata debitării ei ar fi fost o hiperbolă echilateră perfectă, atunci și această dreapta ar fi fost perfectă. O explicație plauzibilă pentru neliliaritatea constatată mai sus putea fi aceea că actualele recorduri nu reprezintă încă limitele umane. Unele recorduri sunt mai aproape sau mai puțin aproape de aceste limite.

În același grafic se mai observă că puterea tinde asimptotic către o limită, atunci când duratele de efort sunt mari. Acest fapt sugerează că organismul uman, în ceea ce privește efortul fizic voluntar, posedă o rezervă de energie considerabilă. De altfel, se știe că multe organe importante din corpul omenesc au astfel de rezerve. Probabil că rezerva de energie se accesează numai în condiții de urgență sau de supraviețuire. Nu știm dacă aceste rezerve cresc proporțional la fel precum capacitatea de efort de duranță prin antrenamente. Poate că antrenamentele facilitează accesul la o parte din aceste rezerve. Oricum, mecanismele de apărare ale organismului, în special cele de homeostazie, determină prin discomfort, stare de oboseală greu suportabilă sau pur și simplu prin abandon, oprirea efortului înainte de epuizare greu reversibilă.

Un alt model matematic care simulează la fel de bine ca cel hiperbolic comportamentul atletului virtual, deținător în mod fictiv a tuturor recordurilor mondiale din probele de alergări de fond și demifond, ar putea fi următorul:

$$P(t) := (P_{\max} - P_{\text{res}}) \cdot \exp\left[-\left[\frac{P_{\max}}{P_{\text{and}}} \cdot \left(\frac{t}{t_{\text{and}}}\right)^k\right]\right] + P_{\text{res}}$$

unde P_{\max} este puterea maxima, P_{res} este rezerva de putere, P_{and} este o putere sau o intensitate a efortului prestabilită convențional, iar k este o constantă individuală.

Rezultă că t_{and} este durata efortului debitat cu intensitatea prestabilită. Dacă se constată experimental câteva perechi de rezultate P_{and} și t_{and} , ulterior se pot determina analitic constantele individuale și se pot face predicții acceptabile.

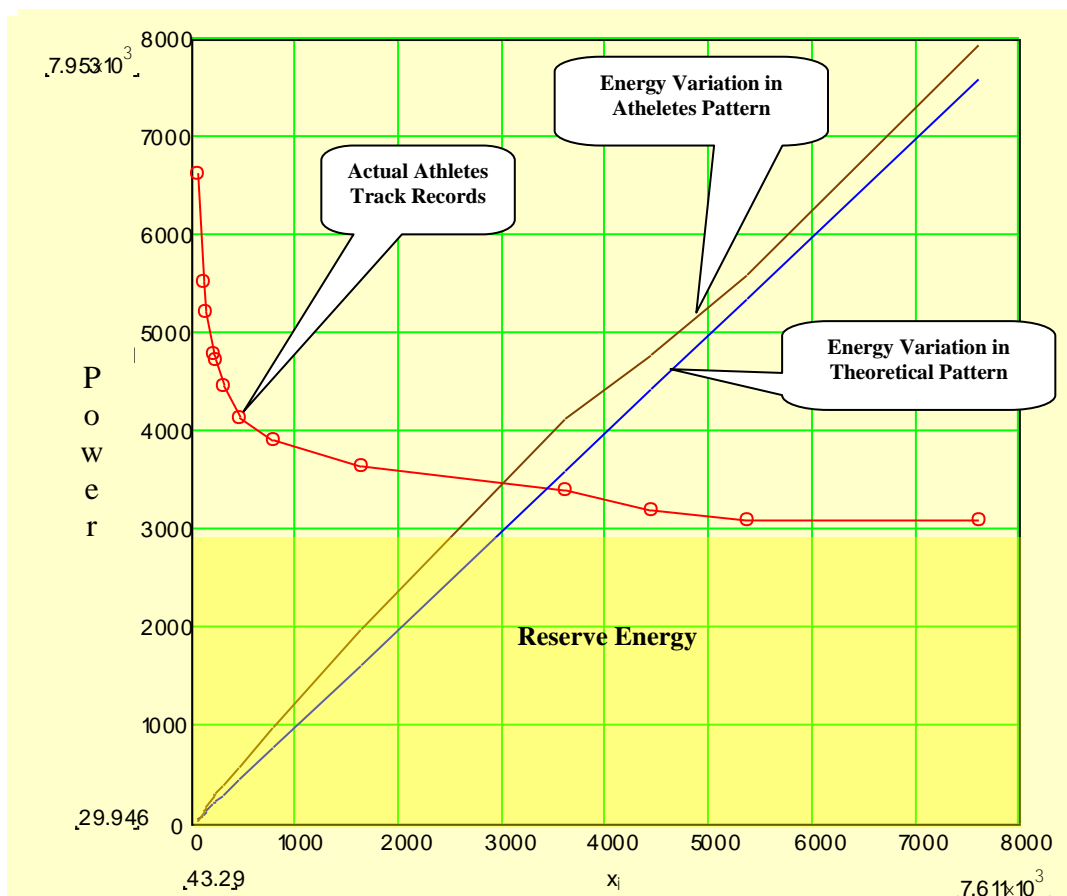


Fig. 8.4. Specimen de variație virtuală a puterii maxime debitate în raport cu durata efortului obositor. Scăderea continuă a puterii maxime, corespunzătoare actualelor recorduri mondiale, sugerează faptul că energia accesibilă voluntar tinde să se conserve. Rata (pseudo) constantă de variație a energiei cumulative este un argument în susținerea tendinței de conservare a energiei.

Pe scurt, legea conservării energiei în eforturile oboseitoare se aplică la toate tipurile de efort fizic, indiferent de dificultatea acestora, și este valabilă pentru durate ale efortului în care puterea maximă nu mai poate fi menținută la nivel constant. Aceasta înseamnă ca legea se adresează eforturilor de anduranță și de rezistență.

8.5. Privire de ansamblu asupra legilor biomecanicii

Mișcările brusce se întâlnesc peste tot în sport: la săriturile fără elan, la startul alergărilor de viteză, în aruncări, ridicări, lovituri etc., și sunt cunoscute, așa cum am mai spus, ca mișcări de forță explozivă. Ele sunt definite ca fiind “*de durată foarte scurtă*” sau “*de forță în regim de accelerație*”. Expresii ca cele de mai sus, deși intuitive, sunt prea vagi pentru a putea fi utilizate în biomecanică, fapt ce ne-a determinat să le raportăm la fazele contracțiilor musculare.

Astfel, prin mișcările *de forță* înțelegem acele mișcări care se produc în faza tranzitorie de variație a puterii, până la atingerea valorii maxime. Caracteristic pentru această fază este tendința de conservare a forței și fidelitatea comportamentului efectorului muscular față de legea I a biomecanicii.

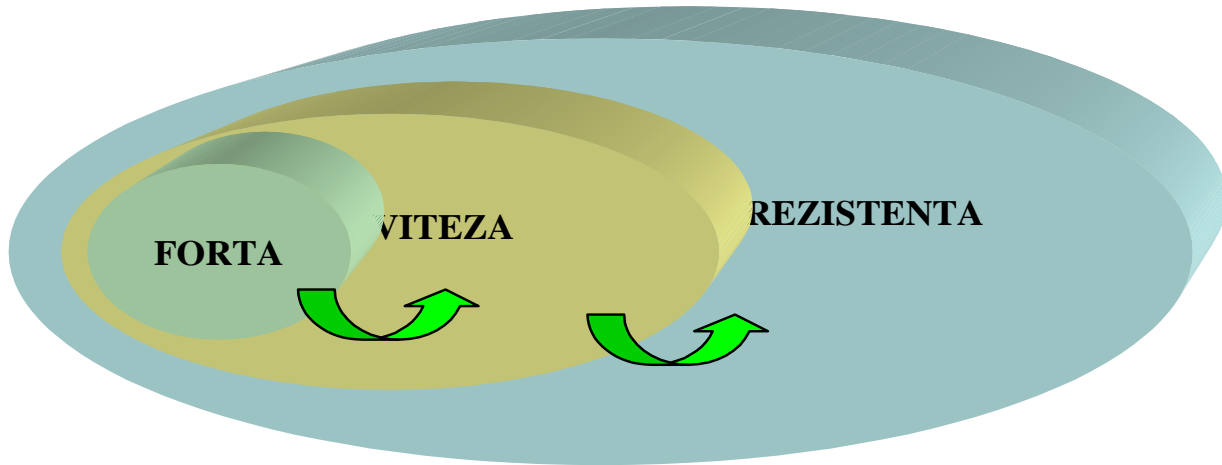


Fig. 8.5. Ilustrare la teoria zonală a legilor biomecanicii. În prima fază a mișcării predomină conservarea forței, în a doua - conservarea puterii ($\text{forța} \cdot \text{viteza}$), iar în a treia predomină conservarea energiei ($\text{forța} \cdot \text{viteza} \cdot \text{rezistența}$)

În faza următoare, dacă se ajunge, puterea fiind maximă, mișcarea devine *de viteză*. Puterea are tendința de a se conserva, adică produsul $\text{forță} \cdot \text{viteză}$ devine

constant, iar comportamentul efectorului muscular se supune legii a II-a a biomecanicii.

Când se ajunge în zona eforturilor obositoare, mișcarea devine *de rezistență* sau de *anduranță*, tendința fiind de conservare a energiei. Produsul dintre *forță* · *viteză* · *durată* (timp) devine constant, iar efectorul muscular va avea un comportament fidel legii a III-a a biomecanicii.

În biomecanică, credem noi, este impropriu să se vorbească de forță, viteză și durată separat, ci numai împreună, ca putere sau energie. Diferitele forme de manifestare ale puterii: *diferențială* (tip forță), *proporțională* cu puterea maximală (tip viteză) sau *integrală* (tip rezistență), caracterizează împreună, dar în proporții variate, capacitatea și capabilitatea de efort fizic uman. Prestatorul exercițiului sau mijlocului de educație fizică și sport va avea, în consecință, un mod propriu, specific de a-și manifesta debitul de energie. Prin extensie, în cultură fizică și sport, se poate spune că un exercițiu fizic, un mijloc, un efort sau un antrenament are o anumită componentă de motricitate de tip forță, viteză sau rezistență, eventual combinații ale acestora, după cum predomină una sau doua dintre formele de manifestare ale puterii descrise mai sus.

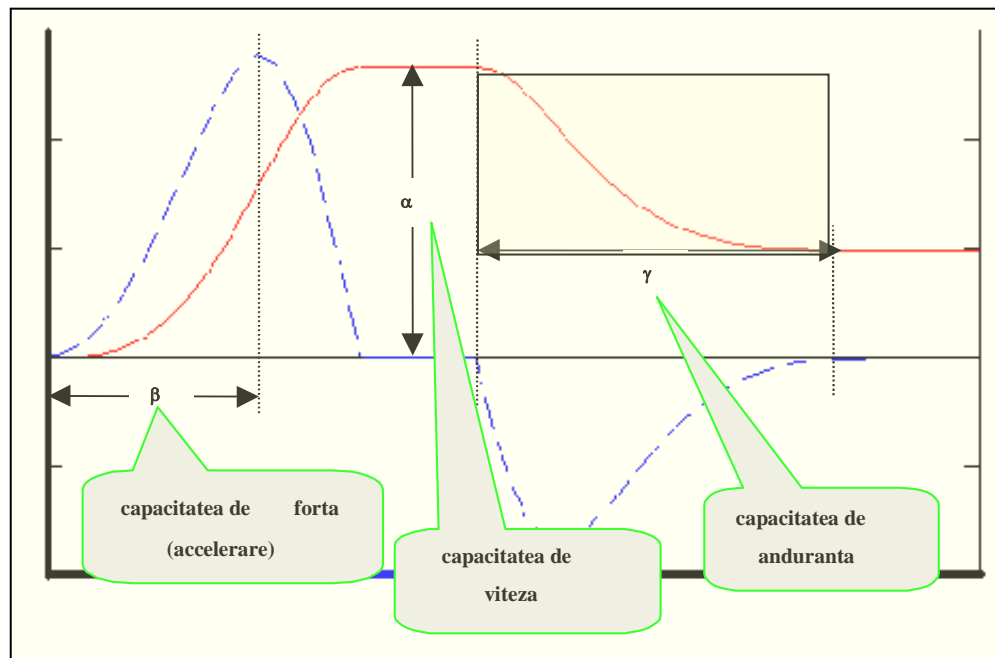


Fig. 8.6. Capabilitatea de efort fizic, structurată în trei termeni: de forță, de viteză și de anduranță. Explicații în text

Disponibilitatea diferentiază capacitatea maximă de capabilitatea de moment (la randul ei dependentă de starea organismului, de efortul anterior etc.), iar structura potențialului de efort se referă la cei trei termeni ai capabilității de efort și coeficienții lor:

forța - reprezentată prin variația de putere din faza inerțială și coeficientul $\beta / (\alpha + \beta + \gamma)$;

viteza – reprezentată prin puterea maximă și coeficientul $\alpha / (\alpha + \beta + \gamma)$;

rezistența - reprezentată prin cumulum de putere sau energia disponibilă și coeficientul $\gamma / (\alpha + \beta + \gamma)$.

Cu toate că pare forțată comparația, revenim asupra caracteristicilor principale ale unui (motor) de automobil:

- viteza maximă la sarcina standard, adică puterea maximă;

- forța maximă, exprimată prin accelerația în demarare (convențional, timpul în secunde necesar atingerii vitezei de 100 km/oră);

- autonomia la consum minimal de combustibil (sau convențional l/100 km)

Cu oarecare îngăduință se poate face o analogie între caracteristicile unui automobil și capacitatea globală de efort a unui sportiv. Astfel, un sportiv poate dezvolta o viteză maximală pe o durată relativ scurtă, poate accelera pe o distanță relativ mică sau poate presta un efort obositor de intensitate convențională o anumită durată. Diversitatea mare a sporturilor și a regulamentelor lor restrictive permit forme diferite de manifestare a puterii, accesibile nenumăratelor combinații dintre regimurile de manifestare ale acesteia. În cuvinte simple, orice sportiv talentat își poate găsi sportul în care se poate afirma. De regulă, un sportiv poate excela într-o anumită combinație sau proporție de regimuri, de exemplu: de accelerație și de viteză, de viteză și de rezistență etc. Sunt și situații în care un sportiv practică un efort bazat exclusiv pe forță (de exemplu, tracțiunea unei greutate imense în sporturile extreme). În acest caz, regimul de manifestare al forței este cel de accelerație mică raportată la o greutate (masă) mare, iar viteza și durata efortului sunt neglijabile. Vrem să spunem că în biomecanică accelerația, dar mai ales viteza este definită și pentru valori mici. Alfel spus, și melcul are viteză, sau, și automobilul rămas în pană și împins de șofer are accelerație. În sport viteza și accelerația sunt percepute dintr-odată ca valori mari, ceea ce crează unele dificultăți de comunicare.

În metodică antrenamentelor se întâlnesc nenumărate diagrame care combină empiric regimurile de efort ale temelor sau obiectivelor de pregătire sportivă. Aceste diagrame orientative sugerează modul de exploatare a puterii sportivului pentru asigurarea unui randament corespunzător. Într-o exprimare simplă, este vorba de promptitudine, de putere (așa cum se înțelege practic forța maximă) și de cantitatea de energie disponibilă (practic, rezistență). Despre un sportiv se poate spune că are putere, o manifestă prompt și o menține timp suficient, ceea ce în

biomecanică se traduce prin caracteristicile capacității (relative sau absolute) de efort: α , β , γ .

Legile biomecanicii nu contravin legilor mecanicii, ele țin cont, doar, de fazele efortului fizic, ceea ce este specific biologiei. În biologie efortul maximal este mărginit de două faze tranzitorii. În mecanică, lucrul mecanic apare și dispare instantaneu.

IX. TIPOLOGIA CONTRACȚIILOR MUSCULARE

În sens strict, contracția musculară înseamnă scurtarea mușchiului, comparativ cu lungimea sa din starea de repaus. Cauza *prima facie* a scurtării este, așa cum se știe din fiziologie sau alte discipline conexe (kinesiologie, ergofiziologie etc.), întrepătrunderea sau răsucirea filamentelor de actină și miozină. În mod foarte sumar se poate spune că scurtarea mușchiului produce o tensiune mecanică ce se transmite, prin tendoane, punctelor de aplicație, iar prin pârghii, către sarcină (greutatea) ce urmează a fi mișcată. Detalii ale acestui fenomen, precum rolul ligamentelor și al altor cartilagii în ghidarea tensiunii, alte puncte de aplicație decât cele de pe oase (precum pielea sau organele), alte contracții diferite de cele ale mușchilor scheletici nu sunt necesare în acest context.

Din respect pentru tradiție, vom utiliza, în continuare, termenul de contracție musculară și pentru mișcările de cedare sau pentru starea de echilibru, raliindu-ne la părerea că există trei feluri de contracții musculare:

1. concentrice;
2. statice;
3. excentrice.

Din punct de vedere biomecanic, contracțiile concentrice se produc atunci când forța activă F_a produsă de tensiunea mecanică din mușchi este mai mare decât sarcina rezistivă R , concis: $F_a > R$. Diferența se numește *forța netă*, F_n . Forța netă, dacă este mai mare decât zero, produce o mișcare accelerată, proporțională cu masa corpului deplasat. Acest fapt este cunoscut în mecanică ca *principiul D'Alembert* și se aplică perfect în biomecanică.

Contracțiile statice apar atunci când forța activă egalează, cel mult, sarcina rezistivă sau sarcina rezistivă este restricționată în mișcarea de opoziție: $F_a = R$.

Contracțiile excentrice, de fapt întinderea mușchiului, chiar plecând de la altă lungime decât cea de repaus, se produc atunci când forța activă nu poate depăși sarcina rezistivă, iar aceasta nu este restricționată în mișcarea de opoziție: $F_a < R$.

Se mai poate vorbi, așa cum arată Hill, de contracții foarte mici ca amplitudine (de genul secuselor musculare, unde scurtarea nu este evidentă decât ca modificare de secțiune), de contracții foarte rapide și de contracții “balistice”, unde mișcarea este generată de un mușchi protagonist, asistat de alți mușchi sinergici. Considerăm că noțiunea de sinergism este pe deplin înțeleasă, prin urmare nu trebuie explicată. Totuși, trebuie să precizăm că folosirea termenului de sinergism pentru rezultanta acțiunii mușchilor agoniști și antagoniști nu este

acceptată de toți specialistii, aceștia preferând ca rezultanta să fie denumită după caz:

- de acțiune;
- de stabilizare (fixare, suportare etc.);
- de neutralizare.

Rezultanta contractiilor este o sumă algebrică de contractii gradate ale unui număr variabil de fibre musculare, de ordinul miilor (ca, de exemplu, la *biceps br.*, 600.000), sau a unui număr mare de perechi de mușchi, (ca, de exemplu, 74, în cazul posturii bipede la om).

Tensiunea mecanică în punctul de aplicație, de exemplu în tendon, depinde de calitatea mușchiului, de numărul de fibre musculare implicate (excitate voluntar) și de lungimea și geometria acestora. Neîndoielnic, condițiile de mediu contractil, în special temperatura sa, influențează contractia, dar se pot adauga și alți factori, precum efortul anterior sau calitatea inervației. Ceea ce fac sportivii înaintea unui efort fizic, adică încălzirea, este tocmai o ridicare de temperatura (locală, de până la 41-42 de grade), dar și o pregătire pentru efort prin irigare sanguină, aport de substrat energetic și catalizatori etc.

În legătură cu acest aspect, este util să menționăm că a fost identificată și o corelație semnificativă între tensiunea maximă dezvoltată de mușchi și secțiunea sa transversală. Altfel spus, mușchii masivi sunt mai puternici, dar masivitatea dobândită artificial (în special prin îngroșarea suportului colagenos), ca în cazul unor culturisti, înfirmă această observație.

Mușchii, în cazul atleților de performanță, pot cântări până la 45% din greutatea corporală și pot reprezenta peste 50% din activitatea metabolică bazală. Trăvialul muscular poate fi impresionant de mare la sportivi în comparație cu persoanele care nu practică eforturi fizice ocupaționale. Din acest motiv, biomecanica contractiilor musculare face adesea referiri la sport, și tinde să fie o știință care se adresează mai mult excepțiilor decât normalului.

Întorcându-ne la contractia musculară, privită în general, menționăm faptul că Fick distinge 5 lungimi convenționale ale contractiei, în raport cu lungimea de repaus a mușchiului. Una dintre acestea este scurtarea propriu-zisă, care poate fi de până la 57% (ca în cazul mușchiului *sartorius*), iar o altă scurtare se referă la mușchiul dezinsurat (sau cu tendonul rupt), când lungimea se scade la mai mult de o treime. Alungirea maximă a mușchiului prin forțe externe (ca în cazul stretchingului), chiar în cazul tensiunii mecanice contractiile, este considerată o altă lungime convențională. A patra lungime convențională, în afara celei de repaus, dar patologică sau de sacrificiu în folosul științei, este aceea de “*preparat*”, când mușchiul este întins, în mod artificial, de tendonul dezinsurat.

Hill, așa cum spuneam în capitolele anterioare, a experimentat pe mușchiul dezinsurat relația dintre mărimea sarcinii rezistive (o greutate atârnată de tendon) și

viteza de contracție a mușchiului, atunci când acesta era excitat electric. Constatarea sa, adică o relație invers proporțională dintre mărimea sarcinii și viteza de contracție, de tip hiperbolă echilaterală, este chiar legea a II-a a biomecanicii. Reamintim că acest fapt înseamnă conservarea puterii până la apariția oboselii.

Din punct de vedere biomecanic și cu referire la sarcina rezistivă și viteză de contracție, contracțiile musculare pot fi clasificate astfel:

1. contracții izometrice;
2. contracții izotonice;
3. contracții izokinetice;
4. contracții auxotone;
5. pseudocontracții sau mișcări excentrice (de cedare) cu suprasarcina;
6. supracontracții sau mișcare cu viteza supramaximală, cu sarcină negativă.

9.1. Contracțiile izometrice

Prin însăși denumirea lor ni se sugerează faptul că, în aceste contracții, lungimea mușchiului nu se schimbă, ceea ce înseamnă abolirea mișcării, asigurarea echilibrului sau a poziției statice.

Deși perechile de mușchi tonici care asigură postura bipedă realizează contracții statice, ele nu sunt izometrice, deoarece nu se opun unei sarcini externe sau interne, adiționale.

În sport, contracțiile izometrice duc gradat tensiunea mecanică din mușchi până la valoarea maximală, fiind considerate mijloace de antrenament. Ca exerciții sau mijloace de antrenament, contracțiile izometrice încep de la o tensiune nulă sau mică și cresc progresiv, timp de 4-6 secunde, până la tensiunea maximă, pe care o mențin timp de 3-6 secunde, după care tensiunea revine în 2-3 secunde la normal. Prin urmare, contracțiile izometrice mențin (câteva secunde) tensiunea mecanică din mușchi la un nivel crescut față de tonusul de repaus, fie prin faptul că sarcina rezistivă este imobilă, fie ca forța netă transmisă prin parghii la sarcina este egală cu aceasta.

Izometria sau practicarea contracțiilor izometrice a fost cândva o modă în pregătirea sportivilor, mai ales atunci când se urmărea creșterea forței. Folosirea inadecvată și dozarea exagerată a izometriei au condus-o rapid la un abandon nemeritat. După părerea noastră, practicarea zilnică a cel mult o contracție izometrică maximală la fiecare dintre grupele mari de mușchi este benefică în majoritatea sporturilor, mai ales dacă aceste contracții sunt urmate de exerciții de relaxare sau stretching. Izometria se poate practica și prin fixarea articulațiilor cu ajutorul mușchilor antagoniști sau folosirea în opoziție a altor grupe musculare proprii.

În figura de mai jos este reprezentată relația dintre forța rezistivă și viteză de deplasare a acesteia. Dacă ne referim la tensiunea mecanică din mușchi, atunci viteza reprezintă scurtarea fibrelor musculare în unități de timp. Unitățile de măsură sunt relative (F/F_{\max} și V/V_{\max}).

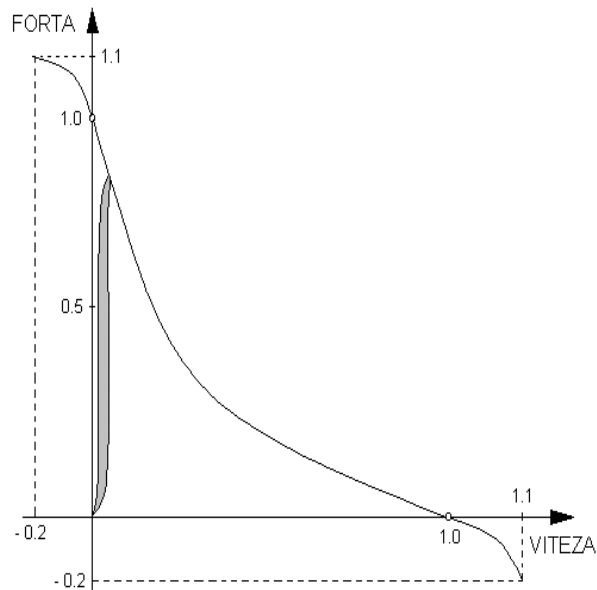


Fig. 9.1. Diagrama contracțiilor izometrice. Aria hașurată arată că forța netă poate crește fără ca viteza mișcării să aibă, practic, o valoare decelabilă. Variația de lungime a mușchiului este, în acest caz, neglijabilă.

9.2. Contracțiile izotonice

În mod teoretic, contracțiile izotonice păstrează constantă tensiunea mecanică din mușchi pe toată durata scurtării lungimii mușchiului, viteza de contracție putând varia până la valoarea maximă corespunzătoare deplasării sarcinii respective. Practic, însă, fiecare mușchi are zone ale contracției pentru care forțele nete corespunzătoare acestora diferă semnificativ. Astfel, majoritatea mușchilor fazici din sistemul locomotor uman au vârfuri de forță la 2/3 din lungimea de repaus. Pe de altă parte, schimbările de formă ale pârghiilor care transmit mișcarea la sarcina din timpul contracției, precum și schimbările de poziție ale forței rezistive în legătură cu gravitația fac ca izotonia să fie, de fapt, o aproximare

acceptabilă. De exemplu, ridicarea din atârnat a unei greutate aplicate pumnului, prin flexia cotului, se va reflecta la nivelul mușchiului biceps, protagonistul contracției, că o forță rezistivă variabilă, cu un maxim la deschiderea de 90° a unghiului de la cot, unde momentul forței rezistive (brațul pârghiei) este cel mai mare. Aproximarea este acceptată și în cazul antrenamentelor cu haltere, când halterele sunt considerate forțe rezistive constante, iar contracțiile musculare, în consecință, izotonice.

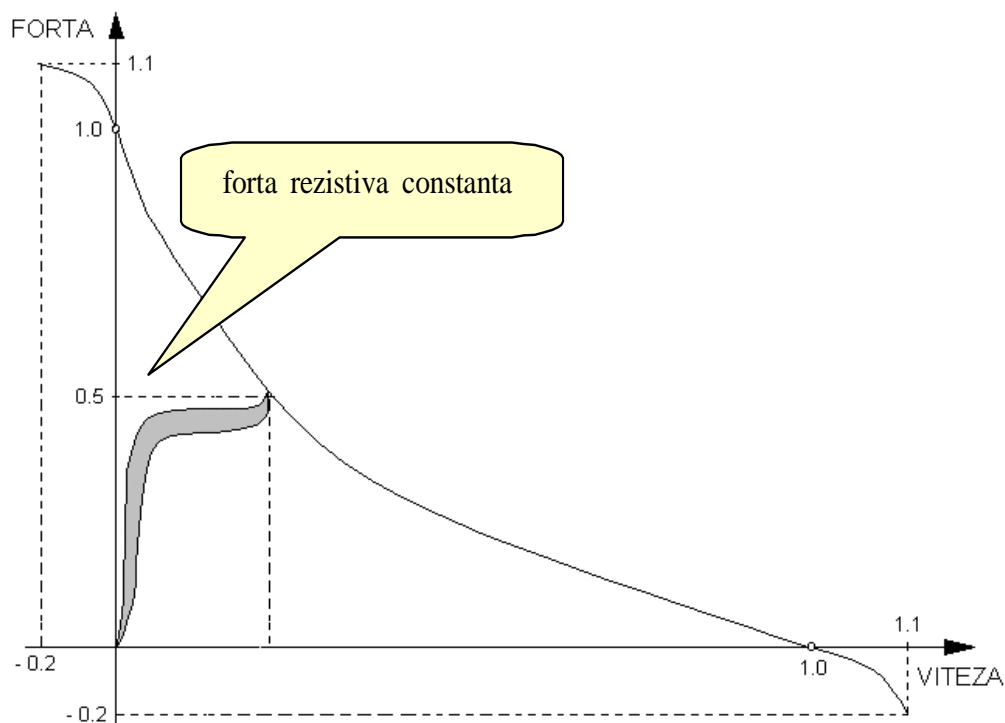


Fig.4.2. Diagrama contracțiilor izotonice. Aria hașurată în care se desfășoară contracțiile izotonice arată că forța rezistivă este constantă, cu excepția fazei tranzitorii de demarare a mișcării.

Indiferent de punctul teoretic sau practic de vedere, în contracțiile izotonice viteza de contracție poate varia voluntar până la mărimea corespunzătoare forței

rezistive; aceasta înseamnă ca, în cazul forțelor rezistive mari, ecartul de variație este mic, iar în cazul forțelor rezistive mici, ecartul de variație este mare.

9.3. Contractiile izokinetice

Când viteza contracției este constantă, aceasta se numește *izokinetică*. Toate mișcările naturale ale aparatului locomotor, precum și alte numeroase contracții obișnuite ale musculaturii umane nu au viteze constante, în primul rând datorită accelerației din faza de demarare, iar apoi datorită schimbărilor de poziție în pârgghiile lanțurilor cinematice, schimbări raportate la greutatea proprie sau la greutatea deplasată. Contractiile izokinetice se pot realiza cu aparate inventate, în special pentru antrenamentele sportive, care elimină sau limitează accelerațiile. Numeroase cercetări au relevat faptul că antrenamentele cu mișcări produse prin contracții izokinetice au câteva avantaje considerabile față de cele care utilizează haltere, îngreunări sau, în general, contracții izotonice. Reamintim că antrenamentele cu haltere, adecvate și bine dozate, conduc la progrese considerabile ale forței maxime sau ale forței din zona mișcărilor lente.

Uneori, la aceste antrenamente, creșterea puterii musculare nu poate ține pasul cu creșterea forței, ca atare viteza scade. În cazul antrenamentelor cu contracții izokinetice, creșterea puterii musculare se face atât pe seama progresului forței maxime, cât și pe cea a vitezei maxime, ceea ce este un avantaj considerabil. Alt avantaj se referă la protecția împotriva accidentelor, pe care o ofera aparatele izokinetice. Acestea realizează un acord permanent între viteza execuției mișcării și sarcina rezistivă.

Cele mai simple aparate izokinetice sunt cele de tip helcometru. Când sportivul trage ușor de mânerul helcometrului izokinetice, deci cu o viteză mică, sarcina rezistivă devine, paradoxal, tot mică, iar atunci când trage repede, forța rezistivă devine (cvasi) instantaneu mare și limitează viteza. Acest fapt neobișnuit se datorează unor mase inerțiale conice din aparat, care, atunci când sunt învârtite repede, se întrepătrund, producând frecare și, deci, îngreunând mișcarea. Aparatele izokinetice moderne au, de regulă, frânare electromagnetică comandată computerizat, putând genera orice relație dintre viteza de deplasare și forța rezistivă. Centurile de siguranță din automobile se comportă oarecum similar; atunci când mișcările sunt lente, ele pot fi extinse, iar când mișcările sunt accelerate, ele se blochează. Pe de altă parte, efectele practicării contracțiilor izokinetice ar putea fi comparate cu cele ale contracțiilor izometrice, dacă acestea din urmă ar fi realizate în toate pozițiile succesive ale mișcării.

În figura de mai jos, aria hasurată reprezintă un specimen de domeniu al vitezei quasi-constante, pentru care contracția este izokinetică. Face excepție faza de demarare a mișcării.

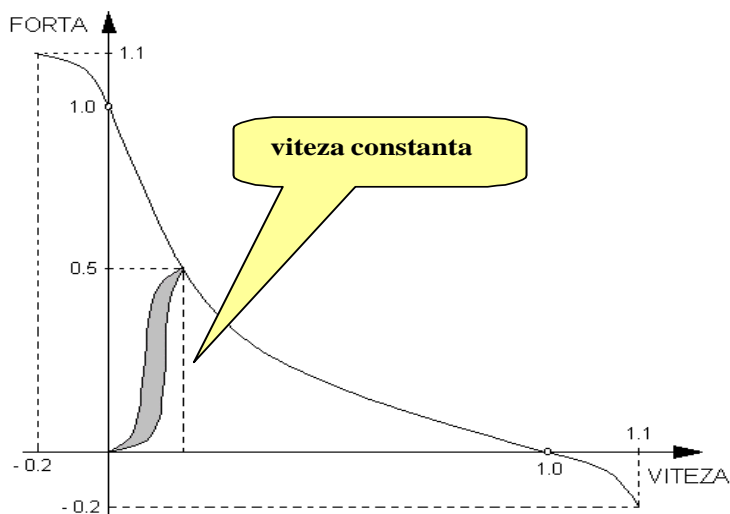


Fig. 9.3. Diagrama contractiilor izokinetice. Viteza contracției este cvasi-constantă, sarcina adaptându-se automat. Excepție face faza de demarare a mișcării, care, după cum se știe, este tranzitorie, puterea nefiind, în această fază, conservatoare.

9.4. Contractiile auxotone

În contractiile auxotone, atât viteza mișcării cât și forța rezistivă variază independent, fiind posibile nenumarate reguli empirice de legatură dintre ele. Majoritatea mișcărilor care nu se desfășoară tot timpul cu putere maximă sunt auxotone. Se poate considera că, practic, aproape toate mișcărilor de locomoție și cele naturale ale omului sunt auxotone, iar puținele excepții sunt mișcări izotonice, izokinetice, izometrice etc.

Legatura dintre viteza contracției și sarcina rezistivă este definită, pe lângă traiectorie, de eficiența mișcării sau de către un decident, purtând eticheta de “mișcare coordonată”. Practic, o deviere mai mică sau mai mare de la această legatură empirică face ca mișcarea să fie, respectiv, mai puțin sau mai mult apropiată de referință, pe scurt, să posede un anumit *grad de coordonare*.

Contractiile auxotone sunt cu atât mai mult reproductibile cu cât se depărtează de valorile maxime ale componentelor puterii (forță sau viteză). Nu este vorba de multiplele aspecte psihomotrice ale coordonării, ci de “confortul” de

motricitate al mișcărilor coordinative. Se știe din practica competițiilor sportive că acei sportivi care nu au o pregătire fizică suficientă, adică nu asigură “confortul” mișcărilor coordinative, au dificultăți de realizare a mișcărilor tehnice, greșesc mai frecvent, oricum, au eficiență mai scăzută.

În figura de mai jos, aria hașurată arată locul geometric al nenumăratelor relații posibile dintre forța rezistivă și viteza de contracție musculară auxotonă. De exemplu, o dată stabilit un model de traiectorie a mișcării, în funcție de dificultatea acestuia și de capacitățile psihocoordinative ale prestatorului, traiectoria reală se poate apropia mai mult sau mai puțin de model. Pe de altă parte, indiferent de traiectoria reală și chiar dacă aceasta coincide cu modelul prestabilit, este posibil ca vitezele momentale ale mișcării să difere semnificativ. Practic, diferența este sesizată ca ritm, ca întreruperi, ca accelerări sau decelerări etc., ceea ce, în tipologia contracțiilor, înseamnă o relație auxotonă dintre forța rezistivă (greutatea deplasată) și vitezele din toate momentele succesive ale mișcării ei.

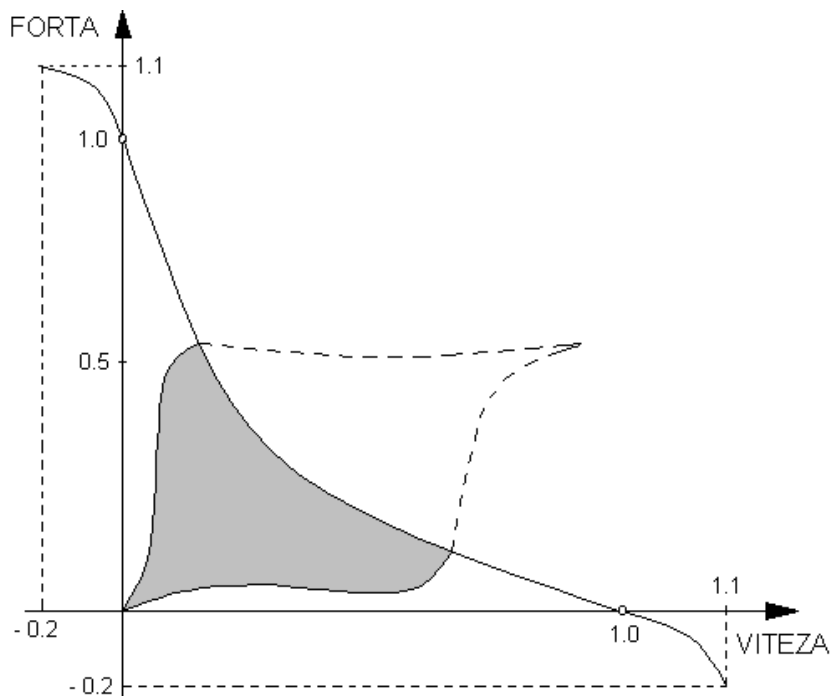


Fig. 9.4. Diagrama contracțiilor auxotone. Aria hașurată arată locul geometric al diferitelor relații care se pot stabili între forța rezistivă (greutatea deplasată) și vitezele momentale ale traiectoriei ei. Menționăm că numai calitățile psiho-coordinative ale prestatorului delimitează această arie; teoretic, contracțiile auxotane se pot desfășura în întreaga suprafață de sub caracteristica hiperbolică.

9.5. Pseudo-contracții sau mișcări excentrice (de cedare) cu suprasarcină

O dată ce am acceptat că mișcările de cedare, în care mușchiul se alungește, deci nu se scurtează, să fie considerate contracții, putem identifica o categorie de pseudo-contracții care reprezintă alungirile forțate de o suprasarcină rezistivă. Astfel, în loc să apară o viteză de scurtare a mușchiului (prestabilită, convențional, ca pozitivă), ne aflăm în fața unei mișcări de cedare, de sens contrar, în care viteza este *negativă*. Se subînțelege că pseudo-contracțiile sunt limitate ca amplitudine, de regulă, de sistemul de cartilagii și modurile de articulare osoasă, dar și de tensiunea din mușchii antagoniști.

Oricum, la limita întinderii musculare, pseudo-contracțiile produc traumatisme sau durere. Din datele literaturii de specialitate rezultă că întinderile, care prezintă un risc acceptabil de accidente, nu trebuie să depășească 15 – 20 % din lungimea maximă în condiții nominale. În cazul pseudo-contracțiilor care încep dintr-o poziție deja scurtată a mușchiului, riscul acceptabil este exprimat în suprasarcină, de exemplu 10 – 15 % din greutatea maximă care poate fi menținută în contracție izometrică.

Pseudo-contracțiile nu sunt mișcări naturale, ci, probabil, reprezintă rezerva biologică pentru cazurile de urgență sau cele oportunitare, de limită. În metodică antrenamentelor sportive ele reprezintă o descoperire relativ recentă, fiind deosebit de eficiente în dezvoltarea forței maxime.

Din păcate, eficiența utilizării lor este compromisă de riscul accidentărilor. Dacă, însă, se iau măsuri de siguranță, cum ar fi cele oferite de dispozitivele de limitare a curselor și a traiectoriilor mișcărilor greutăților rezistive, atunci pseudo-contracțiile pot fi folosite, alături de alte tipuri de contracții, la dezvoltarea forței musculare, randamentul lor fiind cu 20 – 30 % mai mare decât cel al utilizării contracțiilor izotonice (ridicarea halterelor).

În figura de mai jos, locul geometric al pseudo-contracțiilor este reprezentat de aria hașurată. După cum se vede, această arie este plasată în cadranul II, ceea ce înseamnă că viteza are semnul negativ, adică mișcarea are sens invers celei de scurtare.

Caracteristica relației dintre forța rezistivă și viteza contracției nu mai păstrează alura de hiperbola echilaterală, ea având tendința de limitare, de aplatizare. Această tendință este dată de rezistența țesutului biologic implicat în mișcare, limita de rezistență a țesutului fiind greu predictibilă atunci când suprasarcina depășește cu mai mult de 10% sarcina maximă suportată de o contracție izometrică.

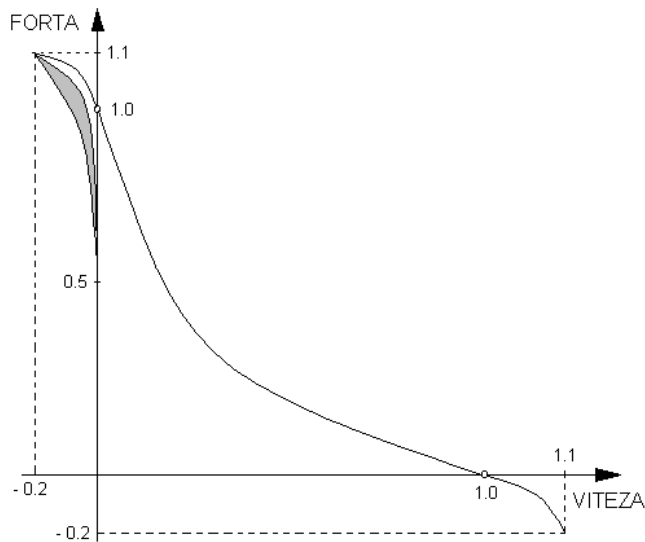


Fig. 9.5. Diagrama pseudo-contrațiilor sau a mișcărilor excentrice (de cedare) cu suprasarcina. Explicații în text

Stretching-ul, atunci când nu este folosit pentru detensionarea mușchiului sau pentru relaxare, poate fi asimilat și ca pseudo-contrație și utilizat în combinație cu alte tipuri de contrație, ca de exemplu cu cele izometrice, în procesul de dezvoltare a puterii musculare.

9.6. Supracontrații sau mișcări cu viteza supramaximală cu sarcină negativă

Într-o mișcare voluntară bazată numai pe contrație musculară, viteza maximă de contrație se poate obține numai dacă sarcina externă este nulă, iar mușchiul trebuie să învingă doar forța dată de greutatea sa și a segmentului corporal pus în mișcare. În cazul alergării, mușchii angrenați în efort deplasează o sarcină rezistivă formată din greutatea întregului organism, incluzând și greutatea lor proprie. Conform legii conservării puterii, dacă greutatea proprie a corpului

sportivului care alergă și se atașează o altă greutate externă sau dacă alergarea se face în plan înclinat (la deal), atunci, desigur, viteza de alergare va scădea.

În schimb, dacă mișcarea este ajutată de forțe externe, ca, de exemplu, alergarea la vale sau alergarea prin tracțiune, în spatele unei biciclete sau motociclete (așa-numitul “antrenament mecanic”), atunci viteza poate deveni supramaximală, deoarece sarcina (greutatea proprie, cea de deplasat) este “descarcată”. Mușchii locomotori, în acest caz, sunt ajutați din exterior de forțe sinergice, realizând contracții cu viteze supramaximale, iar contracțiile lor devin ceea ce numim noi *supracontracții*. Forța externă care ajută mișcarea are aceeași direcție, dar alt sens față de cea rezistivă. Din acest motiv rezultanta are, convențional, semnul minus, pe scurt se numește *sarcina negativă*.

Supracontracțiile sau mișcările cu viteză supramaximală sunt posibile numai cu ajutorul unor forțe externe sinergice. În anumite condiții de scădere a influenței forțelor gravitaționale sau de imponderabilitate, așa cum se întâmplă la piloții de încercare sau la cosmonauți, greutatea de deplasat devenind mai mică, se pot obține viteze de contracție supramaximale, fenomen care poate fi asimilat cu supracontracțiile. Uneori, același lucru se întâmplă și atunci când corpul este imersat, cu toate că forța rezistivă a apei este mai mare decât a aerului.

În antrenamentul sportiv, supracontracțiile se utilizează cu succes mai ales atunci când se urmărește dezvoltarea vitezei. După cum se știe, viteza este, din punctul de vedere al teoriei sportului, o calitate motrică greu perfectibilă, fiind eminamente genotipică. Prin supracontracții, mușchiul este silit să activeze într-un regim anormal, care se pare că priște comenzilor neuro-musculare, iar rata de progres a vitezei crește considerabil, mai mult decât rata corespunzătoare antrenamentului cu îngreunări (de pildă, celui izotonic sau izokinetic).

Antrenamentele cu mișcări sau sărituri *pliometrice* sunt, de fapt, antrenamente cu supracontracții. În săriturile pliometrice, sportivul este ajutat să se desprindă, de exemplu, de către o forță elastică, cum ar fi un garou întins prin săritura “în adâncime” (de pe o treaptă, o ladă de gimnastică etc.) sau de către parteneri care-l propulsează în sus, imediat după aterizare. Acest ajutor este de fapt o forță externă sinergică ce face ca viteza de contracție să devină supramaximală, iar săritura mai amplă (mai înaltă). Experimental, s-a constatat că rata de progres a detentei prin practicarea săriturilor pliometrice poate fi cu 30 % mai mare decât cea obținută prin antrenamentele clasice, cu sărituri obișnuite. Detenta, după cum se știe, este efectul exclusiv al vitezei de desprindere, nefiind influențată de sarcină rezistivă.

Suntem datorii să reamintim practicienilor sportului de performanță că nu numai specificitatea mijloacelor influențează rata de progres, ci și dozarea judicioasă și iterația adecvată, fără a uita, desigur, asocierea și succesiunea mijloacelor.

Un aspect practic important al supraconstrucțiilor se referă la mărimea forței externe care descarcă sarcina rezistivă. Aceasta nu poate fi mai mare de 20 – 30 % din forța rezistivă, întrucât ridică riscul accidentelor la un grad inacceptabil sau face ca mișcarea să devină pasivă, fără aportul contracției musculare. Cu alte cuvinte, mișcarea devine incontrollabilă, dacă prin forța mușchilor sau comanda neuro-musculară voluntară a contracției nu se mai poate urmări dinamica mișcării.

În figura de mai jos, prin aria hașurată este reprezentat locul geometric al relației dintre forța rezistivă și viteza de contracție musculară. Să remarcăm ca aceasta este dispusă în cadranul IV, unde forța este negativă. Ca și la pseudo-construcții, caracteristica hiperbolică ce reprezintă grafic legea conservării puterii nu se mai pastrează și în cazul supraconstrucțiilor, devenind, de regulă, incontrollabilă atunci când forța externă depășește 20 –30 % din cea rezistivă. Limita spre care tinde este mișcarea pasivă, cu viteze periculoase pentru integritatea țesuturilor implicate în mișcare.

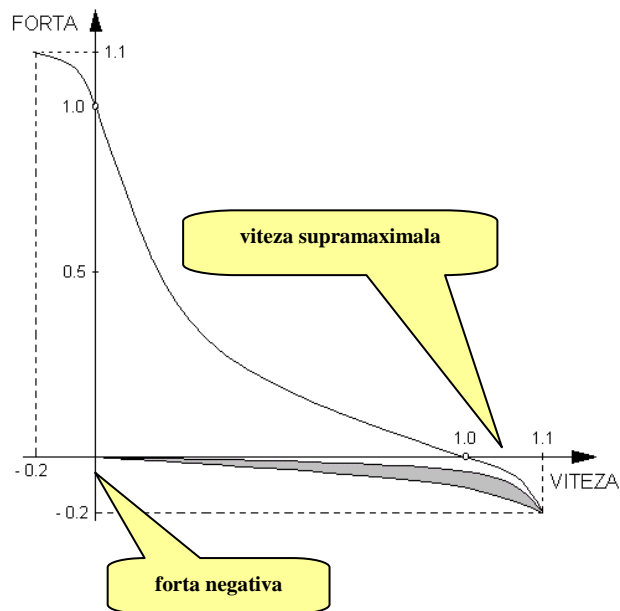


Fig. 9. 6. Diagrama supraconstrucțiilor sau a mișcărilor cu viteză supramaximală datorate unor forțe externe ajutătoare.

Forța negativă menționată în figură este, de fapt, sarcina negativă reieșită din însumarea vectorială cu sarcina rezistivă.

9.7. Considerații generale privind tipurile de contracții musculare

Trebuie să menționăm că, în cele de mai sus, unicul criteriu de taxonomie este relația dintre forța rezistivă și viteza de contracție la mușchii scheletici ai omului. Relația *forță rezistivă–viteză de contracție* se referă la eforturile maxime, unde puterea se conservă. Zona eforturilor maxime se supune legii a II-a a biomecanicii, iar cea mai cunoscută relație forță – viteză este denumită *legea lui Hill*.

Din acest punct de vedere se pot distinge 6 tipuri de contracții, dintre care trei au restricții severe de variație a cel puțin uneia dintre componentele puterii musculare:

- forța rezistivă constantă = contracție izotonică;
- viteza de contracție constantă = contracție izokinetică;
- lungimea constantă = contracție izometrică.

Un alt tip de contracții, cel auxotonic, utilizează relații empirice dintre forța rezistivă și viteza de contracție, relații determinate de modelul psiho-coordinativ al mișcării, iar ultimele două se referă la extremele caracteristicii forță–viteză: pseudo-contracțiile și supracontracțiile. Pseudo-contracțiile sunt, de fapt, mișcări de cedare, adică excentrice, având, astfel, viteze negative (de sens contrar scurtării), iar supracontracțiile se datorează contribuției unor forțe externe sinergice, care pot face ca sarcina să devină negativă, adică să ajute și nu să se opună mișcării.

Utilitatea acestei clasificări, pe lângă forma sa didactică, este evidentă, mai ales, în practica sportului de performanță, adică în cazul mișcărilor aflate în zona *“normalului de excepție”*. Mai menționăm că, în ultimul timp, și kinetoterapia este interesată de anumite tipuri de contracție, desigur, ca mijloace de ieșire din zona patologică a mișcărilor.

În multe sporturi, performanța se bazează pe formele specifice de manifestare a puterii maxime, iar antrenamentele au, adesea, ca obiectiv și dezvoltarea calităților motrice de bază.

Antrenorul și sportivul, ca principali decidenți, se pot afla, astfel, în fața unei probleme de alegere adecvată a tipurilor de contracții ca mijloace specifice. Soluțiile eficiente depind, așa cum se știe din teoria antrenamentului, de obiectivele propuse, de nivelul de pregătire etc., dar, accentuăm noi de pe poziția biomecanicii, și de un compromis acceptabil dintre rata de progres expectată și factorul de risc, de un compromis acceptabil dintre standardizare și individualizare, de o asociere și succesiune adecvată, de o dozare și iterație optimă etc.

De exemplu, supracontractiile sunt cele mai eficiente în procesul de dezvoltare a vitezei, iar pseudo-contractiile sunt cele mai eficiente pentru dezvoltarea forței; numai că ambele sunt riscante, putând provoca accidente. Apoi, contractiile izometrice ar trebui să fie unice pentru fiecare grupă mare de mușchi și să fie practicate numai ca ultimă temă dintr-o lecție de antrenament; asocierea lor cu stretchingul ar impune o anumită ordine strictă, și așa mai departe.

De asemenea, se pare că, pentru kinetoterapie, alegerea contractiilor izokinetice ar fi o soluție adecvată atât din punctul de vedere al riscului scăzut în producerea de noi traumatisme, cât și ca eficiență în creșterea concomitentă a forței și vitezei musculare etc.

Revenind la tipologie, suntem dator să accentuăm că cele de mai sus sunt valabile pentru zona staționară a contractiilor musculare. Fazele tranzitorii, cea de demarare a efortului și cea de oboseală, alterează relația dintre forța rezistivă și viteza de contracție într-o astfel de manieră, încât nu se pot stabili reguli.

X. TRANSMISIA MIȘCĂRII PRIN PÂRGHII ȘI LANȚURI CINEMATICE

10.1. Clarificări privind transmisia mișcării

În general, de transmisia mișcării se ocupă fizică. Dacă mișcarea este o deplasare, iar medierea se face cu un corp geometric rigid, atunci problemele transmisiei aparțin mecanicii.

Din punct de vedere biomecanic, mișcarea este transmisă de la mușchi, prin tendoane și pârghii osoase, la sarcina rezistivă, ceea ce nu diferă, principial, de problemele mecanicii. Prin urmare, cunoștințele din mecanică privind transmisia mișcării, cu rare excepții, sunt valabile și aplicabile în biomecanică. Aceste excepții și unele particularități vor fi comentate în paragrafele următoare. Ele se datorează specificului rezistenței materialelor biologice, modului de ghidare a mișcării prin ligamente, cartilagii, meniscuri, burse, fascii etc. și amortizării mișcării prin proprietățile de elasticitate a tendoanelor, acțiunii mușchilor antagoniști etc.

Putem descoperi o *pârghie* ori de câte ori identificăm un punct de sprijin, un punct de aplicație al unei forțe active (motrice) și un alt punct de aplicație al unei forțe rezistive, la un corp solid. Pârghiile, după caz, amplifică forța în detrimentul vitezei sau deplasării, amplifică viteza sau deplasarea în detrimentul forței și pot schimba direcția mișcării.

Un *lanț cinematic* este o reprezentare schematică a unor structuri rigide articulate. Lanțul cinematic simplifică realitatea în scopul facilitării cunoașterii, legând articulațiile prin drepte fictive cu semnificația de distanțe.

În mecanică, pârghiile, alături de alte dispozitive, precum planul înclinat, șurubul, pana, scripetele sau roata cu ax, sunt considerate "*mașini simple*". Conceptul de mașină simplă include o locație a unei forțe (motrice), un mod de transmisie a puterii și o locație a forței rezistive. În practică, mașinile simple se combină; așa este, de pildă, automobilul, unde motorul este asimilat cu sursa forței motrice, iar rezistorul - cu forțele de frecare ale roților cu carosabilul și ale caroseriei cu aerul. Între acestea se interpune, cum este logic, un complex de "*organe*" de transmisie ale mișcării.

În biomecanică, atribuirea denumirilor de *organe de mașini*, *mecanisme* și, în general, de *mașini simple* nu este recomandabilă structurilor biologice care transmit mișcarea, chiar dacă funcționarea acestora din urmă poate fi descrisă de

aceleași legi fizice. Teoretic, orice combinație de mașini simple se poate trata ca un lanț cinematic sau se poate reduce la o înlănțuire de pârghii.

În corpul omenesc au fost identificate nenumărate oase și articulații cu rol de pârghii, chiar și unele structuri cu funcțiuni ale scripetelui sau ale roții cu ax. În cele ce urmează vom folosi numai denumirile de pârghii și lanț cinematic pentru orice structuri cu funcții de mecanisme sau de mașini.

10.2. Unele proprietăți mecanice ale structurilor biologice implicate în transmisia mișcării

Reamintim din teoria rezistenței materialelor ca forțele exterioare care acționează asupra materialelor, producând deformări, ruperi, sfărâmări etc. se numesc *solicitări*.

Principalele tipuri de solicitări sunt:

- întinderea;
- compresiunea;
- forfecarea;
- încovoierea;
- torsiunea.

În timpul solicitărilor, în corpurile materiale apar deformări care pot fi remanente (plastice) sau temporare (elastice), după cum corpul este vâscos, elastic sau vascoelastic.

Răspunsul materialelor biologice la solicitări au aceleași moduri de evaluare că și materialele tehnice. De exemplu, elasticitatea osului omenesc este de două ori mai mică decât a lemnului de brad. Humerus-ul suportă 800 kg la tracțiune, 600 kg la compresie, 200 kg la flexie, iar la torsiune numai 40 kg. Desigur că aceste cifre sunt orientative, deoarece rezistența osului depinde de structura sa, de dimensiunile sale geometrice etc. De remarcă este faptul că alcatuirea materialelor biologice concurează tehnologia avansată atât în ceea ce privește compusul (de pildă, apatitul din oase), cât și forma (cum ar fi dispunerea spațială a elementelor traiectoriale din epifize sau forma tubulară a oaselor lungi).

La performanțele mecanice ale materialelor biologice mai concură și microstructura, în special împletirea macromoleculilor cu fibrilele sau alternanța structurilor cristaline cu cele amorfe și orientarea lor oblică în raport cu axa longitudinală (la fel ca împletiturile cablurilor).

Pe de altă parte, degradarea calităților mecanice ale țesuturilor biologice crește odată cu îmbătrânirea sau ca efect al unor boli, cum ar fi, de exemplu, osteopsatroza (unde este implicată matricea proteică a oasei sau a colagenului), sau osteomalacia (privind impregnarea calcică) etc.

Impregnarea calcică a oaselor are și un rol de depozitare, iar solicitările judicios gradate, precum cele din sport, produc, simultan, atât o întărire a oaselor, cât și o uzură irecuperabilă; depinde de o multitudine de factori dacă rezultanta acestor două efecte antagoniste este acceptabilă, în sensul bilanțului, pentru organism. Mai trebuie amintit și faptul că solicitările repetate, chiar și cele care nu sunt la limita de rezistență, produc microtraumatisme, dintre care unele se cumulează ca efect și pot favoriza producerea accidentelor.

Din punct de vedere biomecanic, în speță cel al transmisiei mișcării, interesează reacția și interacțiunea dintre structurile care produc tensiunea mecanică (mușchiul prin contracție) și structurile elementelor biologice care transmit mișcarea. Astfel, forțele de întindere din tendoane produc o deformare vascoelastică a tendoanelor, în care o parte din energie este stocată sub forma de energie “*elastica*”, mișcarea fiind amortizată și temporizată. Alte formațiuni biologice, precum bursele, reduc pierderile de energie prin frecare, iar cartilagiile și meniscurile redirectionează forțele cu pierderi minime etc.

Înainte de a vedea diferențele comportamentale ale formațiunilor biologice față de cele tehnice, se cuvine să reamintim sau să accentuăm unele aspecte ale transmisiei mișcării prin pârghii și lanțuri cinematice, așa cum se întâmplă atât în mecanică tehnică, cât și în biomecanică.

10.2. Pârghiile

Reamintim că ne aflăm în fața unei pârghii numai atunci când, la un corp rigid, se pot identifica un punct de sprijin, un punct de aplicare al unei forțe active și un alt punct de aplicare al unei forțe rezistive. Pârghiile au rolul de a transmite mișcarea, măbind eficiența ei. După caz, eficientizarea înseamnă amplificarea forței, vitezei sau deplasării, eventual schimbarea direcției mișcării sau contrabalansarea ei.

Punctul de sprijin sau *fulcrum*-ul, cum i se mai spune, restricționează mișcarea, exceptând rotația în jurul său. Practic, el poate fi o articulație, de regulă rotundă, o axă sau un vârf.

Atât vectorul forței active cât și cel al forței rezistive pot glisa pe direcția lor până când fiecare întâlnește câte o dreaptă fictivă perpendiculară, ce trece prin *fulcrum*. Dreptele perpendiculare pe vectorii de forță și care trec prin *fulcrum* reprezintă distanțe și se numesc *brațe* (ale forțelor respective).

Produsul dintre forța și brațul ei se numește *moment (de rotație)* și este măsura cauzei care produce mișcarea de rotație în jurul punctului de sprijin.

La pârghii remarcăm momentul forței active și momentul forței rezistive. Dacă acestea sunt egale, rotația corpului rigid în jurul punctului de sprijin este abolită.

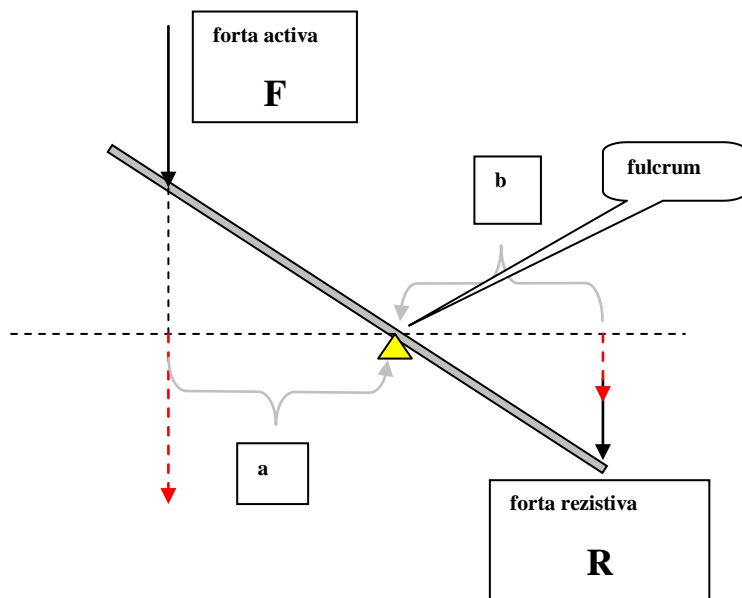


Fig. 10.1. Elementele pârghiei sau ale oricărui mecanism simplu redus la forma de pârghie. Brațul forței F active (notată cu a) este lungimea perpendicularei care trece prin fulcrum. Idem, b este brațul forței R . Explicații în text

Din condiția de echilibru rezultă că raportul forțelor este invers proporțional cu raportul brațelor lor:

$$F / R = b / a$$

Prin urmare, modificând dimensiunile pârghiei, se pot echilibra forțe diferite. Corolarul acestei idei a devenit *legea pârghiilor*, care se poate exprima astfel:

Suma algebrică egală cu zero a momentelor unei pârghii asigură echilibrul ei.

Aproape toate uneltele mecanice sunt pârghii. La fel ca uneltele se comporta și segmentele corporale acționate de mușchii scheletici. Interesul pentru pârghii nu este conferit de legea lor, ci de multiplele avantaje pe care pârghiile dezechilibrate le oferă.

Gruparea avantajelor a condus la împărțirea pârghiilor în trei categorii. Conform tradiției, ele se pot împărți în pârghii de gradul (tipul, ordinul, clasa etc.)

I, II și III, după cum sunt dispuse forțele în raport cu punctul de sprijin. Asupra acestor clasificări vom reveni.

În ceea ce privește evaluarea avantajelor, vom renunța la tradiția calculului momentului forțelor din produsul forței și distanței acesteia până la *fulcrum*, optând pentru un alt mod de calcul, în care se face o corecție de perpendicularitate a forței pe linia care unește punctul sau de aplicație cu *fulcrum*-ul. Atât forța activă cât și cea rezistivă, după caz, pot fi descompuse conform regulii paralelogramului pe două direcții: una perpendiculară pe dreapta care unește punctul de aplicație cu *fulcrum*-ul, iar cealaltă pe direcția acesteia.

Opțiunea noastră, care nu numai că încearcă o rupere a tradiției, dar este și diferită de cea a majorității autorilor de manuale prestigioase de biomecanică, se bazează pe următoarele argumente:

- mișcarea de rotație nu este dată de direcția forței, ci de direcția vitezei, care nu poate fi decât tangențială;
- structurile biomecanice nu sunt atât de rigide pe cât o dorește mecanica, încât componentele radiale ale forțelor, de fapt solicitările, să fie neglijabile;
- solicitările se transmit și punctului de sprijin, fapt ce obligă o altă serie de mușchi (importanți) și structuri de ghidare să acționeze, pentru stabilizarea sau controlul mișcărilor lui;
- brațele pârghiilor sunt mărimi reale, mult mai ușor măsurabile decât brațele fictive ale forțelor;
- în majoritatea cazurilor, forțele rezistive sunt greutăți, iar unghiurile de rotație ale brațelor pârghiilor sunt mici, astfel încât lucrul mecanic se poate calcula practic și suficient de precis măsurând doar înălțimea la care a fost ridicată greutatea (cunoscută).

În figura de mai jos, forța activă F este descompusă în componenta (perpendiculară) tangențială F_t (marcată cu roșu) și o altă componentă radială, F_r , orientată pe direcția distanței l care unește punctul de aplicație al forței cu *fulcrum*-ul. La fel se întâmplă și cu forța rezistivă, identificându-se componenta tangențială R_t , cea radială R_r și distanța r .

Se poate demonstra geometric, fără dificultate, ca momentul $F \cdot a$ este egal cu momentul $F_t \cdot l$, momentul $R \cdot b$ este egal cu $R_t \cdot r$, iar $F_t = F \cdot \cos \alpha$ (corecția de perpendicularitate) și așa mai departe.

Astfel, pentru biomecanică, considerăm noi, este mult mai avantajos ca legea pârghiilor să se exprime în legătura cu momentele forțelor corectate perpendicular, adică cu produsul dintre forțele tangențiale și distanțele lor concrete (nu fictive) până la punctul de sprijin. Distanțele, astfel definite, se vor numi, în continuare, *brațele pârghiilor* (nu ale forțelor).

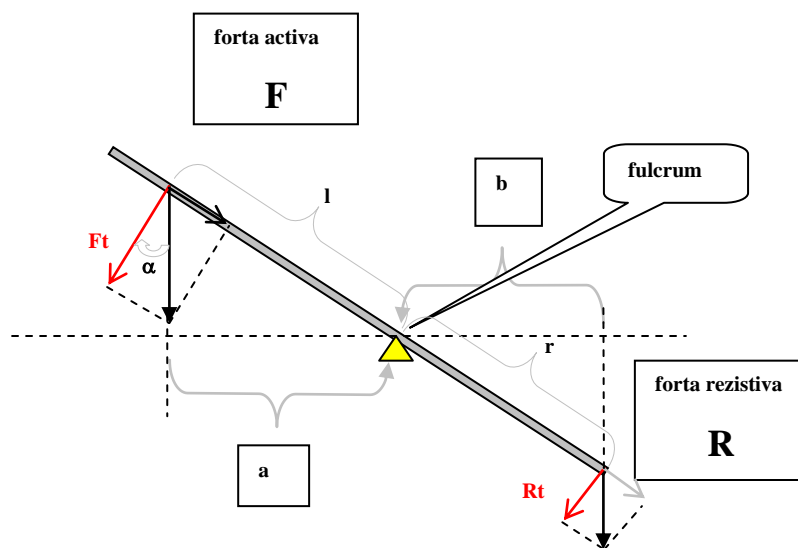


Fig.10.2. Structurile biomecanice ale pârghiilor. Brațele pârghiilor sunt notate cu l și r , iar forțele corectate (perpendicular) sunt notate F_t și, respectiv, R_t . Componentele forțelor (activă și rezistivă) de-a lungul brațelor pârghiilor produc solicitări de compresie, respectiv de alungire, ce nu pot fi neglijate în biomecanică.

Descompunerea forțelor pe direcții perpendiculare pe brațele pârghiilor și de-a lungul lor, este, după părerea noastră, singură soluție rațională pentru biomecanică, deoarece viteza tangențială este întotdeauna perpendiculară pe raza, iar componentele forțelor orientate de-a lungul brațelor pârghiilor produc solicitări, uneori importante, asupra oaselor sau pot genera tensiuni (centripete, centrifuge etc.).

Solicitările rigidului se transmit și punctelor de sprijin, astfel încât, în cazul biomecanicii, nu numai oasele au de suferit, ci și articulațiile. Mai mult decât eventualele probleme de rezistență contează controlul mișcării relative a punctului de sprijin, care, datorită solicitărilor, trebuie compensată de acțiunea altor forțe musculare sau de ghidare. Adesea, fixarea punctului de sprijin devine chiar mai dificilă decât mișcarea sarcinii rezistive.

Toate aceste aspecte nu pot fi neglijate în biomecanică, de aceea teoria brațelor forțelor este de dorit să fie înlocuită cu practica brațelor pârghiilor.

Pe de altă parte, mișcarea de rotație a brațelor pârghiilor transmite, în punctul de sprijin al forței rezistive, pe lângă o *forță mai mare* ca modul decât cea rezistivă, și o *direcție tangențială diferită* de verticală pe care se manifestă, de regulă, forța rezistivă (greutatea). După cum se ilustrează în figura de mai jos, direcția mișcării punctului de aplicație aflat pe brațul pârghiei poate să fie diferită de cea pe care tinde să se miște corpul având greutate (sarcina). În timpul ridicării, corpul poate

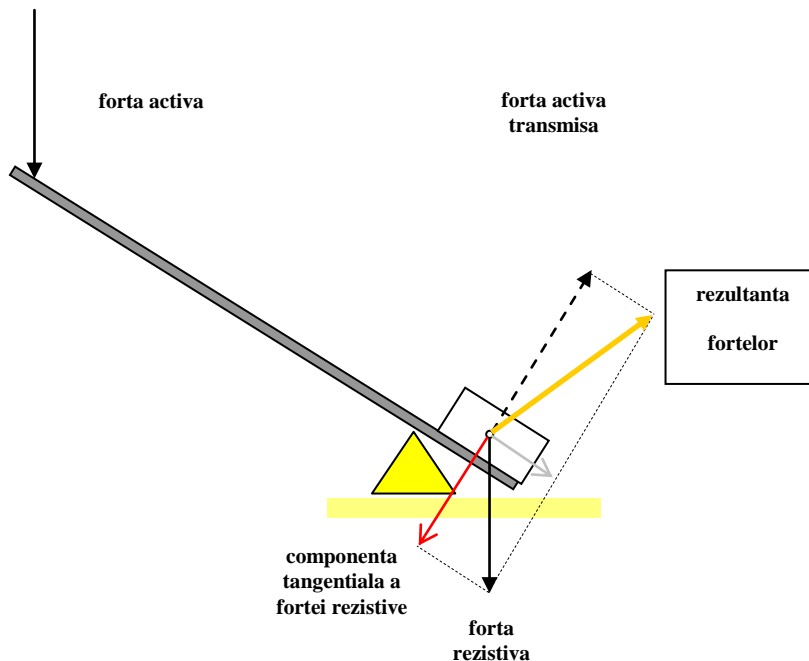


Fig. 10.3. Ilustrarea influenței componentelor forței rezistive asupra mișcării corpului greu. Explicații în text

aluneca, se poate rostogoli sau poate fi aruncat, efecte ce nu ar fi evidente dacă pârghia ar fi analizată prin teoria brațelor forțelor și nu prin practica brațelor pârghiei.

Ridicarea unei greutate, amplificând forța activă, așa cum se vede în fig. 10.3., este una dintre cele mai frecvente situații în care se utilizează pârghiile. De regulă, pârghia se poziționează diferit de orizontala, astfel încât greutatea (acționând întotdeauna vertical) va avea și o componentă radială, opusă forței de frecare. Aceasta poate provoca alunecarea corpului sau răsturnarea lui (dacă înălțimea centrului de greutate este mare). Pentru simplificarea figurii, toate forțele sunt aplicate în centrul de greutate al corpului și nu în punctul de sprijin.

Dacă ridicarea unei greutatei se face prin forța bicepsului, așa cum este ilustrat în fig.10.4., atunci componenta radială va trebui compensată de alte forțe musculare ale umărului, care să stabilizeze poziția humerusului și a articulației cotului.

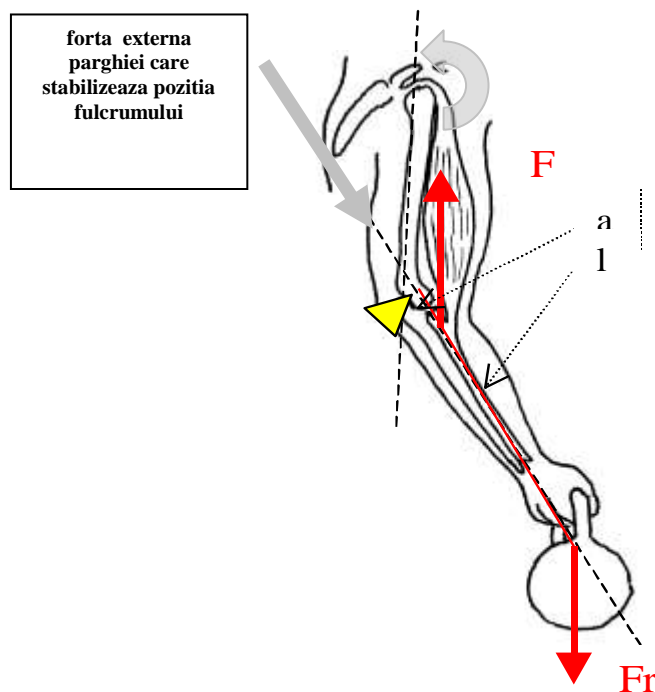


Fig. 10.4. Ilustrarea, printr-o situație banală de ridicare a unei greutate, a necesității descompunerii forței active a bicepsului în două componente, tangențială și radială, cea radială fiind contracarată de o forță externă pârghiei (mușchii umărului)

Dacă descrierea mișcării de ridicare a greutății ar fi fost făcută în mod clasic, numai pe baza momentelor forțelor, problemele stabilizării sau controlului mișcării *fulcrum*-ului nu ar fi fost evidente.

10.4. Pârghiile de gradul I

Conform unei reguli tradiționale, pârghiile de gradul I au punctul de sprijin interpus punctelor de aplicație ale forței active și rezistive. Dacă punctul de sprijin se află (mult) mai aproape de forța rezistivă, avantajul pârghiei este amplificarea de forță. Dacă punctul de sprijin este (mult) mai aproape de forța activă, se câștigă deplasare. Deplasarea făcându-se în același interval de timp ca și acțiunea forței active, viteza crește, ceea ce poate fi un avantaj considerabil. Un exemplu clasic este ranga sau șașina.

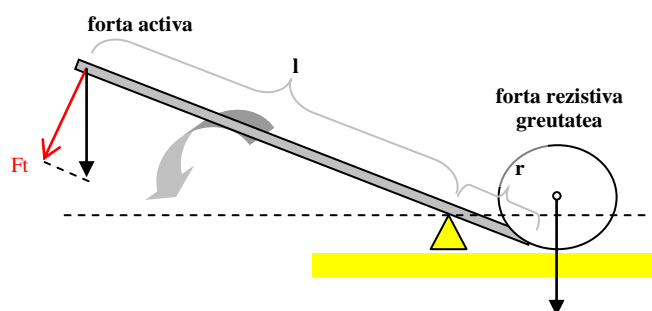


Fig.10.5. Un exemplu clasic de pârghie de gradul I. Acționând pe brațul (mult) mai lung al pârghiei cu o forță mică, se poate deplasa o greutate relativ mare. Câștigul este de forță în detrimentul vitezei

Forța activă, dacă este perpendiculară, se transmite în punctul de contact al greutății amplificate de n ori, $n = l/r$, adică raportul dintre brațele pârghiei. Altfel, amplificarea scade, practic, neînsemnat, proporțional cu cosinusul unghiului pe care îl face forța activă cu componenta sa tangențială, F_t .

În corpul omenesc se găsesc puține pârghii de gradul I, deoarece contracția mușchilor scheletici se face pe distanțe scurte, iar evoluția antropometrică arată o tendință de grupare proximală a mușchilor, regiunile distale fiind utilizate pentru amplificarea vitezei. La omul primitiv, centrul de greutate al capului, ca punct de aplicație al forței rezistive, se află considerabil opus ariei de aplicație a mușchilor cefei, în raport cu atlasul, vertebra cervicală care susține craniul. Astfel, funcția de pârghie de gradul I, realizată de forța activă a mușchilor cefei, era mai mult pregnantă decât în zilele noastre, acum doar situația de ridicare a capului flexat putând fi echivalată cu o pârghie de gradul I.

În general, situațiile neconvenționale de extensie ale segmentelor membrilor pot fi echivalate cu pârghii de gradul I. De exemplu, extensia antebrățului când cotul este ridicat, extensia gambei pe coapsa fixată etc.

Uimitor, pentru noi, nu este numărul cazurilor, ci diversitatea soluțiilor morfo-funcționale care utilizează pârghiile de gradul I. A invoca cauzal numai evoluția adaptativă și homeostazia este categoric insuficient. Funcțiile scripetelui fix sau ale roții cu ax nu sunt invenții omenești, ci ele se găsesc în corpul omenesc de mai mult timp decât cel în care omul folosește uneltele.

De exemplu, maleola externă a gleznei acționează ca un scripete în schimbarea direcției mișcării de tracțiune a mușchiului peroneus longus; patella măbind, precum un scripete, unghiul de tracțiune a quadricepsului femural în extensia gambei pe coapsa; mușchiul spinal acționează asupra vertebrei, folosind-o ca pe o roată cu ax în mișcarea de răsucire a trunchiului etc.

În figurile 10.6., 10.7. și 10.8. sunt ilustrate exemplele de mai sus. Comentariile par a fi de prisos.

O caracteristică generală a pârghiilor de gradul I din corpul omenesc este aceea ca ele amplifică deplasarea și nu forța, așa cum se întâmpla la unelte. După cum se va vedea în paragraful următor, amplificarea forței în corpul omenesc este caracteristica generală a pârghiilor de gradul II.

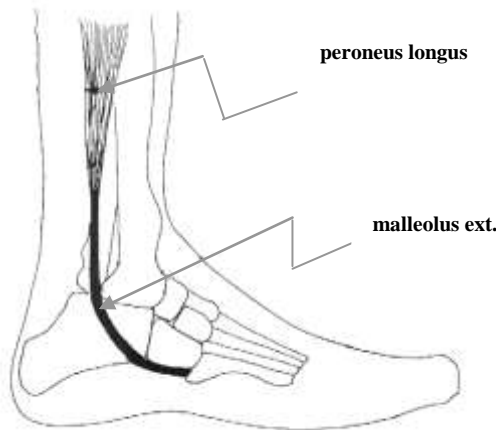


Fig 10.6. Exemplu de schimbare de direcție a forței active, maleola externă acționând ca un scripete

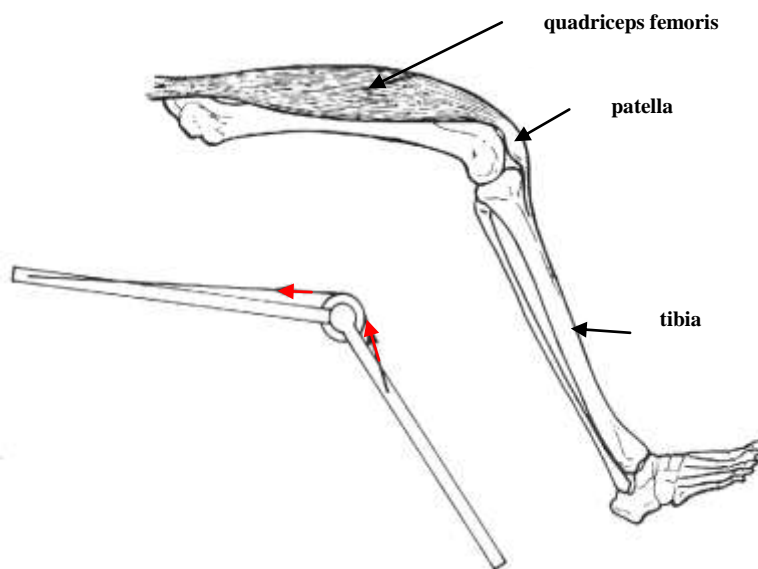


Fig. 10.7. Patella acționând ca un scripete și măbind unghiul de tracțiune a mușchiului quadriceps în extensia gambei pe coapsă. Mișcarea poate fi analizată ca la o pârghie de gradul I

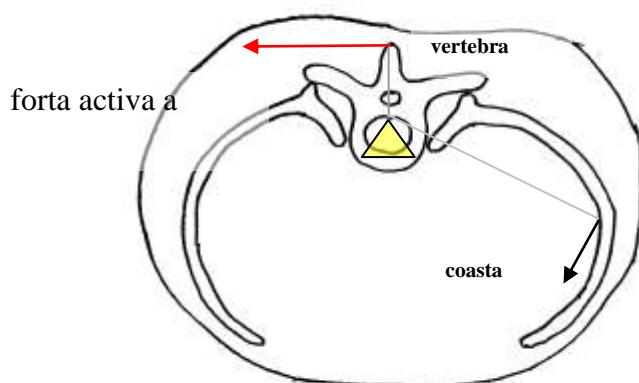


Fig. 5.8. Exemplu de pârghie de gradul I, acționând ca o roată cu ax. Momentul forței active a mușchiului spinal determină rotația cutiei toracice

5.5. Pârghiile de gradul II

La pârghiile de gradul II, conform regulei, forța rezistivă se află undeva între punctul de sprijin și punctul de aplicație al forței active. Cu cât punctul de aplicație al forței rezistive se află mai aproape de fulcrum decât se află cel al forței active, cu atât mai mult se amplifică forța în detrimentul deplasării sau al vitezei.

Diferitele moduri de ridicare a corpului, cum ar fi flotările în brațe, ridicarea pe vârfuri, extensia trunchiului din culcat pe burtă etc., în general toate mișcările în care părțile distale sunt fixate în exterior folosesc avantajele pârghiilor de gradul II.

Un exemplu clasic îl constituie roaba și este ilustrat în figura care urmează.

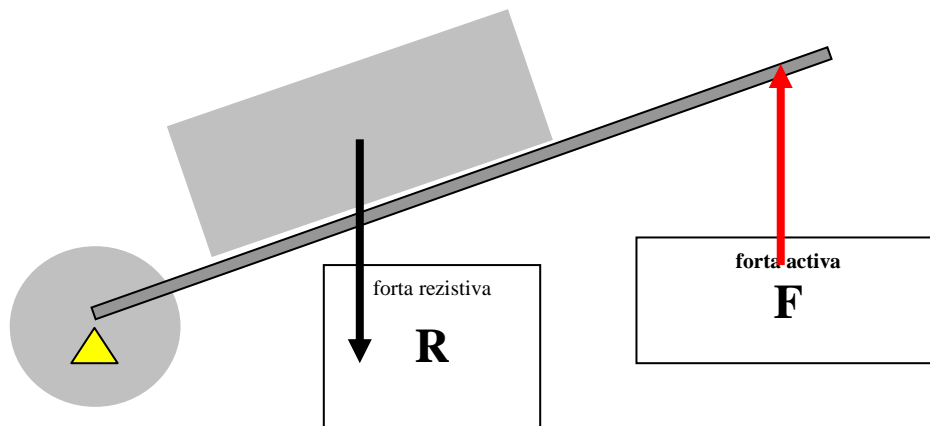


Fig. 10.9. Exemplu de pârghie de gradul II. Avantajul îl constituie amplificarea forței

10.6. Pârghiile de gradul III

Pârghiile de gradul III au punctul de aplicație al forței active poziționat între fulcrum și punctul de aplicație al forței rezistive. Cu cât forța activă este mai aproape de fulcrum, în raport cu forța rezistivă, cu atât mai mult este amplificată viteza sau distanța pe care este deplasată forța rezistivă. Majoritatea pârghiilor care acționează membrele sunt de gradul III, mărind prin contracții scurte ale mușchilor scheletici viteza segmentelor distale. Mișcările naturale, în special locomoția, beneficiază din plin de avantajele pârghiilor de gradul III. O serie de mușchi puternici din corpul omenesc, cu secțiuni transversale relativ mari, după cum se vede în tabelul de mai jos, au ariile distale de aplicație foarte aproape de axa de rotație din articulație, amplificând, prin lungimea oaselor pe care le mișcă, viteza

tangențiala. Acest design este exploatat în selecția din sport, unde, în special pentru sărituri și alergări de viteză, oferă un avantaj considerabil. De exemplu, la aceleași viteze unghiulare de rotație a șoldului de 6 rad/s, mici particularități somatice pot genera diferențe considerabile ale vitezelor tangențiale la nivelul labei piciorului, cuprinse între 5.3 și 5.9 m/s.

| nr.cr | mușchiul | secțiunea orientativă (cm ²) |
|-------|-----------------------------------|--|
| 1 | <i>gluteus maximus</i> | 58 |
| 2 | <i>soleus</i> | 47 |
| 3 | <i>vastus lateralis</i> | 41 |
| 4 | <i>diaphragm</i> | 36 |
| 5 | <i>levator scapulae</i> | 35 |
| 6 | <i>levator scapulae</i> | 35 |
| 7 | <i>subscapularis</i> | 20 |
| 8 | <i>triceps brachii longus</i> | 14 |
| 9 | <i>Flexor digitorum profundus</i> | 10 |

Tab. 10.1. Principalii mușchi care acționează ca forțe active pe pârghii de gradul III

Un exemplu clasic de pârghie de gradul III îl constituie ridicarea unei greutate prin forța mușchiului biceps brahii. De remarcat este faptul că în timpul ridicării, unghiul pe care-l face mușchiul biceps cu axa antebratului se schimbă continuu, astfel încât raportul dintre componenta tangențială și cea radială a forței active variază de la aproximativ 0 până la un număr foarte mare, adică de la solicitare de dizlocare și până când, practic, solicitarea dispare, iar întreaga forță se manifestă tangențial. Momentul forței rezistive variază invers, crescând pe măsură ce unghiul se micșorează, fără însă ca maximul său să coincidă cu cel al forței active.

Amplificarea de viteză pe care o produce pârghia de gradul III poate fi marită cu obiecte care prelungesc acțiunea segmentelor distale, cum ar fi: racheta de tenis, armele de scrimă, bâta de baseball etc. După cum este bine știut, nu numai componentele de motricitate contează în mișcările din sport, ci și cele coordinative, care, în cazul pârghiilor de gradul III, se alterează pe măsura ce brațele pârghiei

sunt mai lungi. Ca atare, conflictul de efecte, viteza mare sau *coordonarea bună se rezolvă, de la caz la caz, prin soluții de compromis.*

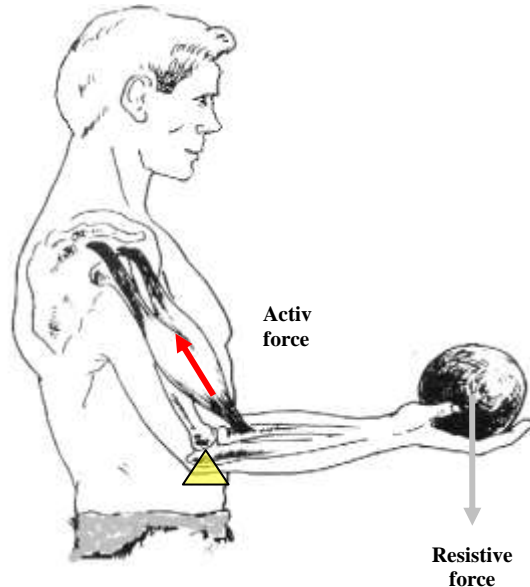
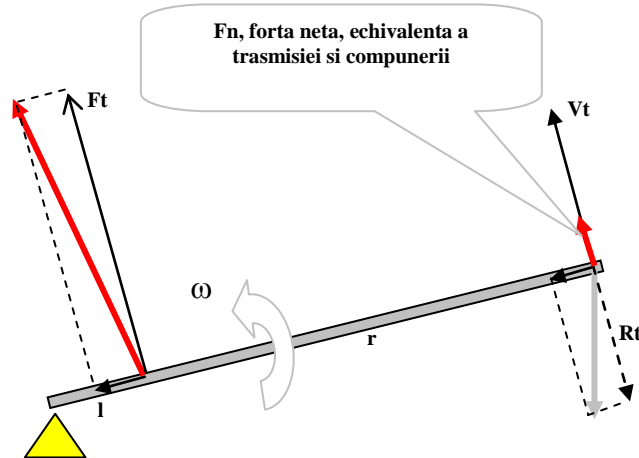


Fig. 10.10. Exemplu de pârghie de gradul III. Explicații în text

Pentru ridicarea unei greutate, așa cum este ilustrat în fig.5.10., momentul forței active trebuie să fie mai mare decât cel al forței rezistive. Lucrul mecanic fiind conservativ, rezultă că înălțimea la care este ridicată greutatea se afla în același raport cu distanța de contracție ca și cel dintre brațele pârghiei.

Nu trebuie pierdut din vedere ca mișcarea este de rotație, iar în acest caz măsura analitică a lucrului mecanic și a puterii este diferită de cea a mișcării rectilinii, cu toate ca valorile sunt echivalente.

Pentru mișcarea de rotație, nu forța activă produce deplasarea, ci momentul ei, adică produsul dintre forța și brațul forței. Fizica clasică demonstrează că echivalentul puterii din mișcarea rectilinie, $P = F \cdot V$, este produsul dintre momentul forței și viteza unghiulară, $P = M \cdot \omega$. Când pârghia este dezechilibrată, așa cum este ilustrată în figura 10.11 (aceeași mișcare de ridicare a unei greutate prin forța bicepsului), apare o mișcare de rotație în care se disting: o viteză unghiulară ω și o viteză tangențială V_t a punctului de aplicație al forței rezistive.



*Fig. 10.11. Evidențierea mărimilor analitice ale mișcării de rotație a pârghiei, ilustrată prin clasicul exemplu de ridicare a unei greutate prin forța bicepsului.
Explicații în text*

După cum se vede în figura de mai sus, forța activă poate fi descompusă după regula paralelogramului în două componente: cea tangențială, F_t (perpendiculară pe brațele pârghiei) cu brațul ei, l , și una radială (de-a lungul brațului l al pârghiei). La fel se întâmplă și cu forța rezistivă, evidențindu-se forța rezistivă tangențială, R_t și brațul ei r , precum și o componentă radială (de-a lungul brațului r).

În biomecanică, componentele radiale (corespondențele celor normale din mișcările rectilinii) constituie solicitări și nu pot fi transmise.

Componentele tangențiale ale forțelor, împreună cu brațele pârghiei, dau momente de rotație ce se însumează algebric. Convențional, momentele care se rotesc în sensul acelor de ceasornic sunt considerate pozitive, și invers - negative. Ele, fiind produse vectoriale, au o direcție perpendiculară pe planul componentelor. Suma algebrică, dacă nu este nulă, are dimensiunea echivalentă a unui moment $M = F_n \cdot r$, unde F_n este o forță fictivă, numită de cei mai mulți autori forța netă. Ea provine din forța tangențială F_t , transmisă diminuat (cu proporția l/r) în punctul de aplicație al forței rezistive și adunată algebric cu aceasta din urmă:

$$F_n = R_t - (F_t \cdot l/r).$$

În consecință, momentul M produce o mișcare de rotație cu viteza unghiulară ω , iar greutatea descrie o traiectorie arc de cerc cu viteză tangențială V_t . Mișcarea este perfect determinată dacă și oricând se poate cunoaște viteza tangențială (brațul pârghiei sau raza fiind, deja, cunoscute). De menționat este faptul că momentul M produce mai multe feluri de accelerații (dependente de r), dintre care numai cea tangențială determină, în acest caz, mișcarea. Detalii se găsesc în orice carte prestigioasă de mecanică; aici suntem datori numai să semnalăm asemănările și deosebirile biomecanicii față de mecanică.

10.7. Lanțurile cinematice

Reamintim că lanțurile cinematice sunt reuniuni artificiale de elemente rigide cu mișcare limitată, consecință a articulațiilor. Elementele rigide, reprezentate de distanțele dintre articulații, simplifică rezonabil realitatea, considerând oasele nedeformabile și îmbinările dintre ele punctiforme.

Simplificările rezonabile se justifică prin câștigul de practicitate în analiza mișcării și prin erorile acceptabile pe care le presupune transferul concluziilor teoretice în practică.

Trebuie să menționăm că lanțurile cinematice se împart în lanțuri *deschise* și lanțuri *închise*. La un lanț cinematic închis, fiecare element al său este legat prin articulații de încă cel puțin două elemente, altminteri este deschis. Lanțurile cinematice mai pot fi clasificate în simple sau complexe, planare sau spațiale etc.

De studiul lanțurilor cinematice se ocupă teoria mecanismelor. Modalitatea analitică de studiu a lanțurilor cinematice a evoluat de la rezolvarea manuală a ecuațiilor de stare și mișcare la cea automată, prin computere, astfel încât descrierea analitică, pe lângă faptul că este dificilă, a devenit și anacronică, indiferent dacă se referă la biomecanică sau la tehnică.

Ar mai fi de menționat riscul transferului redundant de cunoștințe valoroase din anatomia funcțională în mișcarea lanțurilor cinematice. De exemplu, mușchiul biceps brahial este un mușchi biarticular, trecând peste două articulații, cea a umărului și cea a cotului. El are o inserție fixă în foșeta supraglenoidiană a omoplatului, fiind un ajutor al abductorilor brațului, deltoidul și supraspinosul. Împreună, acești mușchi formează un așa-zis *lanț muscular*, care descrie structural, nu cinematic, mișcarea relativă a segmentelor corporale.

Obligația noastră, în cazul de față, este aceea de a releva avantajul enorm al transferului de cunoștințe din teoria mecanismelor în biomecanică și, totodată, de a semnală faptul că unele aplicații ale teoriei mecanismelor în biomecanică nu sunt adecvate. De aceste aplicații ne vom ocupa în continuare, având grijă să facem referire numai la noțiunile clar explicate.

Astfel, considerând-o și ca pe o restanță referitoare la pârghii, trebuie să explicăm ce anume se întâmplă atunci când punctul ei de sprijin se mișcă ?

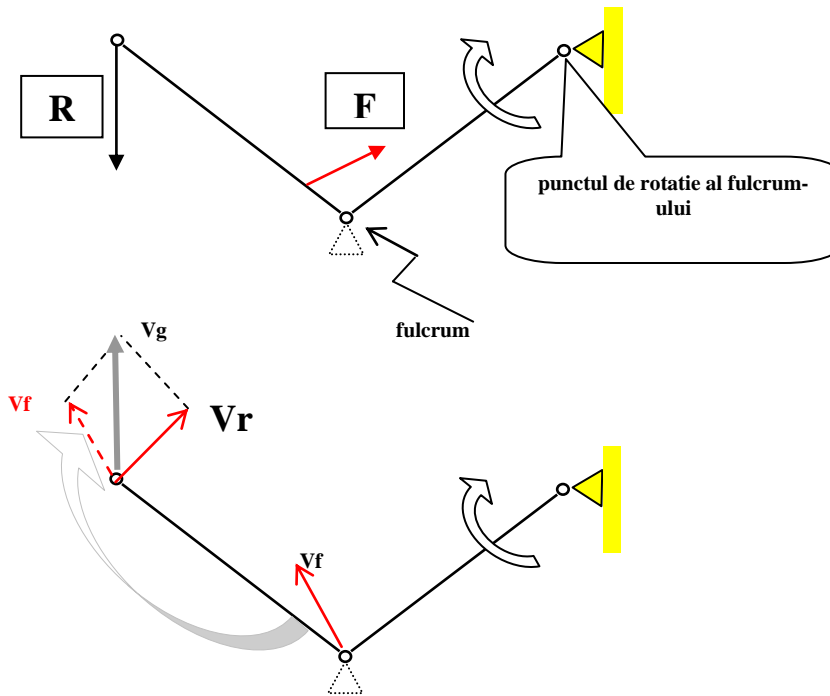


Fig. 10.12. Exemplu de transformare a unei pârghii de gradul III (cu referire la figura 5.10. – ridicarea unei greutate prin forța bicepsului) într-un lanț cinematic. Explicații în text

Dacă mișcarea punctului de sprijin nu este îngradită, atunci, prin definiție, el se descalifică. Limitarea mișcării sale impune legarea sa de un plan sau de un punct exterior, față de care se translează sau se rotește.

Distanța până la plan sau până la alt punct de rotație devine, inerent, un alt element rigid, iar întregul ansamblu devine, la rândul său, un lanț cinematic (simplu).

După cum se vede în fig. 10.12., *fulcrum*-ul nu mai este fix, el se rotește în jurul altei articulații aflate la o anumită distanță. Revenind la exemplul de pârghie de gradul III, în care *fulcrum*-ul era articulația cotului, forța activă F era generată de contracția bicepsului, iar forța rezistivă R era greutatea, se remarcă ușor ca rotația *fulcrum*-ului se face acum în jurul articulației umărului, la distanța impusă de osul *humerus*. Prin urmare, articulația cotului primește o viteză tangențială V_f , care, translata în punctul de aplicație al forței rezistive, se recompilează cu componenta de viteză tangențială a antebrăului V_r și dau o rezultantă de altă amplitudine V_g , dar și de o altă direcție. Din figură rezultă că direcția de deplasare a greutății este, mai

nou, pe verticală, deoarece mișcarea de rotație a antebrăului a fost compensată de mișcarea de rotație a brațului.

Pentru ca direcția pe verticală a mișcării să se păstreze, este nevoie ca poziția relativă a brațului și a antebrăului să se schimbe continuu, în mod coordonat. Iată cum coordonarea (neuro-musculară) intră în ecuația mișcării biomecanicii, spre deosebire de mișcarea lanțurilor cinematice din mecanică. Comportamentul determinist al mecanismelor tehnice este sintetizat de o proprietate numită *desmodromie*, care, pentru biomecanică, va trebui redefinită. Cu toate că vom reveni asupra acestui subiect, menționăm că un lanț cinematic este *desmodrom* atunci când unei poziții relative a două elemente îi corespunde, în același moment, o singură poziție a celorlalte elemente. În ipoteza contrară, lanțul este *nedeterminat*.

În continuare vom simplifica sub formă de lanț cinematic una dintre cele mai importante și utilizate mișcări din sport, aceea de triplă extensie. Această mișcare constituie esența săriturilor, iar, după cum se știe, săriturile sunt practicate în atletism, în gimnastică, precum și în majoritatea jocurilor sportive.

După cum se vede în fig.10.12., lanțul cinematic schematizează mișcarea relativă a patru segmente corporale, legate prin trei articulații - a gleznei, a genunchiului și a șoldului, față de un reper fix - punctul de sprijin al labei piciorului cu solul. În schemă mai este reprezentat un centru de greutate aflat pe trunchi, unde este concentrată fictiv întreaga greutate a corpului și reacțiunea solului. Prin participarea coordonată a mușchilor membrelor inferioare și ai spatelui, unghiurile dintre segmentele corporale se deschid, producând mișcarea relativă a tuturor segmentelor față de reperul fix.

Așa cum este prezentată în figură, poziția acestui lanț cinematic este numai o secvență a mișcării, o “înghețare” de moment a acțiunilor conjugate ale forțelor active musculare.

Pentru o analiză a mișcării sunt necesare mai multe astfel de secvențe, surprinzând în special momentele importante ale ei, iar numărul secvențelor și succesiunea lor asigurând acuratețea analizei.

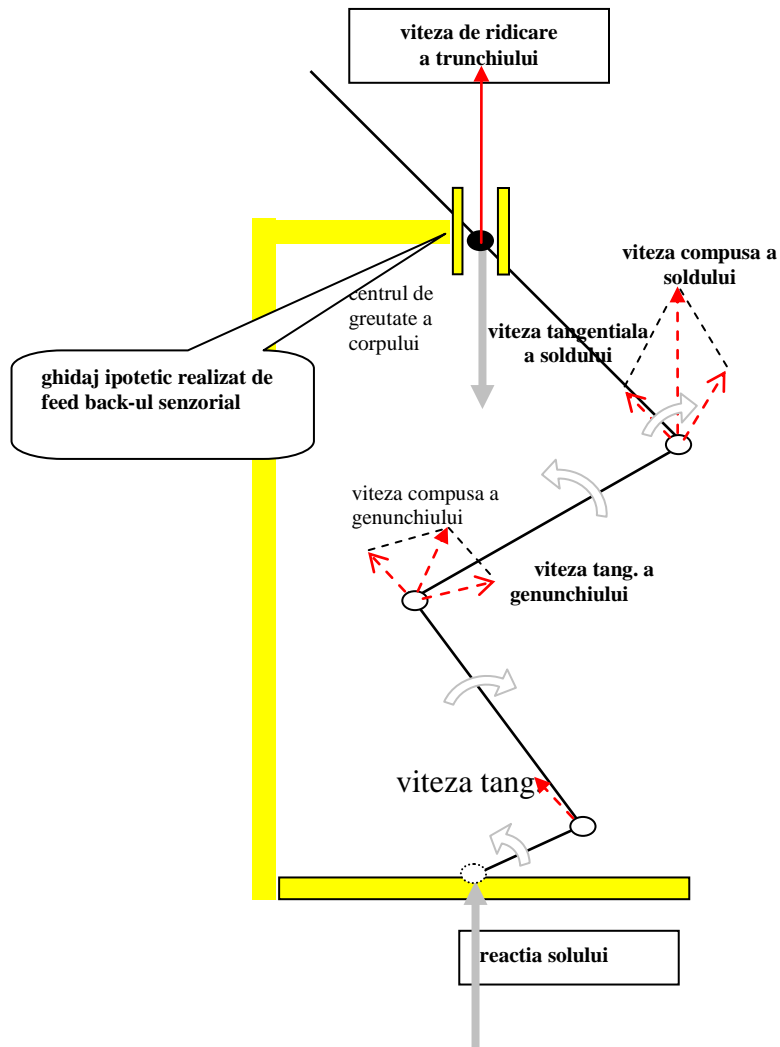


Fig. 5.12. Lanțul cinematic al triplei extensii, care simplifică mișcarea de ridicare a corpului în elanul săriturii pe verticală. Explicații în text

Analiza mișcării face obiectul unui capitol următor; aici suntem interesați să prezentăm, doar introductiv, cum se alcătuiesc lanțurile cinematice și cum se transferă mișcările la elementele sale.

Astfel, la orice lanț cinematic se alege un reper fix, de regulă un punct de sprijin sau o suprafață de sprijin, situate la unul din capetele lanțului. În teoria mecanismelor, reperul este fixat pe așa-numitele *batii* sau *șasiu*, expresii

neadekvate pentru biomecanică. Pentru tripla extensie, reperul este fixat în punctele de sprijin ale labelor picioarelor, mai precis în zona metatarsofalangeală. Față de suprafața orizontală a acestui reper, fiecare segment corporal se poziționează secvențial sub un unghi variabil, deoarece fiecare pereche de segmente își variază relativ unghiul dintre ele. În cazul de față, vitezele unghiulare pot și par a fi independente, ceea ce face ca vitezele articulațiilor să fie compuse atât din vitezele tangențiale, cât și din cele relative la reperul fix.

Prin această descriere vrem să arătăm că viteza de ridicare a centrului de greutate, orientată vertical, este o rezultantă vectorială a tuturor vitezelor segmentale. Deoarece, prin scopul definit, mișcarea centrului de greutate, în timpul extensiei, trebuie să fie cât mai aproape de verticală și exact pe verticală în momentul desprinderii în săritură, rezultă ca și vitezele unghiulare se coordonează temporal, neîndoielnic prin acțiunea mușchilor, controlată de diversele bucle de *feed-back*.

Restricția de verticalitate a direcției vectorului (rezultant) de viteză face ca lanțul cinematic să fie considerat *închis*. Închiderea este simbolizată prin ghidajul fictiv legat de reper. În mecanică, toate închiderile se realizează prin *cuple* legate printr-un batiu, iar în robotică se încearcă închiderea prin restricții de *feed-back* senzorial. Bionica copiază restricțiile de *feed-back* senzorial din natură și tinde să le combine cu restricțiile mecanice. Performanțele de coordonare prin *feed-back* din robotică și bionică au ajuns la un nivel apropiat de cel biomecanic, datorită performanțelor microprocesoarelor, mai ales în privința vitezei de procesare a informațiilor.

Astfel, au fost create mâini artificiale, care pot prinde din zbor, de exemplu, o minge de tenis, calculând în timp pseudo-real traectoria virtuală. Sunt deja comercializate video-camere care compensează mișcările involuntare ale lor, chiar dacă înregistrarea se face din goana calului. Se subînțelege că în spatele acestor realizări se află un fond remarcabil de *know-how*, care este aplicabil și analizelor mișcărilor din biomecanică.

În biomecanică, restricțiile de mișcare se realizează, pe de o parte, prin forma articulațiilor, ligamente, capsule cartilajinoase, meniscuri etc. și, pe de altă parte, prin bucle de *feed-back* care asigură ceea ce, în mare, se numește coordonare. Numai o parte a buclelor de *feed-back* ale biomecanicii sunt similare cu cele din robotica, altele fiind similare cu cele din antropologie (ca, de pildă, cele raționale sau instinctive).

Mișcarea în biomecanică este întotdeauna coordonată, fapt ce implică restricții de traiectorie, viteze momentale și, uneori, accelerații. Am extins condițiile restrictive și la accelerații, pentru a nu neglija influența asupra coordonării, mai ales la mișcări brusce, a pseudo-forțelor inerțiale (ale regimurilor tranzitorii), centrifuge sau centripete, Coriolis etc.

Referitor la exemplul de mai sus, mișcarea coordonată se apreciază prin tendința de menținere a vitezei rezultante pe direcția verticală. Dar această coordonare nu este un scop, ci un mijloc prin care se încearcă creșterea continuă a vitezei până în momentul desprinderii, deoarece de viteza finală depinde înălțimea săriturii. În figura de mai sus nu sunt reprezentate nici accelerațiile create de forțele inerțiale sau Coriolis (evidente atunci când două segmente articulate se rotesc în aceeași direcție), nici masele sau centrele de greutate ale fiecărui segment, întrucât acestea nu schimbă decât cantitativ mișcarea. Scopul nostru, în cazul de față, este acela de a prezenta din punct de vedere calitativ mișcarea de tripla extensie, schematizată prin lanț cinematic.

Referindu-ne, în general, la lanțurile cinematice, menționăm că repetarea controlată a mișcării duce la obisnuință, automatism și stereotipie, iar controlul repetat duce la învățare și perfecționare.

În concluzie, se poate spune ca lanțurile cinematice din biomecanică sunt *închise* atunci când se fac restricții severe ale mișcării elementului de la capătul lanțului, opus celui cu punctul de sprijin în reperul fix. Astfel, aceste lanțuri devin *desmodromice*, adică respectă regula conform căreia unei poziții relative a două elemente îi corespunde o singură poziție a celorlalte elemente.

XI. ECHILIBRUL ȘI ALTE ASPECTE STATICE

11.1. Generalități referitoare la echilibru

Forma banală a echilibrului este legată de gravitație. Un corp se află în echilibru dacă proiecția centrului său de greutate cade în interiorul ariei de susținere.

Etichetarea echilibrului se face în trei categorii: echilibrul stabil, instabil și lipsa de echilibru. Despre echilibrul stabil se spune că este cu atât mai bun cu cât centrul de greutate se află mai aproape de bază de susținere.

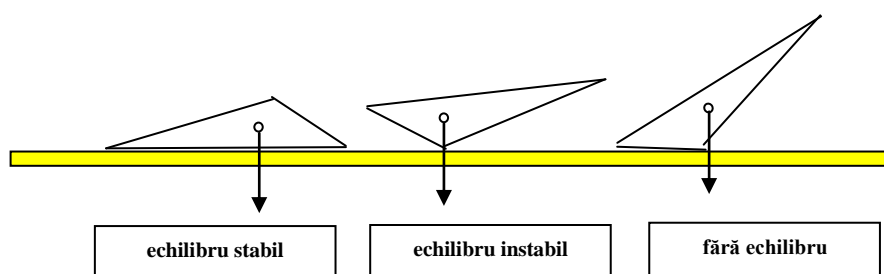


Fig.11.1. Categoriile de echilibru elementar

Triunghiul etichetat ca fiind *fără echilibru* din fig. 11.1. se va răsturna, deoarece forța de greutate nu este coliniară cu reacțiunea suportului și produce un moment de rotație. Acest moment de rotație poate fi compensat de un altul, de semn contrar, ca în fig. 11.2., restabilindu-se astfel echilibrul.

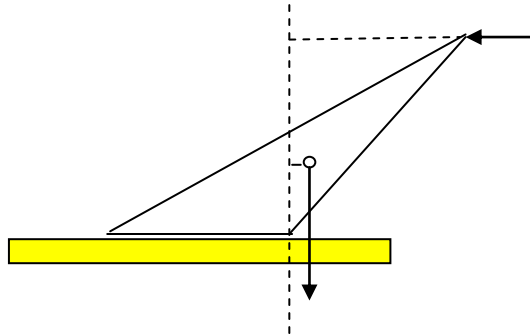


Fig.11.2. Restabilirea echilibrului prin forte externe, care produc momente de semn contrar celui al forței de greutate.

Echilibrul instabil poate fi îmbunătățit dacă se coboară artificial centrul de greutate cât mai aproape de punctul sau suprafața de sprijin, așa cum este ilustrat în fig. 11.3. În cazul în care centrul de greutate poate fi coborât sub punctul de sprijin, echilibrul devine stabil.

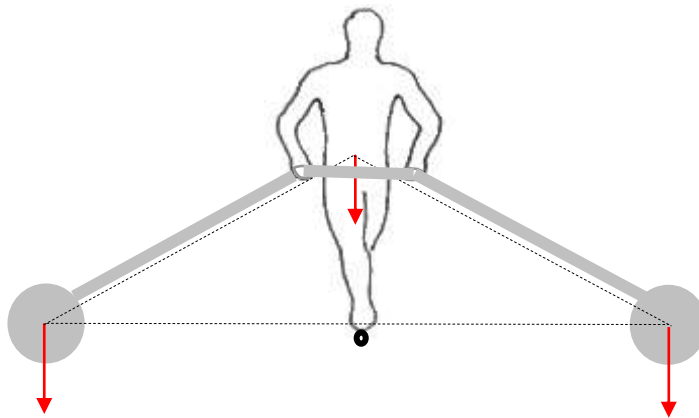


Fig.11.3. Îmbunătățirea echilibrului prin coborârea artificială a centrului de greutate cu bara de echilibru. Stilizare după modelul echilibrului de circ.

Centrul de greutate al unui corp omogen de formă triunghiulară se poziționează la intersecția medianelor. Dacă repartiția greutății este neuniformă, așa cum se sugerează în fig.6.3, atunci centrul de greutate se deplasează într-o anumită proporție spre greutatea cea mai mare. Vom reveni asupra modului de calcul al centrului de greutate la corpuri complexe.

11.2. Echilibrul în biomecanică

Cele de mai sus se aplică și în biomecanică, dar nu sunt proprii ei. Echilibrul în biomecanică se referă preponderent la forțele interne generate de contracția musculară. Când o persoana adultă stă în *poziția de drepti*, centrul său de greutate se poziționează pe axa sa verticală de simetrie, la nivelul vertebrei 1-5 sacrale (la câțiva centimetri de ombilic), iar proiecția lui cade în interiorul ariei mărginite de tălpi, echilibrul fiind stabil. Chiar și în mod voit nemișcat, stabilitatea omului nu este perfectă; întotdeauna vor exista oscilații ale proiecției centrului de greutate, deoarece sistemul de comandă și control al echilibrului se bazează pe corecții *feed-back* ale unor erori (mișcări involuntare imperceptibile în mod conștient). Cu atât mai mult, schimbarea voluntară a pozițiilor segmentelor corporale sau ale corpului modifică poziția centrului de greutate și, implicit, calitatea echilibrului.

Așadar, în cadrul echilibrului stabil se pot decela diferite calități ale echilibrului; cu alte cuvinte, echilibrul este o aptitudine personală. Noi preferăm să apreciem calitatea echilibrului postural printr-o mărime relativă, care tinde asimptotic spre stabilitatea perfectă, decretată a fi imobilitatea centrului de greutate în raport cu solul. Când centrul de greutate este imobil, desfășurarea în timp a oricărei componente spațiale a distanței față de reper este o dreaptă. În planul suprafeței solului, pot fi stabilite convențional două direcții: de exemplu, N-S pentru mișcările proiecției centrului de greutate în față-spate, și E-V pentru mișcările dreapta-stangă. Oscilațiile înregistrate ale acestor mișcări vor fi proporționale cu instabilitatea centrului de greutate, de fapt a corpului.

Parametrii măsurabili ai oscilațiilor, prin convenție, pot eticheta instabilitatea în mai multe categorii. Se înțelege ca instabilitatea nulă este echivalentul echilibrului perfect, iar cea mai defavorabilă categorie de instabilitate o reprezintă echilibrul instabil. Noi am identificat 5 categorii de instabilitate, de la instabilitatea foarte mare din zona patologică, trecând prin hiper, media și hipoinstabilitatea omului *normal habitual* și până la instabilitatea foarte mică, specifică tirului de performanță.

Utilitatea etichetării prin categorii a instabilității posturale devine evidentă atunci când se fac referiri cauzale la mecanismele efectoare și de comandă ale echilibrului și la *feed-back*-urile care reglează și controlează efectele.

După cum se știe din fiziologie, echilibrul postural este atribuit stato-kinezimetriei și este realizat de dinamica tensiunilor mecanice din mușchii agoniști și antagoniști, comandată voluntar sau automat (cerebral, cerebelos, medular etc.) și controlată de cel puțin cinci bucle de *feed-back*. În general, se acceptă trei niveluri medulare de reglaj și control:

- cel dependent de fuserile neuromusculare inserate între fibrele musculare ale mușchilor de postură și comandate de motoneuronii gamma și alfa;
- cel dependent de organele Golgi ale tendoanelor, ca frână a extensiei;
- cel asigurat de organele Ruffiny, referitor la deschiderile articulare și la variația vitezei mișcărilor de rotație.

Alte două niveluri de reglaj și control se află în urechea internă și în zona postrolandică a telerecepției vizuale.

Prin această descriere succintă vrem să arătăm că sistemul reglator al echilibrului este foarte complex, iar instabilitatea posturală, prin parametrii săi, poate fi atribuită, în diferite proporții, stării efectorului, calității comenzilor, precum și celor cinci niveluri de reglaj și control.

Pentru biomecanică este necesar și suficient să interpretăm sistemic criteriul instabilității oscilațiilor proiecției centrului de greutate în poligonul de susținere și să descriem cele mai importante rezultate experimentale. Ca urmare a aplicării cunoștințelor veridice și acționând cauzal, se pot apoi elabora și utiliza metode adecvate de ameliorare a simțului echilibrului și a tehnicilor de execuție, în folosul performanței ocupaționale sau sportive.

Cel mai adesea, sistemul reglator al echilibrului postural este tratat ca un model matematic al *pendului răsturnat, dublu articulat*. Acesta se compune din trunchi și partea superioară a corpului, ca un segment rigid cu masă concentrată în centrul general de greutate, și din partea inferioară, dublu articulată la nivelul genunchilor și al șoldurilor, toate împreună acționând ca un lanț cinematic.

Studiile experimentale, constând în înregistrarea oscilațiilor centrului de presiune pe o platformă tensiometrică (*stabilogramele*) în plan sagital și frontal (N-S, E-V), interpretarea conjuncturală și oportunitara a lor, au scos la iveala faptul că instabilitatea posturala variază:

- de la individ la individ, însemnând o condiționare genotipică;
- în funcție de vârstă, experiență și antrenament, însemnând o condiționare fenotipică;
- în funcție de condițiile de mediu, de stare a organismului, influente psihogene, medicație, oboseală, agresiuni virotice etc., adică o condiționare paratipică.

De exemplu, Yamamoto, T., 1980, constata că, pe decade, perioada cea mai puțin instabilă este între 20 și 30 de ani, instabilitatea crescând odată cu vârsta; el mai constata că diferențele dintre sexe sunt ne semnificative și că stabilogramele

realizate cu ochii închiși au oscilații mai mari decât cele realizate cu control vizual. Braenber și Seidel, 1979, constată că oscilațiile au o densitate spectrală de putere cuprinsă între 0.1 și 2.0 Hz, cu un maxim la aproximativ 0.25 Hz, nediferențiate statistic sagital sau frontal.

Alte constatări se referă la modalitățile de ameliorare a echilibrului, cum ar fi cele legate de influența anumitor substanțe clasice inofensive (glucoza, vitamina C etc.) asupra sistemului neuro-endocrin (în stări de dezechilibru acut tiroidian, suprarenalian etc.) sau cele care amintesc unele substanțe prohibite, cum ar fi alcoolul. Pare amuzant faptul că alcoolul a ajuns pe “lista neagră” din cauza efectului pe care-l are asupra echilibrului tragătorilor de tir, aceștia constatând din propria experiență că aproximativ 20 gr de coniac ameliorează echilibrul armă-tragător, în timp ce acest fenomen nu se mai întâmpla la o doză mai mare, cum ar fi de 50 gr.

Studiile noastre pe tragătorii de tir de elită au arătat că stabilogramele pot oferi informații prețioase despre calitatea tehnicii de tragere, starea de oboseală a instanțelor nervoase implicate în echilibrul postural și în stabilitatea armei, și chiar despre nivelul de pregătire specifică.

Referindu-ne la măsurarea sau testarea instabilității, semnalăm că atât situațiile cât și tehnicile diferă foarte mult, încât chiar un simplu inventar devine incomod. Suntem datori să extragem conceptul și părțile esențiale, relevând faptul că toți autorii sunt de acord cu ideea conform căreia oscilațiile de poziție ale proiecției centrului general de greutate pe planul de susținere (suprafața orizontală a solului) sunt un indicator fidel al instabilității. Înregistrarea acestor oscilații se poate face în coordonate carteziane, separat, pe direcția N-S (direcția armei sau sagital) și E-V, sau împreună, în coordonate polare, sub forma de *mecanograme*. Mecanogramele, în fapt, înregistrează holografic mișcările, consemnând numai variația poziției vârfului vectorului polar față de un reper convențional. Asupra mecanogramelor vom mai reveni.

Majoritatea autorilor sunt de părere că poziția de stând cu tălpile depărtate la lățimea umerilor și cu brațele relaxate poate fi o poziție de referință, nominală, altminteri înregistrările sunt realizate în condiții de îngreuiere (cu ochii închiși, în sprijin pe un singur picior, cu sau fără încălțăminte de specialitate etc.). Când intervine un factor sistematic ca, de pildă, antrenamentul, atunci, prin convenție, proxima înregistrare va fi considerată de referință.

Oscilațiile au o amplitudine medie sau un spectru de amplitudine, au frecvențe de bază și supraadăugate sau un spectru de frecvență, au o direcție favorizată sau un grad de anizotropie, au o tendință de alunecare a valorilor centrale în timp sau o anumită variație entropică etc. Toate aceste caracteristici reprezintă, clar, un volum mare de informații, dar, mai nou, un volum mic de muncă de

prelucrare, datorită avantajului imens pe care-l oferă achizițiile *of line* (direct de la platforma de stabilitate) și procesarea automată în computer.

Indiferent de tehnicile de prelucrare, esențial este să clarificăm ce reprezintă, ce măsoară caracteristicile oscilațiilor înregistrate. Credem că specimenul de înregistrare care urmează poate fi elocvent.

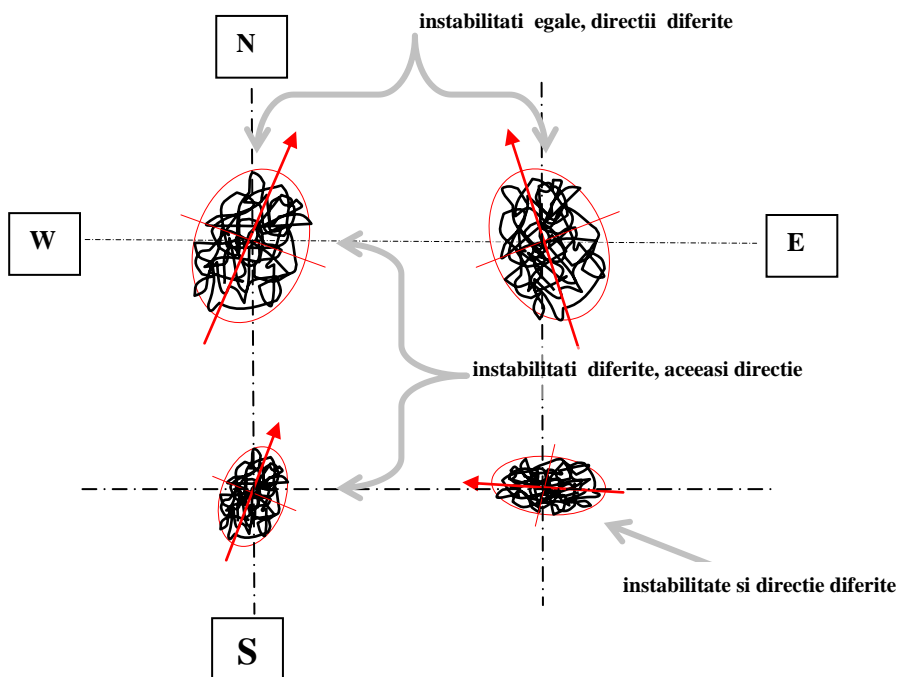


Fig. 11.4. Specimene de mecanogramă. Linia frântă, aparent haotic, reprezintă trasa proiecției centrului general de greutate în planul orizontal, atunci când subiectul stă nemișcat 30 s. Cele patru specimene diferă prin aria circumscrisă și tendința de orientare a oscilațiilor. Explicații în text

După cum se vede în fig. 11.4., cele patru specimene de mecanograma diferă vizibil, fie prin aria circumscrisă, fie prin tendința de orientare a oscilațiilor, fie prin amândouă. Cu cât aria circumscrisă este mai mică, cu atât instabilitatea este mai mică, adică echilibrul mai bun.

Două persoane pot avea aceeași instabilitate posturală, dar direcții diferite (ca tendință) ale oscilațiilor, precum și invers. Ariile în care oscilează proiecția centrului de greutate, reprezentate prin mecanograme, sunt relativ constante pentru aceeași persoană, dacă timpul de înregistrare este același. Noi utilizăm și recomandăm înregistrări de referință nu mai lungi de 30 s, deoarece intervine oboseala, iar mecanogramele se alterează.

În astfel de înregistrări scurte se observă trasele oscilațiilor cu ochiul liber, iar densitatea lor este suficientă pentru prelucrări statistice. Deoarece actualele platforme de stabilitate sunt conectate cu computere care achiziționează și procesează automat și rapid datele, acestea pot fi vizualizate în (pseudo) timp real, astfel încât înregistrările și vizualizările nu mai diferă, practic, deloc.

Înregistrările pot fi făcute separat, în cele două coordonate rectangulare $x(t)$ și $y(t)$, așa cum este ilustrat în fig. 11.5. După cum se vede în acest specimen de înregistrare sau vizualizare, oscilațiile diferă de la o direcție la alta, iar aprecierea calitativă (grosieră) a lor se poate face prin diferența relativă a lungimilor traselor respective. Un indicator practic se poate obține măsurând (cu pedometrul) lungimea totală a trasei și lungimea înregistrării. Cu formula simplă $I_x = 100(1 - l_0) / l_0$ (%), care calculează procentual cu cât este mai lungă trasa l (linia franta) decât distanța înregistrării l_0 (linia dreapta), se poate aprecia instabilitatea în cele două direcții.

Prin urmare, din simple calcule grafice se pot face aprecieri calitative ale echilibrului. În sinteză, acestea sunt:

- mărimea ariei circumscrise mecanogramei;
- direcția preferențială a oscilațiilor, oferită de axa mare a elipsei care înscris mecanograma;
- indicii de instabilitate în direcția N-S (direcția armei) și E-V, sau în plan sagital și frontal (pentru referință).

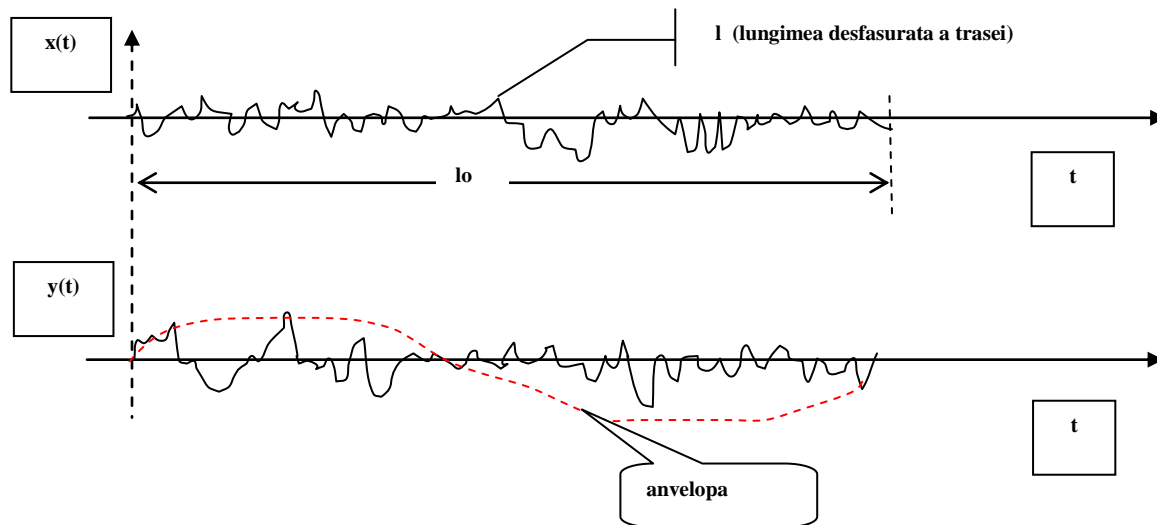


Fig.11.5. Specimen de stabilograme, adică vizualizarea separată a componentelor rectangulare $x(t)$ și $y(t)$ ale oscilațiilor proiecției centrului general de greutate. Explicații în text

Pe lângă aceste aprecieri calitative (prin comparație, vizibile cu ochiul liber) se mai pot face măsurători precise, de regula prelucrate automat la computer.

Este treaba informaticienilor să aleagă sau să confecționeze softurile adecvate de prelucrare a stabilității posturale, dar este de datoria specialiștilor în biomecanică să argumenteze ce anume trebuie calculat. După parerea noastră, este suficient să se achiziționeze eșantionat, cu frecvența de minimum 30 Hz (1000 Hz asigurând o rezoluție excelentă), două coordonate rectangulare, x și y , ale pozițiilor succesive ale proiecțiilor centrului de greutate. Durata achiziției trebuie să fie aceeași, de regula 30 s, pentru toate înregistrările: nominală (de referință), cu ochii închiși, în urma unui demers (antrenament) specific etc.

Perechile de coordonate pot fi prelucrate împreună, știindu-se că suma pătratelor lor este chiar modulul vectorului de poziție, iar raportul lor determină argumentul (unghiul). Pe lângă forma de observare, datele mai pot fi analizate statistic, repartițiile amplitudinilor vectoriale și ale vitezelor de variație oferind informații utile pentru caracterizarea instabilității. Direcția preferențială de oscilații, variația acesteia de la tendința naturală sagitală, poate fi extrasă din calculul celei mai mari frecvențe relative a repartiției argumentului.

Prelucrarea independentă a coordonatelor $x(t)$ și $y(t)$ oferă informații despre frecvențele preferențiale (genotipice) ale oscilațiilor, despre perioada anvelopei spectrelor de frecvență (care interesează instanțele cerebeloase și cele ale rețelei reticulare, implicate în controlul și reglajul echilibrului) etc.

Referitor la mecanismele de control și reglaj al echilibrului, biomecanica este interesată mai mult de schema principială a acestora decât de structurile biologice implicate. În general se acceptă ca blocul schematic cu funcția de control este independent (așa cum ar fi giroscopul pilotului automat), și ca perturbația sistemului se aplică comenzii neuro-musculare.

În fig. 11.6. este prezentat un model cibernetice al echilibrului, elaborat și considerat de noi principial și simplu. Facem mențiunea că sunt cunoscute zeci de alte modele, unele foarte complicate, pe care au fost simulate comportamente variate de echilibru și cu ajutorul cărora s-au realizat roboți bipezi performanți.

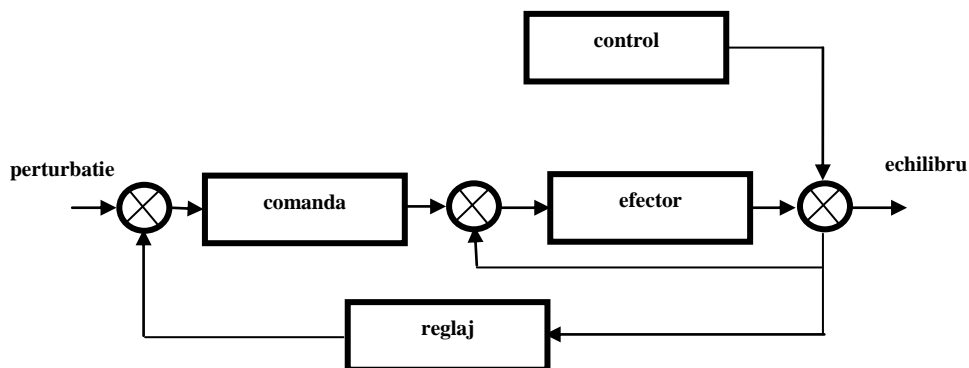


Fig. 11.6. O schemă simplă a mecanismului echilibrului postural. Bucla de feedback mio-artro-kinetic se închide pe efector, iar reglajele comparative (controlul labirintic și cel vizual) compensează perturbațiile.

Modelul cibernetic de mai sus simplifică rezonabil realitatea, oferind și soluții ale corecției echilibrului. Una dintre acestea este o relație transcendentă relativ simplă ($2r \cdot \cos^2(\alpha/2)$) pentru funcția de transfer a blocului de reglaj, valabilă, desigur, numai în stări normale (nu patologice, care afectează controlul).

În cuvinte simple, funcționarea acestei scheme a echilibrului se bazează pe principiul conform căruia echilibrul stabil se realizează atunci când suma algebrică a momentelor forțelor față de punctul (fix) sau suprafața de contact este nulă. Dacă o forță perturbatoare, fie ea chiar internă, a unui mușchi contractat neadecvat, involuntar, modifică egalitatea momentelor, atunci instanțe specializate sezizează o eroare față de referință independentă, iar buclele de *feed-back* transmit, direct sau prin instanțele de reglaj și comandă, informații de corecție a echilibrului la sistemul efector.

Corecțiile au o anumită latență, o anumită dinamică (probabil integro-diferențială); din acest motiv mecanogramele arată ca o mângălitură și diferă, așa cum spuneam, de la subiect la subiect, condiții, experiența etc. Corecțiile echilibrului suferă o puternică influență din partea psihicului, mai ales la persoanele conștiente de riscul dezechilibrului. Astfel, o persoana oarecare, care poate merge în echilibru pe o șină de cale ferată, ar avea mari dificultăți de menținere a echilibrului dacă aceasta șină ar fi suspendată la înălțime, deși condițiile de echilibru nu se schimbă. Ceea ce se schimbă este factorul de risc și, odată cu acesta, se schimbă și relația psihicului cu sistemul de reglaj și control al echilibrului.

11.3. Determinarea centrului general de greutate

Centrul general de greutate este o *locație statică fictivă* în care este concentrată convențional întreaga greutate a corpului. Dacă corpul este supus și altor accelerații decât cea gravitațională, atunci se poate vorbi și de un centru general de masă, altminteri ele coincid. În corpul omenesc se pot identifica și alte centre, precum centrul de volum (util în sporturile nautice), centrul de suprafață (util în parașutism), centrul de simetrie etc.

Determinarea poziției centrului general de greutate (cgg) se poate face fizic (prin cântărire), analitic (prin calcule tabelare) sau grafic (din imagini).

Suntem convinși că utilitatea determinării poziției cgg a fost remarcată în paragrafele anterioare referitoare la echilibru. Totuși, principala utilitate a cunoașterii cgg se referă la acțiunea forțelor externe asupra corpului, la dinamica mișcării și va fi comentată în capitolele referitoare la analiză și sinteza mișcărilor.

Acest subiect, al determinării cgg, are, probabil, cea mai bogată istorie a preocupărilor de biomecanică. Din respect, amintim pe cei mai cunoscuți autori: Harless, 1860; Braune și Fisher, 1889; Hellebrandt și col., 1838; Demster, 1955; Hanavan, 1964; Drillis și Contini, 1967; Clauser, McConville și Young, 1969; Plagenhoef, 1971, Iliescu și Dora Gavrilescu, 1976; Stijnen și col., 1980 etc.

Interesant este faptul ca valorile experimentale, adeseori tabelate și purtând numele autorilor de mai sus, nu diferă între ele cu mai mult de 1.5 %, ceea ce practic este neglijabil.

Subliniem, încă odată, dacă mai este necesar, ca metodele computerizate fac inutilă descrierea tehnicilor de determinare prin cântărire sau prin măsurători grafice de pe imagini.

Ceea ce este comun tuturor metodelor sau tehnicilor de determinare a poziției cgg se referă la conceptul conform căruia *suma momentelor tuturor forțelor de greutate segmentare sau parțiale se anulează în cgg*. Aceasta înseamnă ca poziția cgg se comportă ca un fulcrum care echilibrează o pârghie de gradul I, adică momentele din dreapta (convențional pozitive, care tind spre o rotire în sensul acelor de ceasornic) sunt egale cu cele din stânga (negative, cu tendința de rotire inversă). Pentru comoditate, axa față de care se calculează distanța se alege în exteriorul corpului, astfel încât momentul creat de distanța cgg până la aceasta axa și greutatea totală să echilibreze suma tuturor momentelor segmentale sau parțiale.

Pentru axa y distanța este:

$$x = (\sum g_i x_i) / G$$

iar pentru axa x, distanța este:

$$y = (\sum g_i y_i) / G$$

unde g_i sunt greutatele parțiale, x_i și y_i distanțele acestora până la axele de referință, iar G greutatea totală. Deci c_{gg} are coordonatele x, y, z ale unui sistem cartezian extern și concentrează fictiv întreaga greutate G .

Atât greutatele segmentale corporale cât și pozițiile centrelor lor de greutate față de extremități sunt calculate și tabelate cu o precizie satisfăcătoare, ceea ce permite calculatorului să afișeze quasi-instantaneu c_{gg} , pentru orice poziție cunoscută. Calculele se fac automat cu softuri specializate, încât o suită de poziții succesive, ca de pildă o înregistrare cu cameră video digitală a unei tehnici sportive, permite vizualizarea imediată a traiectoriei c_{gg} și etichetarea eficienței mișcării respective.

| Segmentele | Demster | Barter | Inreg. video |
|---------------------|---------|--------|--------------|
| brațe & antebrațe | 11.7 | 11.30 | 9.55 |
| trunchi & gât & cap | 55.4 | 55.53 | 57.53 |
| picioare | 32.9 | 33.17 | 32.92 |

Așa cum se vede în tabelul de mai sus (sub formă relativă procentuală din greutatea totală), valorile înregistrărilor video și prelucrările automate pe computer, obținute de Stijnen, V. și col., 1980, diferă nesemnificativ față de valorile de referință ale unor autori de prestigiu.

XII. ANALIZA MIȘCĂRILOR LOCOMOTORII

12.1. Scopul demersului de analiză

Analiza mișcării este justificată de interesul pentru creșterea performanței motrice umane, în general, și de îmbunătățirea tehnicii sportive, în special. Un alt interes al analizei mișcării este optimizarea refacerii, recuperării sau ameliorării motricității umane în cazuri patologice congenitale, amputări, paralizii, în urma traumatismelor accidentale, disfuncții acute etc., având scop de corecție sau de stopare a involuției.

Subliniem faptul că analiza mișcării este doar o fază (adăugăm noi, importanta și necesară) a demersului de îmbunătățire a performanței sau de ameliorare a deficiențelor de motricitate, fază ce vizează direct identificarea unor *diferețe sistematice*. Alte faze, la care vom reveni, implică *interpretarea*, raționamentele cauzale, tactica și strategia de *implementare*, corecția dinamica și *reevaluarea* etc.

Considerăm util să zăbovim asupra noțiunii de *diferență*, proprie analizei, indiferent dacă se referă la biomecanică sau la alte discipline sau științe. Diferența incumbă două aspecte, unul de *constatare* și altul de *interpretare*. Cu alte cuvinte, diferența poate fi remarcată (sesizată, observată, măsurată etc.) sau nu, poate fi interpretată ca neglijabilă, nesemnificativă etc. sau poate fi interpretată ca semnificativă, relevantă, importantă etc.

În practica cercetărilor științifice și a biomecanicii, care, după cum se știe, sunt predominant aposteriorice, unele diferențe *nu sunt remarcate* (sesizate, observate etc.), fie din cauza instrumentarului științific neadecvat (ineficient, insensibil etc.), fie din motive de metodă neadecvată (procedeu, concept, tehnică) sau din motive datorate observatorului (cercetătorului, operatorului, decidentului). Diferențele *remarcate* pot fi, la rândul lor, *semnificative* (relevante, importante) sau pot fi *nesemnificative* (neglijabile, fără importanță etc.).

În anumite circumstanțe, toate aceste tipuri de diferențe devin nedorite sau altfel anticipate, ca atare ele poartă numele de *erori*.

Diferențele semnificative se împart în: *sistematice* (repetabile, iterate, regulate etc.) și *nesistematice* (întâmplătoare, accidentale, fără regulă aparentă etc.).

Numai diferențele sistematice pot fi interpretate cauzal sau corelativ. Se va vedea în continuare că, în cazul diferențelor cărora li se poate atașa eticheta de “sistematice” (cu un grad acceptabil de risc), se pot identifica factori (cauzali) sau explicații (de paralelism, similitudine etc.) care aparțin euristicii.

Prin analogie, diferența logico-matematică este o formă de abstractizare a unei diferențe fizice (clase de echivalență), în care disocierea este o operație concretă.

Revenind la analiza mișcării biomecanice, constatăm că aceasta poate fi calitativă sau cantitativă, simplă sau complexă, *on line* sau *off line* etc.

Taxonomia acesteia nu este interesantă pentru teoria biomecanicii decât în măsura în care se alege un compromis acceptabil între practicitatea și semnificația demersului de analiză. Analiza este, prin definiție, un demers practic de desfacere în părți componente a unui întreg, demers prin care se obțin informații semnificative ce îmbogățesc fondul de *know-how*. Analiza nu inventează, ci descoperă, iar ulterior justifică sau critică, rămânând pe seama altor metode raționale de cunoaștere să valorifice concluziile ei. Se va vedea în continuare că analiza și sinteza, cu formele logice de deducție, inducție, inferență etc. pot ridica rangul unei ipoteze confirmate la cel de teză.

În demersul de analiză, reperele față de care se consemnează diferențele sunt empirice, evolutive și aposteriorice. De regulă, atunci când este vorba de performanță, se aleg drept repere *tehnicele* așa-zis consacrate, care, inițial, s-au impus ca *stiluri*. În fond, ele sunt combinații logice de mișcări, cu succesiuni și simultaneități precise. Când este vorba de ameliorarea mișcării, precum în kinetoterapie, reperele sunt mișcări caracterizate statistic ca fiind *normale* și *naturale*.

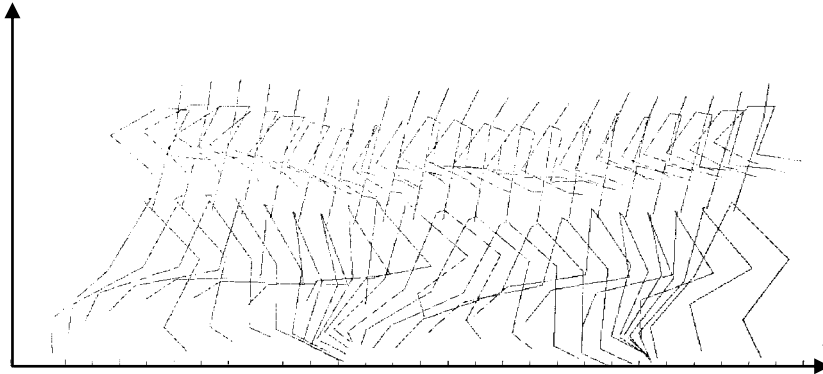
Analizele fiind eminate practice, în această lucrare încercăm să extragem esențialul lor și ceea ce este comun tuturor procedeeleor analitice, atribuindu-le teoriei.

12.2. Analiza biomecanică calitativă a mișcării

Considerăm că prima obligație a celui care demarează analiza biomecanica a oricărei mișcări este aceea de a o încadra într-una din clasele mari ale mișcărilor și de a o descrie în limbajul convențional, astfel încât ea să poată fi identificată fără echivoc.

De pildă, mișcările simple pot fi încadrate ca fiind de translație, de rotație sau elicoidale, pot fi ciclice sau aciclice, pot fi descrise în termeni de bază, cum ar fi flexie, extensie, adducție, abducție, pot fi raportate la planurile de referință - sagital, frontal, transversal etc.

Tendința modernă în analiza biomecanică este aceea de descompunere, chiar de la început, a mișcărilor complexe în succesiuni și intercalări de mișcări simple.



Graficul 12.1. Exemplu de analiză calitativă simplă prin observarea și interpretarea unghiurilor și pozițiilor relative ale segmentelor corporale și traiectoriile lor

Dacă analiza biomecanică a mișcării este calitativă (indiferent dacă este simplă sau complexă), atunci algoritmul ei este deosebit de comod și începe cu observarea repetată și atentă a mișcării, urmând apoi constatarea diferențelor de poziție sau de mișcare față de un reper convențional (modelul campionului, normalitatea statistică etc.) și interpretarea relativă, eventual cauzală.

Observarea în biomecanică este, după cum se știe, un demers științific doar în măsura în care se bazează pe documentare vizuală, adică pe înregistrări video și pe procesarea imaginilor (astfel încât mișcarea să poată fi încetinită, eventual stopată). Sunt cunoscute nenumărate softuri de procesare a imaginilor selecționate din mișcarea înregistrată, softuri deosebit de confortabile și prietenoase în manevrare. Cele mai multe provin din sfera comercială a procesării de imagini pentru confecționarea jocurilor electronice, filmelor de desene animate, de ficțiune și din robotica. Procedeele de înregistrare sunt, de regulă, cele cu senzori sau markeri reflectorizanți montați pe segmentele corporale, iar procesarea și confecționarea siluetei este computerizată. Tehnologia de procesare a ajuns la un asemenea nivel, încât siluetele par a fi naturale, în ciuda înfățișărilor lor ireale (uneori monstruoase), iar mișcarea este atât de firească și continuă, încât cu greu poate fi deosebită de o filmare clasică. Ocupându-ne doar de teoria analizei, vom extrage numai conceptele metodelor de înregistrare și procesare de imagini, concepte care pot fi rezumate astfel:

- Fie de la început, fie după câteva vizualizări ale înregistrărilor, se identifică segmentele și punctele interesate în analiză;
- Succesiunea imaginilor în observarea științifică repetată trebuie redusă uneori până la întruperea temporară (stop cadru), în scopul sesizării diferențelor longitudinale (în timp) sau transversale (în spațiu, de la o înregistrare la alta, de la un subiect la altul);
- Viteza de succesiune a imaginilor în observarea științifică repetată trebuie mărită, în scopul memorării în analizatorul vizual a traiectoriilor segmentelor sau punctelor interesante în analiza tehnică a mișcării;
- Interpretarea diferențelor de poziție (prin succesiune redusă) sau de mișcare (prin viteza de succesiune marită) se face întotdeauna, în analiza calitativă, comparativ și relativ.

Pe scurt, interesul analizei determină viteza succesiunii imaginilor analizate.

În mod paradoxal, datorită tehnicii avansate de computerizare, analiza calitativă complexă este mult mai sigură și eficientă decât cea simplă. Par a fi necesare unele recomandări și explicații la pașii algoritmici, după cum urmează:

- Înregistrarea mișcărilor plane, de preferință cu camera video digitală, se va face de la o distanță cunoscută (suficient de mare pentru a neglija erorile de paralaxă), perpendiculară pe direcția mișcării. În cazul mișcărilor spațiale, înregistrările se vor face din două sau chiar trei direcții, de asemenea ortogonale și suficient de îndepărtate;
- Achiziția de către computer depinde de tehnica adoptată. Singura cerință se referă la frecvența cadrelor achiziționate, care trebuie să corespundă vitezelor momentale ale mișcării.
- Procesarea imaginilor, în cazul cel mai eficient, se face automat, stabilindu-se punctele ale caror traiectorii trebuie urmărite, altminteri acestea se marchează manual pe fiecare cadru. După cum am mai relevat, sunt deja accesibile, din toate punctele de vedere, softuri specializate care pot calcula și afișa automat momentele semnificative ale unei mișcări complexe (tehnică de execuție), momente necesare analizei calitative. De regulă, momentele semnificative sunt următoarele:
 - schimbările de sens ale mișcării (vitezele nule);
 - punctele de vârf ale vitezei (acelerații nule);
 - unghiurile relative (dintre două articulații);
 - distanțele relative (dintre două segmente) etc.

Într-o mișcare de alergare, de exemplu, momentele semnificative ale analizei calitative se referă la poziția genunchiului și a gleznei piciorului opus celui aflat în propulsia finală, la poziția coatelor, la schimbările de direcție a rotației gambei față de rotația coapsei, la unghiul sub care se face atacul solului cu laba piciorului etc.

- Identificarea analitică sau grafică a diferențelor acestor momente față de reperele empirice are în vedere două aspecte: unul de rezoluție, altul de semnificație. În primul rând, reperele sunt empirice (fără ca aceasta să fie o critică), însemnând că alegem un model de mișcare pe care-l etichetăm aprioric ca fiind convenabil. În cazul sportului de performanță, reperele sunt *tehnicile validate* ale campionilor, iar în cazul terapiilor prin mișcare, reperele sunt *mișcările statistic normale*. În cazul locomoției, mersul normal este un astfel de model, spre care se tinde asimptotic sau, cel puțin, se încearcă o locomoție fără dureri și riscuri de accidentări.

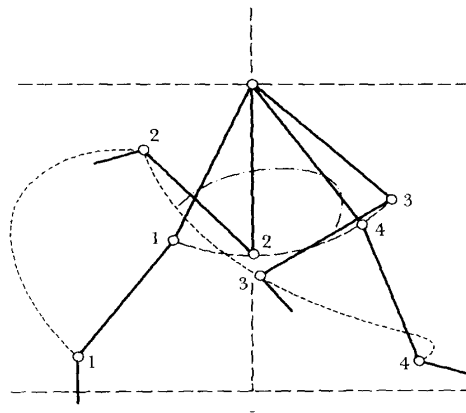


Figura 12.2. Exemplu de analiză calitativă a mișcării de alergare la sprinterul olimpic N.B. Partea constatativă a analizei se referă la identificarea pozițiilor relative ale segmentelor corporale în momente de schimbare de rotație (numerotate) și la traiectoriile articulațiilor

Rezoluția la care ne referim depinde de exigenta analizei calitative. Oricum, etichetarea observațiilor se face în termeni comparativi, de genul: mai mare, mai mic, cu mult mai mic etc., ceea ce sugerează ideea ca sunt suficiente cinci clase valorice de tip Fuzzy, corespunzătoare unor posibilități discriminatorii de 20%. Semnificația este legată de repetiția observațiilor sau de mai multe cicluri ale mișcării, astfel încât nu numai amplitudinea diferenței, ci și repetabilitatea ei să asigure justetea etichetării.

- Diferențele față de aceste repere, în sensul momentelor calitative de mai sus, se interpretează numai în cazul când acestea sunt semnificative, altminteri nu sunt comentabile. Ele se atribuie unor factori sistematici, cunoscuți în limbajul comun, ca *greșeli tehnice* de execuție (sportivă). Explicațiile cauzale trebuie să

îmbracă o formă prudentă, știindu-se că analiza nu oferă decât argumente pentru raționamentele logice aristotelice.

- Implementarea concluziilor analizei trebuie să aibă în vedere faptul că atingerea scopului, de regulă eficientizarea mișcării, se coroborează, de la caz la caz, cu pregătirea specifică și specială, cu tactica și strategia, cu factorii de mediu, sociali etc. De fapt, vrem să accentuăm ideea, încă o dată, că *nu se poate lega analiza mișcării biomecanice direct de scopul ei.*

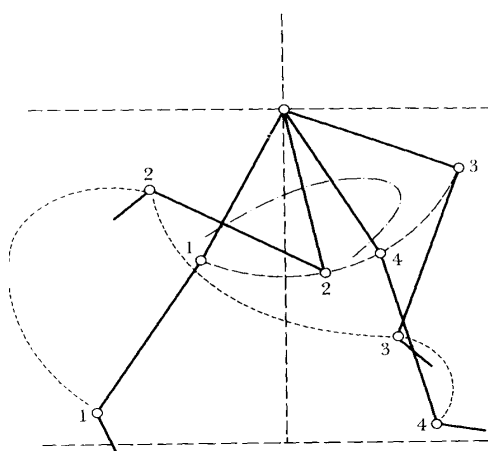


Figura 12.3. Exemplu de analiză calitativă a mișcării de alergare la sprinterul olimpic C.N. La fel ca în exemplul precedent, partea constatativă a analizei se referă la identificarea pozițiilor relative ale segmentelor corporale în momentele de schimbare de rotație (numerotate) și la traiectoriile articulațiilor. În plus, se constată și se interpretează diferențele.

12.3. Analiza cantitativă a mișcării biomecanice

Cuvântul *cantitativ* însemnând măsurabil, am fi tentați să reducem analiza la măsura diferenței, ceea ce este insuficient. Soluțiile ecuațiilor de mișcare sunt dependente de timp, prin urmare sunt funcții, și numai formele lor extemporanee (locale, instantanee) sunt numere. Argumentele semnificației diferenței se găsesc în testele statistice, a căror bază este probabilistică (de un anumit grad de verosimilitate). Nu trebuie să ne îngrijoreze aceste remarci aparent sofisticate, deoarece calculele, mai nou, le face computerul prin softuri specializate, noi fiind

doar gentil invitați de către acesta să alegem ce să fie calculat și să interpretăm ceea ce a fost calculat.

Fetișismul calculelor computerizate, automate este desființat de principiul “eroare la intrare = eroare la ieșire”, principiu extins și la întregul demers al analizei. După cum se știe, analiza începe prin simplificarea realului, adică prin elaborarea unui lanț cinematic care concentrează fictiv masele, aproximează formele articulare, atribuie locații convenționale pentru vectorii de forță pe segmente etc. Dacă modelele lanțurilor cinematice nu sunt suficient de reprezentative sau dacă sunt incorect concepute, pot genera erori mari la finalul demersului de analiză, cu toate ca o parte din demers are girul computerizării.

Ca și la analiza calitativă complexă, în analiza cantitativă se pleacă de la înregistrări reale, a căror realizare tehnică este o problemă practică, descrisă în mai toate manualele de biomecanică generală. Conceptul teoretic de care ne ocupăm noi se referă la obligativitatea cunoașterii unghiurilor și distanțelor de înregistrare video, care, pentru simplificare, se recomandă a fi drepte (perpendicular și longitudinal pe direcția mișcării etc.).

Procesarea imaginilor înregistrate, de regulă, se face automat, interesând, în cazul analizei cantitative, următoarele:

- Traectoria punctelor alese pe lanțul cinematic. De fapt, interesează una, două, mai rar trei coordonate și variațiile lor secvențiale: $x(t)$, $y(t)$, $z(t)$. Punctele pot fi alese în articulații sau în centrele de greutate segmentală (eventual, generală);
- Variația secvențială a unghiurilor articulare sau a pozițiilor relative dintre unele segmente corporale;
- Graficul vitezelor, $v(t)$, calculat grafo-analitic sau dedus analitic (computerizat) din variațiile de spațiu în duratele secvențiale;
- Graficul accelerațiilor, $a(t)$, calculat grafo-analitic sau dedus analitic (computerizat) din variațiile de viteză în duratele secvențiale;
- Graficul forțelor sau momentelor de forță, dedus analitic din înmulțirea maselor parțiale și a pozițiilor acestora pe segmentele corporale (valori tabelate și stocate în computer) cu accelerațiile calculate anterior;
- Graficele pseudo-forțelor (centrifuga, centripeta, Coriolis) deduse analitic din mișcările relative și solicitările longitudinale ale segmentelor corporale.

Menționăm ca traiectoriile, unghiurile și pozițiile relative se calculează în cazul analizelor cinematice, iar în cazul analizelor dinamice (cauzale) se mai calculează și accelerațiile, forțele și momentele.

Schimbările succesive de poziție ale articulațiilor sau ale centrelor de greutate generează grafice al *traiectoriilor*, iar schimbările de poziție relativă ale segmentelor corporale generează grafice de *variații unghiulare*. Din traiectoriile

articulațiilor sau ale centrelor de greutate se calculează automat, prin softuri adecvate, vitezele tangențiale, unghiulare, accelerații, forțe, momente de forță etc. Calculul, fiind computerizat, nu interesează.

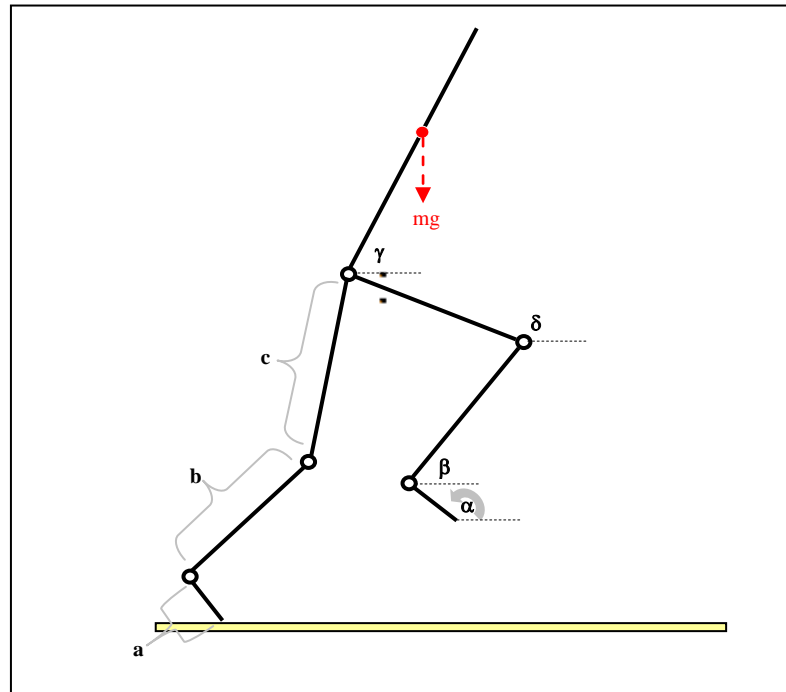
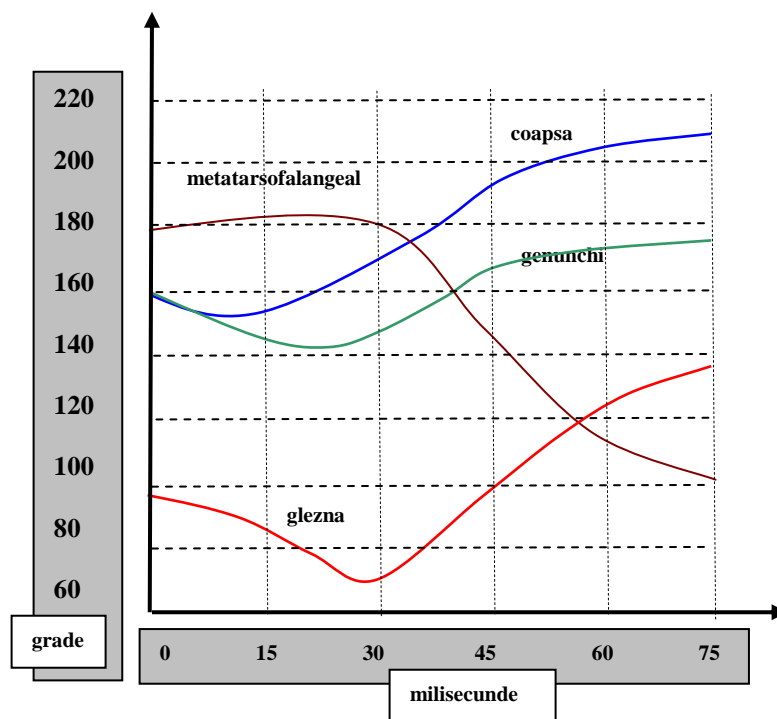


Figura 12.4. Simplificarea rezonabilă pe care o acceptă analiza cantitativă computerizată a mișcării de alergare. Se presupun cunoscute: lungimile segmentale, greutatea totală, pozițiile centrelor de greutate segmentale (din tabele) și ale greutateților lor relative (idem).

Dacă tehnica de înregistrare este corectă, însemnând poziționarea corespunzătoare a marcajelor și filmarea (de regulă digitală, în infrarosu și cu marcaje reflectorizate) de la distanțe și din poziții adecvate, atunci se autoconstruiește în memoria computerului o bază de date aplicabile unor softuri performante, de genul celor care realizează animația personajelor fictive din jocurile pe calculator sau a filmelor pentru copii. Nu rămâne decât ca baza de date să fie valorificată științific.

Subliniem că, din punct de vedere al biomecanicii teoretice, în demersul algoritmic al analizei interesul se focalizează asupra interpretării comparative a bazei de date. De exemplu, atunci când interesează corectarea tehnicii de alergare în raport cu un model al campionului, înregistrarea variației unghiurilor articulațiilor ale trenului inferior aduce un volum rezonabil de informații pentru interpretarea comparativă a diferențelor. Calitatea interpretării, iarăși, nu este problema biomecanicii teoretice, ci depinde de erudiția, experiența și aptitudinile intelectuale ale decidentului.

Rolul analizei biomecanicii este acela de a oferi decidentului forme intuitive de interpretare și forme obiective (diferențe scalate și vizualizate dinamic), de fapt, de a oferi un argument științific procesului rațional de interpretare. Specimenele de analiză biomecanică prezentate în *figurile 7.4. și 7.5.* vor să ilustreze faptul că variația unghiurilor segmentelor membrilor inferioare în alergare diferă cantitativ la doi sprinteri, unul de talie olimpică, celălalt începător. Dacă interpretarea s-ar opri la această remarcă, de altfel argumentată obiectiv de coordonatele spațiale și de timp, atunci munca de analiză nu și-ar mai avea rostul! Analiza nu este numai un procedeu, un instrument logic, ci este și un mod de gândire, de interpretare a unui volum de date.



Graficul 12.4. Exemplu de grafic destinat analizei cantitative a mișcării de alergare la sprinterul olimpic M.P. Constatarea este grafo-analitică și se referă la modul de variație a unghiurilor articulațiilor principale angrenate în mișcare.

Modul de gândire analitic al biomecanicii teoretice impune, în exemplele de față, să remarcăm că variația unghiului labei piciorului față de sol, la alergătorul de talie olimpică (figura 12.4., traseul metatarsofalangeal și cel al gleznei), arată un atac al solului fără rulare pe talpă, însemnând un mic câștig de timp la fiecare pas (de ordinul milisecundelor); acest timp, cumulat, poate însemna o diferență de câteva locuri într-o finală olimpică.

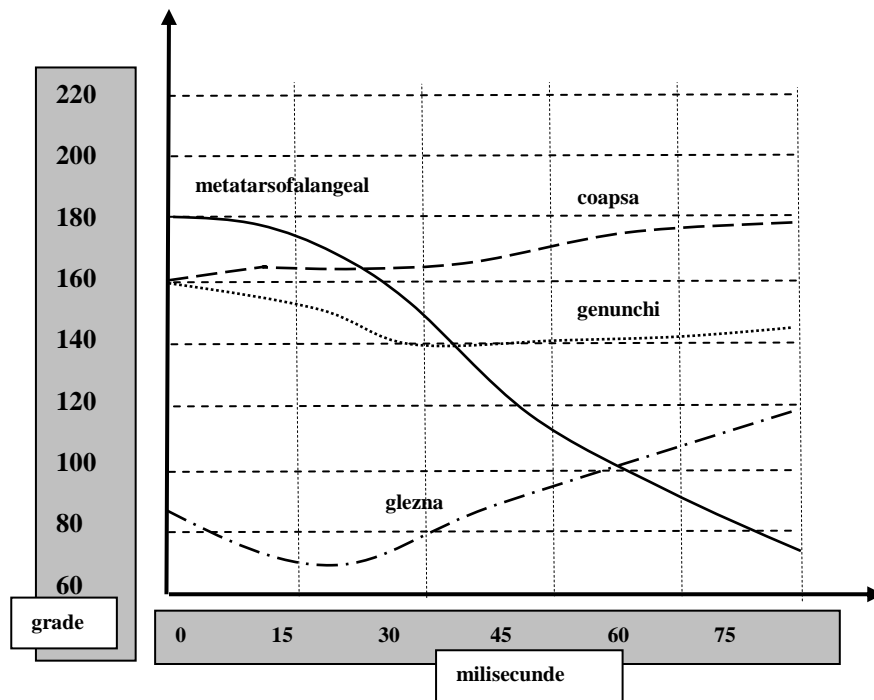


Figura 12.6. Exemplu de grafic destinat analizei cantitative a mișcării de alergare la un sprinter începător. Referire la modul de variație al unghiurilor articulațiilor principale angrenate în mișcare. Menționăm că interpretarea se face în raport cu tehnica de alergare acceptată ca model (sprinterul olimpic din figura de mai sus)

Prin comparație, modul de variație în timp a unghiurilor segmentelor membrelor inferioare în alergarea sprinterului începător (figura 12.5.) ne arată că tehnica acestuia este deficitară și probabil se datorează puterii reduse a complexului quadrocipital, de fapt, a lipsei de antrenament specific. Analiza aprofundată a datelor înregistrate permite, la nevoie, conturarea unor concluzii și mai amănunțite,

cum ar fi cele legate de diagnoza și chiar de prognoza pregătirii de antrenament.

Prin aceste exemple am vrut, de fapt, să evidențiem utilitatea și limitele analizei biomecanicii cantitative, care, după cum se vede, se referă atât la instrumentul analitic de constatare, cât și la modul analitic de interpretare.

XIII. ANALIZA BIOMECHANICĂ COMPUTERIZATĂ A MIȘCĂRII

Este un fapt binecunoscut că, în ultimele două decenii ale secolului XX, tehnologia computerizată a avansat extrem de mult; așa se face că analiza biomecanică a devenit o problemă de rutină, a cărei performanță este dependentă numai de calitatea *hardware-software* și, implicit, de costurile acestora.

Se știe că softurile de analiză și sinteză biomecanică se diferențiază în funcție de aplicațiile cerute de beneficiari. Acestea, de regulă, privesc cercetările de biomecanică ale execuțiilor tehnice din sportul de performanță, biomecanică teoretică, inginerie biomecanică, kinetoterapie, reabilitare medicală, ortopedie și dizabilități motrice.

Primele procesări computerizate de biomecanică erau, după cum se știe, *online*, adică se bazau pe date prelucrate grafo-analitic direct de pe kinograme sau cu analizatoare de filme proiectate pe ecran gradat. Se mai foloseau și sisteme hibride analog-digitale de goniometrie, având ca regulă introducerea manuală a datelor în fișiere reacesabile.

În actuala fază de tehnologizare computerizată, când există procesoare de mare viteză, cu memorii de dimensiuni și rate de achiziție inimaginabile acum 20-30 de ani, analiza biomecanică a evoluat extraordinar, permițând afișarea aproape instantanee a variațiilor în timp și spațiu a pozițiilor, a distanțelor, a vitezelor momentale, chiar și a accelerațiilor și forțelor, desigur cunoscându-se, în acest ultim caz, masele implicate în mișcare.

Beneficiul analizei și sintezei computerizate a mișcărilor biomecanice nu este numai unul de *promptitudine*, ci și unul de *fidelitate*. În schimb, interpretarea a rămas un apanaj al operatorului sau decidentului, cu toate încercările de standardizare a informațiilor. Computerul nu poate încă, și probabil nu va putea niciodată, să interpreteze automat mișcările biomecanice, întrucât criteriile de optimizare nu sunt întotdeauna de natură biomecanică; ele sunt și de natură umană, prin reguli și convenții.

13.1. Sistemele de achiziție a mărimilor biomecanice

Computerele stochează, procesează și afișează ceea ce sistemul de achiziție convertește în mărimi digitale și transferă eșantionat. De regulă, sistemele de

achiziție sunt dispozitive externe sau periferice ale computerelor, având forma unor plăci de achiziție, convertoare analog-digitale sau microcontrolere. Prin urmare, tehnicile computerizate de analiză biomecanică se referă la procesarea datelor digitale sau analogice achiziționate și stocate în computere.

Toate aceste tehnici depind însă de modalitățile de conversie a mărimilor mecanice în semnale electrice, adică de traductori. De exemplu, dacă unghiurile dintre segmentele corporale sunt măsurate cu goniometre galvanice montate pe articulație, atunci semnalele electrice convertite în date numerice secvențiale și stocate în fișiere sunt direct proporționale cu unghiurile măsurate.

În cazul când unghiul este evidențiat cu markeri luminoși sau de altă natură, montați pe segmentele corporale adiacente și în articulație, atunci tehnica de procesare va folosi calcule analitice de triangulație până la afișarea mărimii unghiulare. Vrem să spunem că o variabilă importantă a tehnicilor computerizate de analiză biomecanică este clasa *traductorilor*.

Nu este vorba de *tipologia* traductorilor, cum ar fi de pildă cei galvanici, inductivi sau capacitivi, de prezență, de proximitate etc., ci este vorba de *relația cu mărimea mecanică*; în acest caz ne referim la traductorii proporționali, de variație (diferențiali) și la cei de integralitate (de diferite ordine). De exemplu, accelerometrele măsoară derivata a doua a schimbărilor de poziție, pe când markerii de poziție pot sesiza traiectoria, cu forma sa cea mai simplă, distanța, fără a face în mod direct referire la timp.

Timpul este relevat de rata de achiziție sau de *clock*-ul intern al computerului. În cazul cel mai frecvent de analiză biomecanică, acela de achiziție de imagini ale mișcărilor segmentale sau ale corpului unui sportiv, ale unui accesoriu sau obiect, însăși *frecvența cadrelor* reprezintă referirea la timpul fizic, ceea ce rezolvă relația spațiului cu timpul. Succesiunea de poziții definește *traiectoria*, iar din frecvența cadrelor (*frame*) sau a tactului de achiziție se determină *timpul*.

Prin procesare, cum ar fi integrarea curbilinie, se determină analitic *spațiul*, iar din secvențele spațiale se pot determina *vitezele* momentale, *acceleerațiile* momentale și *alți parametri* ai mișcării biomecanice.

Partea de achiziție a imaginilor și de procesare a traiectoriilor în raport cu secvențele (sau cadrele) poartă de numirea de *analiză 2D (două dimensiuni) sau 3D (trei dimensiuni) a mișcărilor biomecanice* (a tehnicilor de execuție sportivă). Când filmarea sau captura video se face cu un singur aparat, adică într-un plan cu două dimensiuni, analiza este 2D, iar când se filmează sau se captează imaginea video cu două aparate, montate astfel încât mișcarea să fie sesizată spațial în trei dimensiuni, atunci analiza este 3D.

Markerii pot fi luminoși, fluorescenți, de contrast etc.; mai nou însă, softurile performante pot recunoaște automat, din succesiunea de *framuri*, variația unui punct ales randomizat. Recunoașterea se face prin simpla comparație de

proximitate a culorilor, a strălucirii sau a contrastului. Astfel, în mod spectaculos, traiectoria unui punct este extrasă din contextul suprafeței în mișcare și poate fi analizată și interpretată separat față de imagine.

13.2. Tehnica marcării luminoase a traiectoriilor

Tehnicile de analiză biomecanică a mișcării s-au dezvoltat mai ales în interesul animației, pentru filmele de acest fel, de *science-fiction*, reclame tv etc. Prin marcarea vizuală cu *markeri* de contrast luminos a unor articulații și segmente, se pot înregistra video triectorii ale unor mișcări, iar prin procesare *software*, ca de pildă procedeele *poser*, se pot crea modele fictive segmentale de tip schelet uman, manechine, chiar și animale sau personaje fictive. De fapt, aici se utilizează metoda *fractalilor* de configurare a unor suprafețe sau volume.

De aceste procedee evaluate tehnic în interes comercial a beneficiat și analiza științifică biomecanică a unor execuții tehnice din sportul de performanță; mișcarea a fost vizualizată pe modele segmentale, un fel de lanțuri și mecanisme cinetice. Este mult mai sugestiv pentru specialiștii din sport să vizualizeze simultan mișcarea animată și graficele de spațiu, viteze sau chiar forțe, afișate sincron, decât să facă acest lucru separat pentru fiecare din aceste mărimi biomecanice. Pentru fiecare poziție din plan sau spațiu este, astfel, intuibil un *triedru Frene* (alcătuit din coordonate rectangulare în orice punct al traiectoriei), cu vectorii de viteză și accelerație momentali.

Aceste informații biomecanice privind tehnicile de execuție sau mișcările din sportul de performanță permit, cu adevărat, optimizarea procesului de pregătire sau a celui competițional, cu condiția ca interpretarea să fie corectă din punct de vedere științific. Având în vedere importanța interpretării corecte a procesării video, vom reveni asupra acestui subiect. Se cuvine totuși să oferim detalii privind înregistrările video 3D cu markeri fluorescenți care se practică încă în majoritatea laboratoarelor de biomecanică.

În funcție de performanțele *hard* și *software*, un număr mai mare sau mai mic de discuri flurescente autocolante se lipesc pe principalele articulații interesate în analiza biomecanică. Cu două sau trei camere video digitale, dispuse, de regulă, ortogonal, se înregistrează sincron mișcarea în lumină difuză, astfel încât punctele fluorescente să iasă în evidență. Pozițiile acestora față de un reper extern sau relativ se stochează în fișiere, iar cu softuri adecvate se reconstituie triectoria acestora în spațiul euclidian. După cum spuneam, mișcarea animată poate fi vizualizată în timp pseudo-real (cu o mică întârziere, în funcție de rata de eșantionare sau performanțele procesorului), sub forma unor modele segmentale sau manechine. Pentru specialiști contează mai mult aspectul mecanic sau biomecanic al mișcării, de aceea prelucrarea grafo-analitică a datelor este preferată de către aceștia.

Când mișcarea este ciclică sau armonică se construiesc grafice de spectru, se calculează indicatori statistici, iar mai nou se fitează graficele reale cu funcții matematice care teoretizează mișcarea. De exemplu, în practică, elanul aruncării greutății prezintă anumite fluctuații ale vitezei crescânde până la eliberarea bilei. Dacă se fitează variația vitezei cu funcții exponențiale se ajunge, teoretic, la concluzia că derivata vitezei trebuie să fie tot o funcție exponențială, de unde rezultă și corecții ale tehnicii de execuție.

Indiferent de tehnica de înregistrare și achiziție de imagini video, se respectă o regulă de o consecvență remarcabilă, aceea că *anumitor poziții ale punctelor marcate le corespunde un timp biomecanic*, cu originea convențională. Suntem de părere că regula poate fi considerată un *principiu al achiziției de imagini* în vederea prelucrării biomecanice a mișcării, indiferent dacă prelucrarea este computerizată sau nu. Cu alte cuvinte, șirurile de date achiziționate biomecanic sunt cel puțin duale, unul dintre ele fiind *timpul biomecanic*.

O altă regulă se referă la *rezoluția imaginii procesate*, care depinde de rata de eșantionare a semnalului achiziționat și de puterea microprocesorului. În sfârșit, calitatea interpretării, adică eticheta informațională, nu depinde de tehnica computerizată de analiză biomecanică, cu toate că rezoluția și viteza de procesare facilitează interpretarea. Vrem să spunem că, la fel ca în cazul statisticii, *calitatea interpretării este apanajul operatorului sau al decidentului*.

13.3. Afișarea rezultatelor achizițiilor computerizate de mărimi biomecanice

Soluția modernă de afișare este cea de tip *windows*, cu ferestre de diferite dimensiuni; acestea prezintă mișcarea originală înregistrată video sau mișcarea modelului stilizat (a manechinului), simultan cu graficele de spațiu, de viteze sau accelerații, evident toate sincronizate. Pe graficele paralele sau suprapuse apar în formă animată valorile adaptate la scara caracteristicilor de mișcare raportate la timp (pseudo-real).

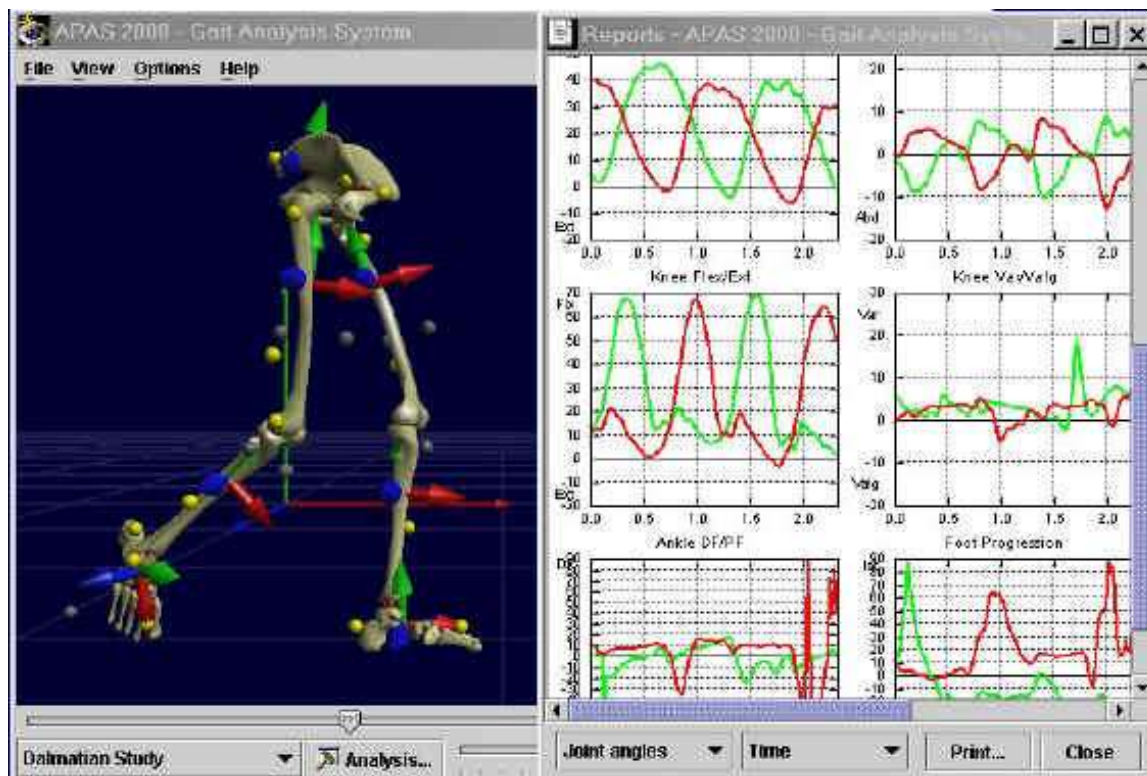


Fig. 13.1. Specimen de reprezentare a mișcării modelului stilizat simultan cu mai multe mărimi biomecanice¹⁸

Ulterior, prin *stop cadru*, se pot vizualiza vitezele momentale, accelerațiile și chiar forțele corespunzătoare poziției respective, se pot face reveniri cu viteză redusă, ceea ce facilitează enorm analiza mișcării, de fapt a tehnicii de execuție sportivă.

¹⁸ Ariel, G. – Gait Analysis System, APAS 2000

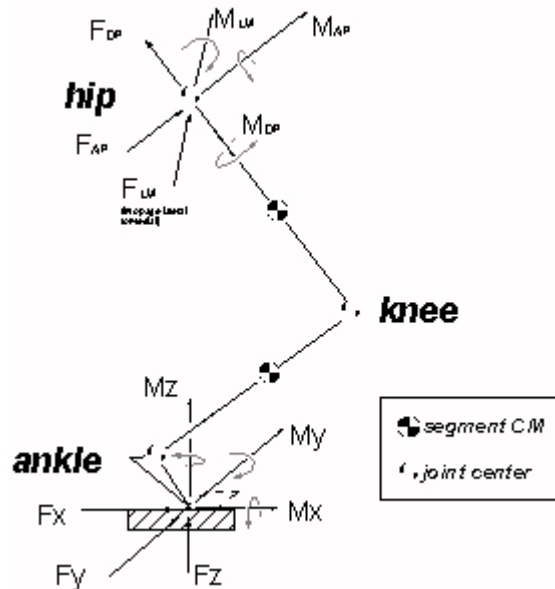


Fig. 13.2. Exemplu de poziționare a forțelor și momentelor în tripla extensie

Uneori este utilă reprezentarea în coordonate polare a mișcării, ca de pildă a variațiilor unghiulare dintre segmentele corporale sau în așa-numitul *plan al fazelor* (spațiu și viteze), atunci când mișcarea este ciclică.

Ergometrele, mai ales cele utilizate pentru canotaj, expun, în funcție de poziție, lucrul mecanic sau variația de putere. În cazul ergometrelor de antrenament, de *body building* sau de recuperare după traumatisme, efortul este afișat atât ca debit de energie (putere), cât și odometric (în formă cumulativă), iar prezentarea grafică încearcă să fie cât mai sugestivă, prin culori sau bare. Parametrii biomecanici ai mișcării și efortului se pot afișa simultan cu EMG, ca indicator *on-off* al intervalului de contracție a unor mușchi, sau cu alți indicatori fiziologici, precum frecvența cardiacă, tensiunea arterială, frecvența respiratorie etc. Procesarea computerizată simultană a acestor mărimi permite introducerea *on line* a unor limite de avertizare, a unor semnale sonore sau vizuale de alertă pentru cazul depășirii unor valori din ecartul prestabilit. Astfel, se poate declanșa un semnal de alertă, dacă frecvența cardiacă a crescut peste o anumită limită, sau dacă puterea a scăzut sau a depășit limita critică, așa cum se întâmplă în cazul exercițiilor de recuperare după traumatisme etc.

În afișarea propriu-zisă a rezultatelor achizițiilor de mărimi biomecanice nu exista standarde, deoarece acestea sunt cel mai adesea probleme de estetică. Totuși, se ține cont că, practic, nu pot fi urmărite vizual mai mult de 5-6 variații simultane și că procesarea mărimilor înseamnă un decalaj în timp (față de înregistrarea video), care, dacă este mai mare de 120 ms, deranjează percepția vizuală.

Alegerea rezoluției, în special a numărului de cadre pe secundă în înregistrările video, depinde de scop. Astfel, pentru a vizualiza creșterea unei plante este nevoie de un cadru la câteva ore, sau pentru a vizualiza impactul unui glonte sunt necesare câteva mii de cadre pe secundă, în timp ce în cazul mișcărilor atletice sunt suficiente 30 sau 60 de cadre pe secundă. Chiar și 24 de cadre pe secundă sunt percepute de majoritatea observatorilor ca o mișcare continuă, datorită remanenței imaginii pe retină, apreciată prin frecvența de fuziune a impulsurilor luminoase (SLI). Din datele noastre experimentale rezultă că sunt rare cazurile când persoanele adulte au o frecvență critică de fuziune mai mare de 30 Hz, astfel că acestea percep înregistrarea video cu 30 de cadre pe secundă ca pe o mișcare sacadată, discontinuă.

Când se folosesc platforme de presiune pentru a înregistra distribuția forțelor pe o suprafață, afișarea acestora poate fi de tip topografic, asemănătoare curbelor și suprafețelor de nivel marcate cu diferite culori. Uneori este convenabil ca distribuția presiunilor să fie reprezentată ca o grupare de vectori, a căror magnitudine este proporțională cu presiunea și care sunt orientați după direcția forțelor reactive.

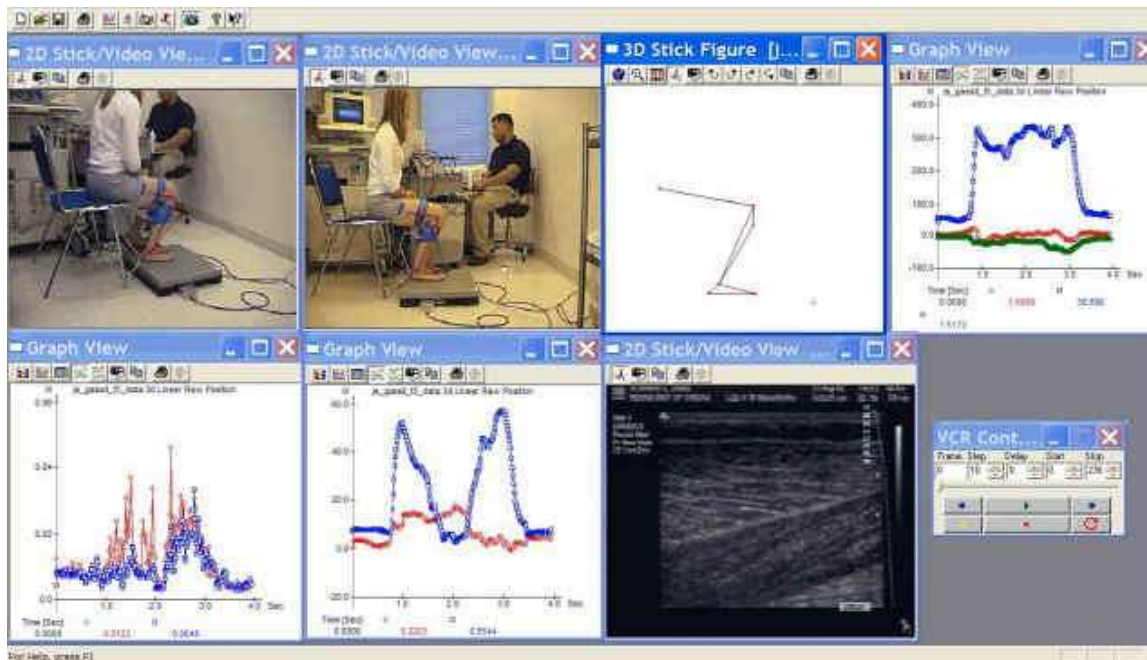


Fig. 13.3.. Specimen de înregistrare a presiunii piciorului pe platformă tensiometrică simultan cu afișarea unor mărimi biomecanice¹⁹

¹⁹ www. Ariel Gideon

Pare curios faptul că acest tip de reprezentare s-a perfecționat datorită sponsorizărilor făcute de marile corporații de confecționat încălțăminte. De fapt, beneficiarii acestor cercetări de presiune pe suprafața tălpii au dorit, din motive comerciale, să perfecționeze încălțăminte sportivă și s-o diversifice pe ramuri de sport.

Indiferent de modul de reprezentare, fiecare valoare grafică este la început o cifră dintr-o matrice stocată în fișiere speciale. Lungimea mesajului, de fapt măsura în biți a informației, determină rezoluția grafică. Afișarea grafică a rezultatelor are întotdeauna o rezoluție optimă în funcție de scop. În biomecanica aplicată la tehnicile de execuție sportivă, 16 biți par a fi suficienți pentru o vizualizare rezonabilă. Ar mai fi de adăugat că transferul de imagini la distanță este astăzi o problemă relativ simplă, astfel încât analiza biomecanică se poate face quasi-instantaneu în laboratoare, în timp ce înregistrările se derulează pe terenul sportiv.

13.4. Interpretarea rezultatelor achizițiilor computerizate de mărimi biomecanice

În sens larg, achizițiile computerizate de mărimi biomecanice pot fi considerate *măsurători* ce se supun regulilor metrologiei. Reamintim că orice proces de măsurare este supus erorilor aleatoare sau sistematice, care pot fi, pe de o parte, ne semnificative, sau, în partea opusă, pot altera rezultatul într-o măsură inacceptabilă. Fără a intra în detalii, prima întrebare pe care un specialist în biomecanică și-o pune sau ar trebui să și-o pună, atunci când intenționează o achiziție de mărimi biomecanice, este aceea dacă mărimea măsurată este și cea dorită. De exemplu, multe instalații care pretind că măsoară stabilitatea posturală, adică mecanograma proiecției centrului de greutate, de fapt măsoară viteza de variație a deplasărilor proiecției centrului de greutate în poligonul de susținere, deoarece folosesc traductoare accelerometrice și nu lineare. Tot ca exemplu, menționăm o confuzie frecventă referitoare la interpretarea tensiunii mecanice din mușchiul contractat, care este văzut de multe ori ca o mărime proporțională cu amplitudinea semnalului electromiografic global. Amplitudinea EMG, dar și frecvența *spike*-urilor sau schimbările de fază sunt, într-adevăr, proporționale cu tensiunea mecanică, dar numai într-un ecart extrem de îngust, corelația lineară fiind, astfel, ne semnificativă.

Referitor la erori, un exemplu de eroare sistematică este aceea legată de paralaxă, adică de unghiul sub care se înregistrează video o mișcare plană. Desigur că aceste erori sistematice pot fi corectate analitic, cel mai adesea prin înlocuirea valorii lungimii corzii (planului de mișcare) cu lungimea arcului aferent. Este adevărat că, de cele mai multe ori, erorile sistematice, cum ar fi cele introduse de

etalonul necorespunzător, nu schimbă interpretarea globală a mișcării în sensul formei acesteia, dar pot genera interpretări greșite atunci când se fac comparații între înregistrări diferite.

Erorile întâmplătoare sau nesistematice au, prin definiție, o multitudine de cauze, ele fiind, în mare măsură, atribuite operatorului. Probabil că tot atât de multe sunt și tipurile de filtre sau metodele care pot elimina aceste erori în mod automat (computerizat) sau decizional, prin intervenția operatorului, considerat aprioric că este competent și că are experiența statistică necesară în legătură cu fenomenul respectiv. De exemplu, așa-numitul criteriu Grubs de eliminare a erorilor întâmplătoare, pretinde că mărimi izolate, a căror magnitudine se află în afara intervalului delimitat de media aritmetică plus trei abateri standard, trebuie considerate erori întâmplătoare.

Uneori erorile pot fi aparente sau pot ascunde fenomene neelucidate încă, așa cum i s-a întâmplat autorului acestor rânduri în cazul interpretării EMG la contracția unor mușchi sinergici ai unui sportiv de performanță. Analiza spectrală a acestei EMG de suprafață a arătat, în acest caz, ca o curbă gaussiană cu două cocoșe, fapt considerat initial ca o eroare metrologică. La o analiză circumstanțială mai atentă a reieșit că, de fapt, specializarea excesivă și compensatorie a fibrelor fazice și tonice din cei doi mușchi sinergici la acel sportiv, altminteri bine antrenat, făcea ca două curbe Gauss să se suprapună defazat și, astfel, să pară că este vorba de o singură curbă spectrală cu două cocoșe.

Interpretarea rezultatelor unei achiziții *științifice* de mărimi biomecanice, cum ar fi mișcarea sau tehnica de execuție sportivă, ca și a oricărui fenomen, trebuie să fie *sistematică* și *sistemică*. Atributul *științific* impune o anumită ordine și claritate a raționamentelor, dar mai ales raportarea cauzală a efectului.

Logica aristotelică, prin care se leagă direct efectul de cauză, pare a fi insuficientă pentru o interpretare corectă în știința de avangardă, unde între cauză și efect se interpune un *proces* (sau procesor, mecanism etc.). De pildă, chiar teoretic vorbind, același antrenament practicat de doi sportivi diferiți duce la rezultate sportive diferite. Ceea ce diferențiază în acest caz rezultatele poate fi talentul diferit al celor doi sportivi, adică factorul (procesorul) individual al heterostaziei de efort. În acest context se poate spune că toate mărimile biomecanice măsurate au o cauză, de regulă forțele interne (contractiile musculare), coroborate cel puțin cu forța gravitațională.

Interpretarea rezultatelor procesării computerizate a acestor mărimi trebuie să țină cont de legile biomecanicii; amintim legea demarării mișcării, legea conservării puterii și legea eforturilor obositoare. O interpretare corectă nu trebuie să țină cont, însă, de convențiile mecanice, în care, de exemplu, forțele apar și dispar instantaneu, sau lucrul mecanic nu s-ar produce fără deplasare și nu ar produce oboseală etc.

Subliniem, ori de câte ori avem ocazia, chiar cu riscul a ne repeta, că dintr-un raționament ipotetic, adică *dintr-o ipoteză*, chiar dacă ea se confirmă într-un experiment, *nu se poate scoate o teză*, adică un fapt demonstrat. Ipotezele sunt ca premisele particulare dintr-un silogism. Fără premiza principală silogismul nu rezistă logic. Ipoteza, pentru a deveni teză, trebuie să fie demonstrată, fapt imposibil de realizat experimental. Un experiment poate doar să confirme o ipoteză și nimic mai mult. Concluzia unui astfel de experiment este o *ipoteză confirmată* (deci tot o ipoteză), fiind totuși un pas important în știință. Cu alte cuvinte, validarea ipotezei se face de către practică, de regulă cu verificări multiple. Pentru a putea demonstra ceva într-un experiment, în sens logic, ar trebui să plecăm de la premiza principală conform căreia esanționul studiat este cu siguranță reprezentativ pentru populația statistică la care ne referim. Faptul că nu știm de la început, ci doar bănuim, că eșanționul face parte din populația statistică provoacă experimentul.

Ar mai fi de adăugat faptul că optimizarea mișcării biomecanice nu înseamnă întotdeauna și optimizarea tehnicii de execuție sportivă. De exemplu, viteza maximă a mingii de tenis în serviciu se obține atunci când serva se face cu brațul întins și racheta coliniară cu acesta. Numai că, după cum se vede din practică, majoritatea jucătorilor celebri de tenis servesc cu cotul flexat, probabil pentru a masca direcția în care pleacă mingea și a-l surprinde pe adversar. La fel se întâmplă și la săritura de blocaj la volei, unde flexia genunchilor, cu toate că ajută la înălțimea săriturii, este mascată și redusă, tot pentru a-l surprinde pe adversar. Este de înțeles că în unele sporturi, precum gimnastica artistică, criteriul de optimizare este cel estetic, care, de cele mai multe ori, se află în contradicție cu cel biomecanic.

XIV. SINTEZA MIȘCĂRILOR LOCOMOTORII

14.1. Sinteza ca instrument progresist

Ca metodă rațională, sinteza compune părți, realizând întregi. Sinteza creează sau inventează, apoi constată și eventual critică. Cu toate că pare o operație inversă analizei, ea nu este în opoziție cu analiza, ci se află în raport de quadratura. Vrem să spunem că sinteza nu se opune diferenței, ci *lipsei de asemanare*, ceea ce este cu totul altceva. Ori, un lucru sau un fenomen poate fi în același timp atât *diferit* față de altul, cât și *asemănător* cu acesta. De aceea, în practica cercetării, în general în alte științe decât filosofia, analiza și sinteza nu pot fi separate decât artificial. Toate demersurile de sinteză au o parte analitică, după cum și invers.

Sinteza mișcării în biomecanică pleacă de la un volum imens de cunoștințe cumulate deja despre structurile mișcării, indiferent dacă este vorba de mișcările naturale - mers, alergat, sărituri etc. - sau este vorba de tehnici sportive, precum aruncarea suliței, blocajul la volei, lovitura liberă la fotbal etc. De aceea, sinteza pare a fi mai dificilă decât analiza, având de adăugat ceva nou, dar și progresist, la fondul de *know-how*.

De exemplu, stilul ventral de aruncare a greutății a fost înlocuit cu succes de stilul O'Brien de aruncare, având elanul cu spatele la direcția de aruncare, iar acesta din urmă a fost înlocuit cu stilul în care elanul este o piruetă. Fără îndoială, stilul cu piruetă va fi înlocuit cu un altul conceput sintetic, în care se va pleca de la cerințele teoretice ale elanului celui mai eficient. Se știe, bunăoară, că distanța de aruncare depinde de viteza de lansare a bilei. Cum ar trebui să fie accelerația în elan, astfel încât viteza să crească tot mai mult? Un specialist în biomecanică, prin definiție cunoscător al fizicii, ar răspunde imediat, probabil astfel: "numai un model matematic exponențial are derivatele exponențiale, prin urmare elanul trebuie să asigure o creștere exponențială a vitezei".

Sinteza unei astfel de mișcări nu este ușoară, deoarece condițiile restrictive ale lanțului cinematic uman sunt severe, apoi spațiul de elan este relativ mic, din considerente de regulament athletic. Deci sarcina biomecanicii teoretice este de a găsi soluții la problemele de eficiență a mișcării, nicidecum de a explica soluțiile "găsite" experimental, așa cum, cu regret constatăm, s-a întâmplat cu celelalte stiluri de aruncare a greutății.

14.2. Conceptele metodelor de sinteză segmentară

Metodele de analiză și sinteză ale biomecanicii sunt printre principalele beneficiare ale dezvoltării impresionante a tehnicii de prelucrare automată a imaginilor și a computerizării. Analiza sau sinteza mișcării prin calcule analitice și prelucrări grafo-analitice este, din ce în ce mai mult, înlocuită cu succes de procedeele de animație, de confecționare de jocuri electronice, de robotică sau biomimetism.

Aspectele comerciale care, de regulă, devansează pe cele științifice, au generat zeci de softuri de sinteză a mișcării, bazate pe înregistrarea mișcărilor segmentale marcate cu senzori sau repere reflectorizante. Toate aceste procedee se pot aplica în biomecanică pentru sinteza sau studiul unor mișcări de tehnică sportivă, de corecție în cazul disfuncțiilor sau de ameliorare în vederea integrării sociale a handicapaților.

Deoarece procedeele de sinteză a mișcării aparțin practicii, iar descrierea facilităților *software* nu-și are locul aici, ne vom referi numai la conceptele metodelor de sinteză segmentară, de fapt la cadrul problematicii ei.

- Cadrul problematicii sintezei poate începe de la întrebarea: *ce fel de mișcare urmează să fie sintetizată?* Cele mai multe mișcări deja sintetizate se referă la locomoția bipedă (mers și alergare) și sunt tratate ca oscilații ale unor pendule inverse, articulate simplu sau complex (dublu, triplu etc.). Alte mișcări pot fi cele aciclice: de translație, de rotație sau elicoidale, eventual combinate.
- Următoarea întrebare care delimitează problemele se referă la *tipul de optim* (minim sau maxim): de energie, de entropie informațională, de coordonare sau de complexitate. De exemplu, la aruncarea suliței se cere ca viteza (implicit puterea) să fie maximă în momentul lansării, pe când la aruncarea la coșul de baschet se cere ca precizia (entropia informațională), generată de coordonarea vizuală și senzoriala tactilă, să fie adecvată în momentul lansării.
- Delimitarea sau, altfel spus, extinderea problemei, se referă la numărul de mase (centre de greutate) alese, la câte segmente și articulații recurgem, precum și la câte reazeme acceptăm în sinteza mișcării.
- Cum este și firesc, urmează să punem condițiile restrictive ale problemei, condiții ce constau, de regulă, din limite articulare (de mobilitate), raporturi și dimensiuni segmentale concrete, accelerații, puteri și energii limitate (de talent și de nivel de pregătire).

Pe de altă parte, segmentele la care ne referim sunt cele convenționale pentru un model de motricitate sportivă. Astfel de segmente sunt brațul, antebrațul, trunchiul, coapsa, gamba etc. Siluetele articulate au, în mod convențional, anumite dimensiuni sau raporturi, care depind de sex, vârstă, tipologie somatică etc. Pentru studiul mișcărilor articulare ale siluetelor au fost elaborate softuri performante, astfel încât sinteza a devenit un demers de rutină pentru desenele animate și jocurile electronice, rămânând ca imaginația realizatorului să creeze personajele care execută mișcărilor respective.

Teoretic, problemele de sinteză au la baza mase concentrate în centre de mase (greutate), segmente articulate și ecuații de mișcare, ale căror soluții sunt mișcărilor sintetizate. Dificultatea rezolvării lor nu este dată de numărul de mase concentrate și segmente articulate, ci de restricțiile impuse. Particularitățile anatomo-funcționale ale organismului uman, limitările articulare, precum și accelerațiile limitate ale efectorului muscular fac ca numai o mică parte din soluțiile problemelor de sinteză să fie acceptabile. De exemplu, alergarea bipeda a omului nu se poate face sub un unghi foarte mic, așa cum ar reieși din calcule că ar fi eficient, deoarece flexiile segmentelor membrelor inferioare sunt limitate, iar forța de împingere a solului este relativ mică, apărând tendința de pierdere a echilibrului.

Majoritatea specialiștilor în biomecanică acceptă modelul pendulului răsturnat pentru mișcarea de mers sau alergare. Dar nu este același lucru dacă analizăm mișcarea de mers sau alergare cu modelul pendulului răsturnat simplu, articulat sau dublu articulat.

Pentru săritura în înălțime de pe loc, așa-numita "*Sargent jump*", modelul analitic poate concentra întreaga greutate în cgg; poate avea două locații de concentrare a greutății, însemnând că mișcarea de triplă extensie nu numai că împinge în sus greutatea părții superioare a corpului, dar și trage după sine greutatea membrelor inferioare; mai poate avea și o a treia locație, pe lângă cele două de mai sus, care concentrează separat în brațe o parte din greutate, folosind-o ca masă inerțială.

Desigur că modelul cu trei locații ale centrelor de greutate este mai complex, mai puțin concesiv, ceea ce îl face mai dificil de calculat; dar, în același timp, este și mai precis, mai aproape de o realitate palpabilă. Vrem să spunem că ridicarea brațelor în timpul elanului, prin momentele inerțiale create, contribuie în mod considerabil la creșterea amplitudinii săriturii, fapt ușor sesizabil și consemnat încă din antichitate de către Aristotel.

14.3. Sinteza săriturii pe verticală fără flexie rapidă

În cele ce urmează, această săritură este tratată ca o quadrupla extensie a trei centre de greutate (mase): picioare, trunchi (inclusiv cap) și brațe.

Acțiunile, adică produsul dintre forțele nete care realizează extensia și durata impulsului sunt considerate independente pentru deplasarea pe distanțele x_1 , x_2 , x_3 ale centrelor de greutate. Constrângerile cinematice se referă la *limita* distanțelor dintre mase, la *unghiurile* dintre segmente și la *raportul* acestora. Soluțiile ecuațiilor de mișcare sunt particulare pentru parametrii asumați (mase, dimensiuni segmentale, forțe și momente cunoscute).

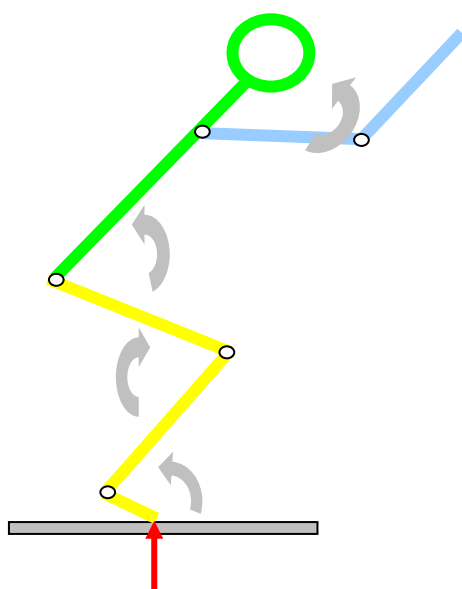


Figura 14.1. Sinteza mișcării de elan în săritura pe verticală folosind trei centre de masă (picioare, trunchi -inclusiv cap- și brațe) și patru extensii. Explicații în text

Ele provin din rezolvarea computerizată a unui sistem de ecuații diferențiale elaborat pe principiul conservării momentelor. După cum spuneam, specialistul în biomecanică nu mai este obligat să elaboreze singur setul de constricții sau ecuațiile diferențiale; computerul face totul, dar cu un amendament serios: eroarea la intrare generează erori la ieșire!

În figura de mai sus, extensia coatelor odată cu ridicarea brațelor creează un moment inerțial care mărește viteza de desprindere a sistemului articulat. Altfel, săritura pe verticală poate fi considerată o triplă extensie a unui lanț cinematic cu

restricția ridicării centrului de greutate pe verticală (a se revedea paragraful lanțurilor cinematice din capitolul III).

În sinteza mișcării, pentru început se construiește modelul mecanic asociat ecuațiilor de mișcare, iar apoi se pun condițiile restrictive. Modelul mecanic constă din trei grupe de segmente (culori diferite în figura 8.1.) de mase diferite, din trei forțe nete acționând cvasi-independent și alte caracteristici mecanice de structură (vâscozitate și elasticitate), plus alți parametri geometrici. Principalele condiții restrictive se referă la diferențele de înălțime dintre centrele de masă, relațiile dintre segmentele corporale și unghiurile dintre segmente.

Se mai pun și condiții de control ale sistemului în mișcare, care, în cazul de față, sunt condiții de *optim*. Mai exact, cum trebuie să varieze momentele celor trei grupaje segmentale (ce compun momentul maxim), astfel încât săritura să fie cât mai înaltă?

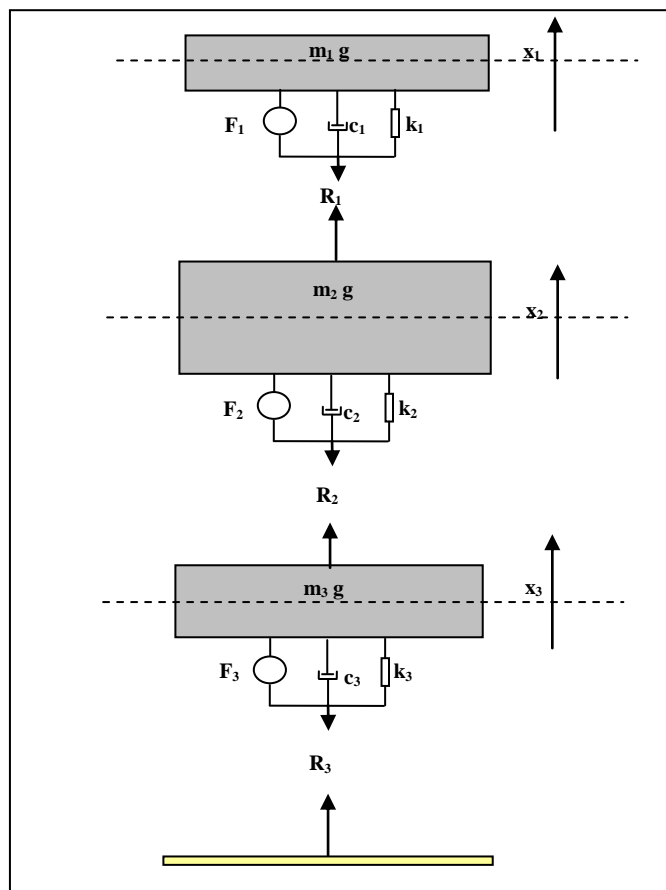


Figura 14.2. Modelul mecanic al elanului săriturii pe verticală fără flexie rapidă.
Explicații în text

Insistăm asupra faptului ca această cerință de optim este principala idee care diferențiază sinteza de analiză. Cerință de optim compune variațiile de momente, pe când constatarea variațiilor de momente descompune săritura maximă.

Mai revenim asupra ideii conform căreia sinteza, dar și analiza mișcărilor sunt demersuri simple datorită computerizării și că doar punerea condițiilor și identificarea optimului sunt dificile. Dificultățile sintezei continuă la implementarea rezultatelor, atunci când modelul mecanic se confruntă cu realitatea (adică cu ceea ce nu poate fi numit modelul real).

În figura 14.2. sunt reprezentate trei centre de greutate ale unor segmente corporale din mișcarea de elan a săriturii pe verticală. Datorita acțiunilor forțelor grupate ale mușchilor extensori și a momentelor create de ele, aceste mase inerțiale se deplasează restrictiv, realizând variații de înălțime cvasi-independente. Întregul sistem va fi propulsat pe verticală datorită reacțiunii solului și reacțiunilor parțiale.

Soluțiile pe care le oferă computerul nu sunt numere, ci șiruri de perechi de numere, adică curbe. Fiecare centru de greutate se va înălța cvasi-independent pe verticala, ceea ce înseamnă că aceste trei curbe vor avea variații diferite în timpul elanului. În figura 14.3. sunt prezentate soluțiile optime simulate pe computer pentru datele personale ale sportivului respectiv.

Curba x_1 (de culoare roșie), care reprezintă centrul de greutate a brațelor, coboară la începutul elanului, iar după cca 0.5 secunde urcă vertiginos, ceea ce înseamnă că avântul cu brațele ar trebui (teoretic) să înceapă înaintea ridicării trunchiului, chiar în flexie accentuată. În acest fel, simularea mișcării de elan arată, în general, modul optim de variație comparativă a celor trei grupe de mase ale modelului teoretic.

Dacă sportivul ar urma dinamica acestei mișcări sintetizate, el ar valorifica la maximum calitățile sale motrice și ar sări atât cât este el capabil. Prin urmare, informațiile obținute din simularea unei mișcări sintetizate oferă sportivului și antrenorului sau informații despre tehnica mișcării, în speță cea a săriturii pe verticală.

Informațiile sunt cu mult mai prețioase atunci când simularea, adică sinteza este judecată în comparație cu o săritură reală, considerată aprioric maximă, analizată biomecanic. Prin comparație, adică prin ceea ce înseamnă a pune sinteza și analiza față în față, se pot remarca diferențe semnificative.

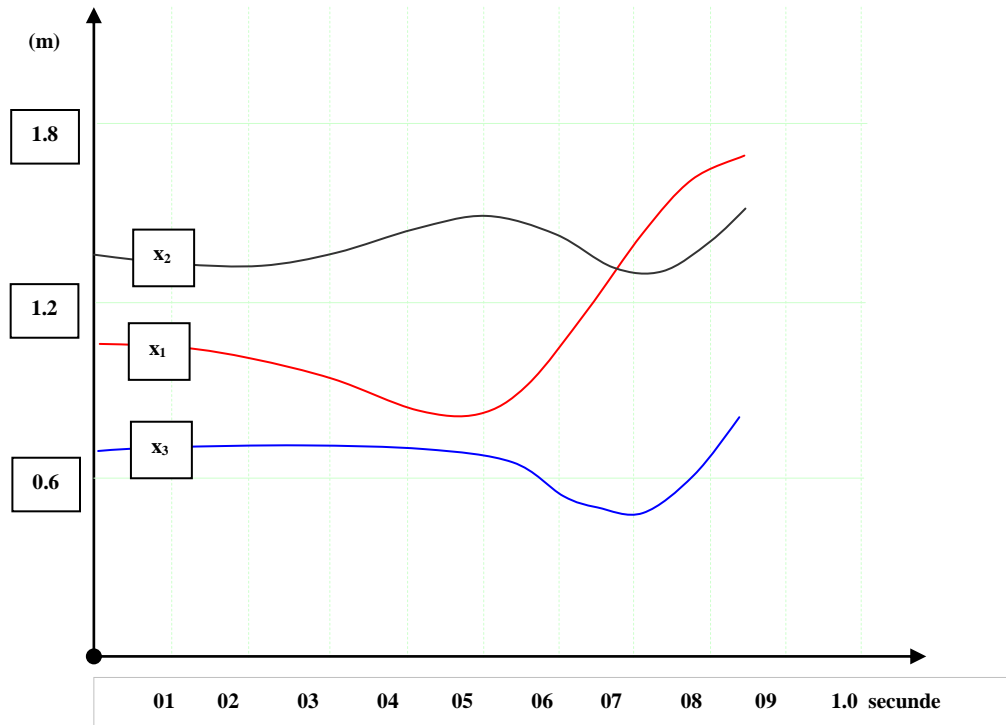


Figura 14.3. Variația de poziție relativă a înălțimilor centrelor de greutate în elanul săriturii pe verticală, simulat pe computer. Explicații în text.

Diferențele semnificative pot fi considerate fie greșeli de tehnică, fie rezerve de potențial biomotric. Important este, credem noi, că partea a doua a demersului de sinteză, adică implementarea în practică, să fie adecvată.

Nu trebuie să uităm că sinteza se realizează pe modele teoretice care aproximează realitatea. În cazul exemplului discutat de noi, aproximarea săriturii prin trei grupe de mase (centre de greutate) este rezonabilă, rezultând că sportivul în cauza fie că ridică brațele mult prea lent sau prea târziu în extensie, fie că, față de ceea ce poate, mai are o rezervă biologică considerabilă, așa cum rezultă din figura 14.4.

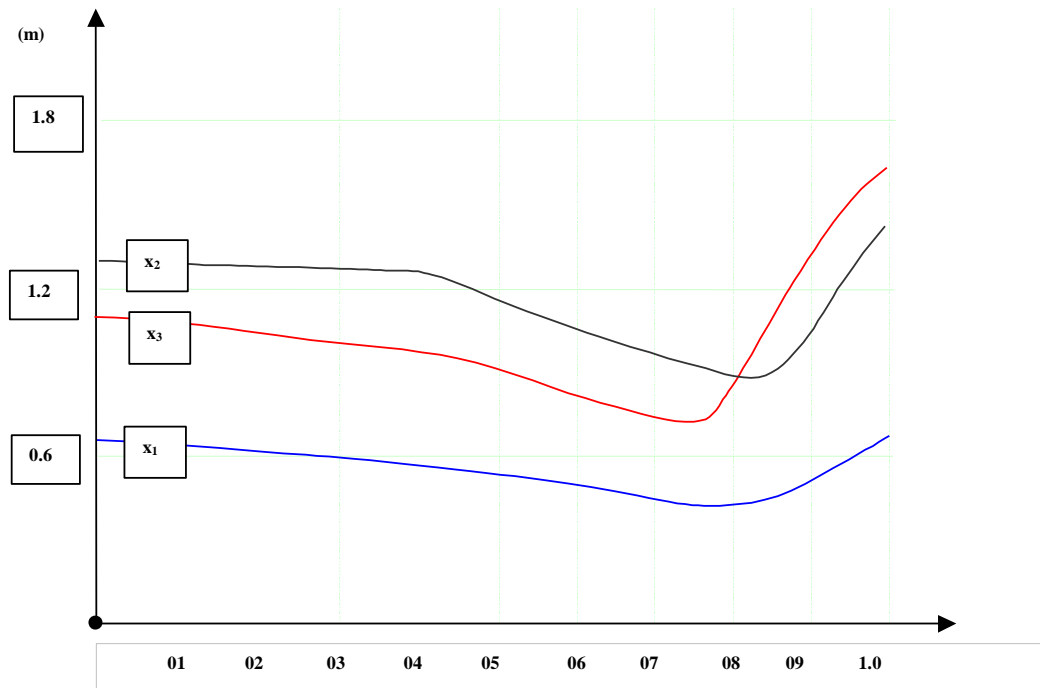


Figura 14.4. Variația înălțimii centrelor de greutate în elanul săriturii pe verticală. Datele experimentale sunt obținute din analiza unei sărituri înregistrate pentru un sportiv cărui se cunosc parametrii biomecanici. Aceiași parametri biomecanici au fost folosiți în simulare pe computer pentru sinteza elanului prezentat în figura 14.3.

Dacă observăm și încercăm să interpretăm comparativ cele două figuri, una reprezentând sinteza unei sărituri fictive prin simularea la computer, iar cealaltă analiza unei sărituri reale, putem remarca diferențe de variație atât în timp (elanul săriturii fictive durează cca 0.85 secunde, pe când cel al săriturii reale 0.98 secunde), cât și în spațiu (brațele și trunchiul în săritura reală urcă în paralel, pe când în elanul simulat brațele ar trebui să înceapă avântul mult mai devreme decât se ridică trunchiul). Se pot remarca și alte diferențe fine, probabil neimportante; dar cel mai important pentru conceptul de metoda sintetică rămâne un singur lucru: sinteza *crează* întregi combinând părțile, pe când analiza *descoperă* părțile din întregi. Ambele concepte sunt benefice pentru știință și, desigur, pentru biomecanică.

BIBLIOGRAFIE SELECTIVĂ

- 1 **Baciu, C.** - Anatomia Funcțională și Biomecanica Aparatului Locomotor, Ed. Sport-Turism, Bucuresti, 1977
- 2 **Barham, J.** - Mechanical Kinesiology, Ed. Mosby Comp., Saint Luis, 1978
- 3 **Barton, J.** - Biomechanika . Ed.Tankonyvkiado, Budapesta, 1984
- 4 **Bota, Cornelia** - Ergofiziologie, Ed. , Bucuresti, 2001
- 5 **Coconetu, M.** - Rolul biomecanicii în creșterea eficienței și spectaculozității execuțiilor tehnice în fotbalul de performanță, Teza de Doctorat, uz intern ANEFS, Bucuresti, 2002
- 6 **Cooper, J. and col.** - Kinesiology, Ed. Mosby Comp., Toronto, 1982
- 7 **Cordun, Mariana** - Kinetologie, Ed. Axa., Bucuresti, 2000
- 8 **Duboy, J.** - Mecanique humaine, Ed. Revue EPS, Paris, 1994
- 9 **Epuran, M. si col.** - Psihologia sportului de performanta. Ed. FEST, Bucuresti, 2001
- 10 **Gagea, A.** - Metodologia cercetării științifice în educație fizică și sport, Editura Fundatiei “Romania de Maine”, Bucuresti, 1999
- 11 **Gagea, A.** - Statistica computerizată, Editura Ecologică, București, 2000
- 12 **Gagea, A.** - Informatica și statistica, curs master, Editura ANEFS, Bucuresti, 1995
- 13 **Gagea, A.** - Biomechanics and Physics, in “Sport Medicine”, Edited by J. Willams and P. Sperryn, London, 1976
- 14 **Gagea, A.** - Probleme de Biomecanică în Sport în “Medicina Sportiva Aplicată” sub redacția Prof. dr. I. Dragan, Editis, București, 1994
- 15 **Iliescu, A si Dora Gavrilesu** - Anatomia Funcțională și Biomecanica, Ed. Sport-Turism, București, 1976
- 16 **Kirkenda,** - Measurement and Evaluation for Physical Educators.

- L. si col.** Ed. WCB, U.S.A., 1980
- 14 **List, W.F.** - Systolic Time Intervals. Ed. Springer Verlag,
si col. Heidelberg, 1980
- Miller, D.** - Biomechanics of Sport. Ed. Lea & Febiger,
si Philadelphia, 1973
R.C.Nelson
- 15 **Morecki** - Bionika Ruchu. Ed. P.W.N., Varsovia, 1971
A. si col.
- 16 **Sahleanu,** - Biofizica, Editura Didactica si Pedagogica, Bucuresti,
V. 1966
- 17 **Sbenghe,** - Kinetologia profilactica si terapeutica a recupearilor.
T. Ed. Med., Bucuresti, 1987
- 18 **Sbenghe,** - Recuperarea medicală a sechelelor post traumatice ale
T. membrilor. Ed. Med., Bucuresti, 1981
- 19 **Simonian,** - Fundamentals of sports biomechanics. Ed. Prentice-
C. Hall, New Jersey, 1981
- 20 * * * - International Journal of Sport Biomechanics, Ed.
ISB, U.S.A., 1989